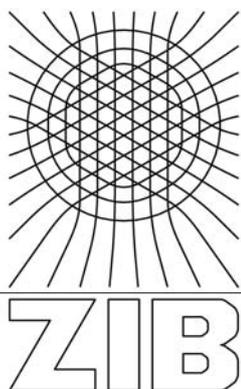
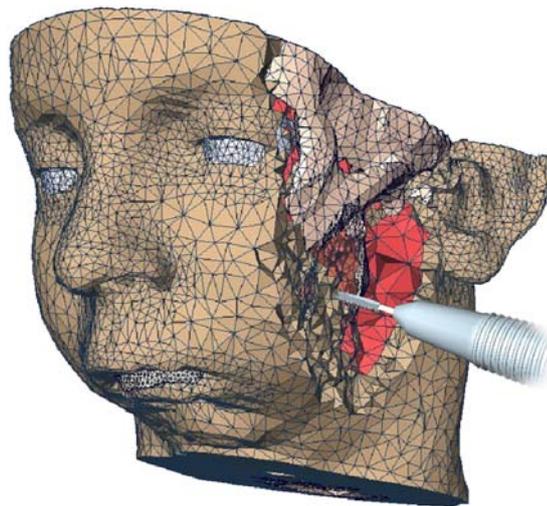


Computergestützte 3D Osteotomieplanung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung



Stefan Zachow

Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin

Computergestützte 3D Osteotomieplanung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung

vorgelegt von

Dipl.-Inform. (TU) – Dipl.-Ing. (FH)

Stefan Zachow, geb. Teubner

Von der Fakultät IV – Elektrotechnik und Informatik
der Technischen Universität Berlin
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften

– Dr.-Ing. –

genehmigte Dissertation

Promotionsausschuss:

Vorsitzender: Prof. Dr.-Ing. Olaf Hellwich

Berichter: Prof. Dr.-Ing. Heinz U. Lemke

Berichter: Prof. Dr.-Ing. Bernhard Preim

Berichter: Prof. Dr.-med. Dr.-med. dent. Hans-Florian Zeilhofer

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 4. Februar 2005

Berlin 2004

D 83

Kurzbeschreibung und Gliederung

In der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG-Chirurgie) sowie den Disziplinen der orthopädischen Chirurgie, der plastisch-ästhetischen Chirurgie und der Traumatologie stehen Ärzte oft vor dem Problem, komplexe Fehlstellungen, Fehlbildungen oder Defekte dreidimensionaler knöcherner Strukturen korrigieren bzw. rekonstruieren zu müssen, ohne über ausreichende Möglichkeiten zu verfügen, die Auswirkungen dieser Korrekturen in vollem Umfang abschätzen zu können. Die Erfahrung eines Chirurgen ist natürlich entscheidend bei der Therapieplanung, doch aufgrund der Individualität der Patienten, der Komplexität der anatomischen und physiologischen Zusammenhänge des menschlichen Organismus, sowie der Forderung nach optimaler funktioneller und ästhetischer Rehabilitation, sind Chirurgen auf zusätzliche Planungshilfen und Planungsdaten angewiesen.

Die bisherigen Planungsverfahren – computerunterstützt in 2D oder an dreidimensionalen Kunstharzmodellen – sind in vielerlei Hinsicht limitiert. Unterschiedliche Vorgehensweisen mit wechselseitigen Abhängigkeiten lassen sich derzeit nur schwer planen und wichtige Planungskriterien, wie die Bewertung von Risikostrukturen oder die resultierende Weichgewebeanordnung, können mit konventionellen Methoden in der Planung bisher nicht ausreichend berücksichtigt werden. Besonders bei sehr komplexen oder asymmetrischen Fehlstellungen reichen die bisherigen Hilfsmittel nicht aus. Zur optimalen Operationsplanung benötigen Chirurgen Verfahren, die ihnen die realen dreidimensionalen Verhältnisse unter Berücksichtigung des Weichgewebes für die Operationsplanung erschließen.

In der vorliegenden Arbeit wird die computergestützte Planung von chirurgisch gesetzten Knochenfrakturen bzw. Knochenschnitten – sogenannten Osteotomien¹ – an dreidimensionalen, computergrafischen Schädelmodellen, sowie die Umpositionierung separierter knöcherner Segmente im Kontext der rekonstruktiven MKG-Chirurgie behandelt. Durch die 3D Modellierung und Visualisierung anatomischer Strukturen, sowie der 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung unter Einbeziehung der resultierenden Weichgewebedeformation wird den Chirurgen ein Werkzeug an die Hand gegeben, mit dem eine Therapieplanung am Computer durchgeführt und diese in Hinblick auf Funktion *und* Ästhetik bewertet werden kann. Unterschiedliche Strategien können dabei erprobt und in ihrer Auswirkung erfasst werden.

¹ ost(e): gr. **οστέον** – Knochen; tom: gr. **τομή** – schneiden

Es wird ein methodischer Ansatz vorgestellt, der zum einen die chirurgische Planung im Vergleich zu existierenden Ansätzen deutlich verbessert und zum anderen eine robuste Weichgewebeprediktion, durch den Einsatz geeigneter volumetrischer Planungsmodelle und eines physikalisch basierten Weichgewebemodells unter Nutzung numerischer Lösungsverfahren in die Planung integriert. Die Visualisierung der Planungsergebnisse erlaubt sowohl eine anschauliche und überzeugende, präoperative Patientenaufklärung, als auch die Demonstration möglicher Vorgehensweisen und deren Auswirkungen für die chirurgische Ausbildung. Ferner ergänzen die Planungsdaten die Falldokumentation und liefern einen Beitrag zur Qualitätssicherung.

Die Arbeit ist in sieben Kapitel gegliedert und wie folgt strukturiert:

Kapitel 1: Im ersten Kapitel wird die medizinische Aufgabenstellung bei der chirurgischen Rekonstruktion von Knochenfehlbildungen und -fehlstellungen in der kraniofazialen Chirurgie sowie die daraus resultierenden Anforderungen an die Planung beschrieben. Über die Problemstellung und die chirurgischen Anforderungen wird das Thema der vorliegenden Arbeit motiviert.

Kapitel 2: Ein umfassender Überblick über entsprechende Arbeiten zur computergestützten Planung knochenverlagernder Operationen wird im zweiten Kapitel gegeben. Es werden die Voraussetzungen zum Verständnis des in dieser Arbeit untersuchten Ansatzes für eine verbesserte 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung geschaffen. Im Anschluss werden die Defizite für ein klinisch nutzbares Planungssystem diskutiert und diese Arbeit zu den Vorarbeiten abgegrenzt.

Kapitel 3: Im dritten Kapitel wird die Generierung anatomischer 3D Planungsmodelle aus tomografischen Bilddaten beschrieben, wie sie die Grundlage für den in dieser Arbeit vorgestellten Planungsansatz bilden. Aus qualitativ hochwertigen Oberflächenmodellen, die alle planungsrelevanten Grenzflächen von Organ- bzw. Geweberegionen enthalten, werden unter Bewahrung wichtiger anatomischer Details topologisch korrekte, inhomogene Volumengitter generiert. Die Modellgenerierung ist speziell darauf ausgerichtet, dass Gitter einer definierten Auflösung und Qualität entstehen, auf denen mit Finite-Elemente Methoden (FEM) eine Weichgewebedeformation approximiert werden kann.

Kapitel 4: Die Methoden der 3D Knochenschnitt- und -umstellungsplanung werden im vierten Kapitel vorgestellt. Im Rahmen dieser Arbeit wurden verschiedene Techniken untersucht und eine 3D Osteotomieplanung an polygonalen Schädelmodellen entwickelt, die es einem Chirurgen ermöglicht, intuitiv durch Definition von Schnittlinien am 3D Knochenmodell, eine den chirurgischen Anforderungen entsprechende Schnittplanung unter Berücksichtigung von Risikostrukturen durchzuführen. Dabei können am Planungsmodell Fehlstellungen quantifiziert, Knochenschnitte vorgenommen und die separierten

Knochensegmente interaktiv und mit Kollisionkontrolle zur funktionellen Rehabilitation repositioniert werden. Die Knochenverlagerungen lassen sich im Rahmen der Planung direkt auf das korrespondierende Weichgewebegitter übertragen und dienen somit als Vorgabe für die Berechnung der räumlichen Weichgewebedeformation.

Kapitel 5: Im fünften Kapitel wird auf die geometrische und biomechanische Weichgewebemodellierung eingegangen, die in dieser Arbeit Anwendung findet. Auf Basis eines physikalisch basierten Weichgewebemodells, in Kombination mit dem diskretisierten Weichgewebevolumen können mechanische Deformationen, unter Berücksichtigung gewebespezifischer Materialeigenschaften mit Finite-Elemente Methoden berechnet werden. Entsprechende Verfahren zur Simulation der räumlichen Weichgewebedeformation nach geplanter und simulierter Knochenverlagerung wurden in über 25 klinischen Fällen erfolgreich angewendet.

Kapitel 6: Die Entwicklung der Methoden und Werkzeuge für die computergestützte 3D Planung orientierte sich an klinisch relevanten Fragestellungen. Im sechsten Kapitel wird die Planung anhand exemplarischer Fallstudien demonstriert und so die klinische Nutzbarkeit der vorliegenden Arbeit einschließlich der räumlichen Weichgewebeprädiktion für die Planungsbewertung und die anschauliche Patientenaufklärung demonstriert. Zusätzliche Anforderungen, die sich aus der Bearbeitung der einzelnen Fälle ergaben, wurden im Entwicklungsverlauf berücksichtigt, um einem allgemeingültigen Planungsszenario für knochenverlagernde Operationen gerecht zu werden.

Kapitel 7: Im siebten und letzten Kapitel wird die Simulationsgüte des gewählten Ansatzes, d.h. die Prädiktionsqualität, exemplarisch für homogene und inhomogene Gewebemodelle anhand postoperativer CT-Daten überprüft und die Ergebnisse der Arbeit unter Berücksichtigung der Validierung diskutiert sowie Möglichkeiten der Weiterentwicklung genannt. Im Anschluss werden Perspektiven zu weiteren relevanten Planungsaspekten aufgezeigt und Möglichkeiten zu deren computergestützter Realisierung skizziert. Abschließend erfolgt eine Zusammenfassung der Anforderungen an eine integrierte, klinisch nutzbare Planungsumgebung und die Nennung der damit verbundenen Vorteile für die präoperative Vorbereitung, die Ausbildung und das Training, die Patientenaufklärung sowie die Dokumentation und Qualitätssicherung.

„Die Medizin von Morgen, die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Zukunft kennen wir nicht. . . . Eines erscheint jedoch sicher, die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie wird geprägt sein von noch mehr Präzisionsmedizin, Kommunikationssystemen und minimalinvasiven Eingriffen.“ [Koch, 2000]

Vorwort

Diese Arbeit entstand am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) in Kooperation mit dem Klinikum rechts der Isar, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der TU München, der Universitätsklinik für wiederherstellende Chirurgie, Abteilung Kiefer- und Gesichtschirurgie des Kantonsspitals Basel, dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Leipzig sowie dem Karolinska-Hospital in Schweden. Sie baut direkt auf meine an der TU-Berlin erstellte Studienarbeit auf, in der ich mich mit der Modellierung von Weichgewebe und der Simulation von Deformationsprozessen im Bereich der computergestützten Chirurgie beschäftigt habe. In meiner Diplomarbeit, die an der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Charité Berlin erstellt wurde, lernte ich die Software AMIRA (vormals Hyperplan) kennen, die am ZIB entwickelt wurde, dort in vielen Forschungsprojekten eingesetzt und dabei permanent weiterentwickelt wird. In einer Kooperation mit dem ZIB konnte bereits mit der Diplomarbeit gezeigt werden, dass sich AMIRA sehr gut für die 3D Modellrekonstruktion und die computergrafische Modellierung und Visualisierung im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eignet und sich somit als Plattform für das in dieser Arbeit behandelte Thema anbietet. Die Software AMIRA sowie die wissenschaftliche Infrastruktur des ZIB mit seiner hervorragenden Ausstattung, seiner flexiblen und wissenschaftsorientierten Verwaltung, seiner großartigen Bibliothek und all seinen ausgesprochen kompetenten Mitarbeitern, haben das Vorankommen des in dieser Arbeit beschriebenen Projektes in starkem Maße positiv beeinflusst.

Ein großer Dank gebührt dabei all meinen Kollegen am ZIB: Prof. Deuffhard und Christian Hege für ihr Vertrauen in das Projekt und dessen Förderung, Detlev Stalling und Malte Westerhoff für die Basisentwicklung von AMIRA, Evgeny Gladilin für die Bearbeitung der Weichgewebemodellierung, Bodo Erdmann für seine Implementierung schneller und effizienter Algorithmen zur numerischen Lösung der partiellen Differentialgleichungen sowie der Beantwortung meiner Fragen zur Finite-Elemente Methode, Martin Seebaß und Hans Lamecker für die gute Zusammenarbeit und ihre stets hilfreiche Unterstützung, Adam Trepczynski für die Anfertigung seiner Diplomarbeit und Andreas Schlüter für deren Fortführung, Frau Regine Kossick und ihren Mitarbeitern für den besonderen Literaturservice sowie allen anderen Kollegen, deren Namen ich hier nicht vollständig aufzählen kann, für die inspirative und freundschaftliche Atmosphäre am ZIB.

Mein Dank gilt auch allen Patienten, die mir ihr Vertrauen geschenkt und ihre Daten zu Publikationszwecken freigegeben haben. Ein besonderer Dank gebührt dabei den beiden Patienten David (siehe Abschnitt 6.3.2) und Jan (Abschnitt 6.5.2). Weiterhin danke ich den kooperierenden Chirurgen Prof. Dr. Zeilhofer und Dr. Sader sowie Dr. Hierl, Dr. Westermarck und Dr. Nkenke für ihre Motivation und die fachliche Unterstützung, Dr. Johanna Gellermann, von der Charité – Universitätsmedizin Berlin für die Anfertigung der Magnetresonanztomografien meines Kopfes, sowie Stephanie Adolf von Konika-Minolta Europe für ihre Kooperation bei der Erstellung und Analyse von Oberflächenmodellen mittels Laserscanner. Bei Prof. Dr. Heinz Lemke bedanke ich mich sehr für die Betreuung der Arbeit an der TU Berlin und seine persönliche Unterstützung. Sein starkes Engagement im Bereich der Medizin-Informatik und sein großer Überblick durch die mittlerweile zwanzigjährige Organisation der CARS-Konferenz brachten mich bereits 1995 auf das Thema der computergestützten Chirurgie. Abschließend möchte ich mich noch bei Prof. Dr. Bernhard Preim von der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Fakultät für Informatik, Institut für Simulation und Graphik, für die Übernahme des Koreferates bedanken und noch einmal bei Prof. Dr. Hans-Florian Zeilhofer für seine Begutachtung von medizinischer Seite. Der größte Dank aber geht ohne Frage an *Uta und meine Jungs!* Nur ihr Verzicht gab mir die Möglichkeit, mich so intensiv mit dieser Arbeit beschäftigen zu können.

Danke

Inhaltsverzeichnis

Kurzbeschreibung und Gliederung der Arbeit	i
Vorwort	v
Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie	1
1.1 Kraniofaziale Fehlbildungen und Fehlstellungen	2
1.2 Knochenfrakturen des Gesichtsschädels	4
1.3 Korrektur- bzw. Umstellungsosteotomie	6
1.4 Osteosynthese	9
1.5 Distraktionsosteogenese	10
1.6 Orthognathe Chirurgie	13
1.7 Konventionelle Planungsverfahren	15
1.8 Motivation und Zielsetzung der Arbeit	19
1.9 Literatur	21
Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen	27
2.1 Historische Entwicklung – 2D Planung	28
2.2 Relevante Vorarbeiten – 3D Planung	36
2.3 Aktuelle Arbeiten – Stand der Technik	46
2.4 Zusammenfassung	61
2.5 Positionierung dieser Arbeit	63
2.6 Literatur	66
Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung	79
3.1 Ausgangsdaten und deren Interpretation	80
3.2 Segmentierung tomografischer Bilddaten	83
3.3 Oberflächenrekonstruktion	88
3.4 Oberflächenvergrößerung	90
3.5 Oberflächenoptimierung zur Gittergenerierung	95
3.6 Generierung eines Volumengittermodells	102
3.7 Zusammenfassung	111
3.8 Literatur	113

Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung	121
4.1 Diagnose und Quantifizierung von Fehlstellungen	122
4.2 Knochenschnittplanung	129
4.2.1 Anzeichnen von Schnittlinien am 3D Modell	134
4.2.2 Schnittflächengenerierung	139
4.2.3 Schnittbewertung und Korrektur	145
4.2.4 Schneiden polygonaler Oberflächenmodelle	147
4.3 Knochenumstellungsplanung	152
4.4 Weitere Planungsaspekte	157
4.5 Zusammenfassung	159
4.6 Literatur	160
Weichgewebebrädiktion	167
5.1 Weichgewebemodellierung	168
5.1.1 Grundlagen und Modellierungsansätze	168
5.1.2 Ein kontinuumsmechanisches Modell	171
5.1.3 Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe	180
5.1.4 Formulierung des Lösungsansatzes	184
5.2 Simulationsvorgaben	186
5.3 Finite-Elemente Approximation	190
5.4 Zusammenfassung	197
5.5 Literatur	198
Fallstudien	205
6.1 Unterkieferhypoplasie	205
6.1.1 Bidirektionale Kallusdistraktion	206
6.1.2 Unidirektionale Kallusdistraktion	210
6.2 Unterkieferasymmetrie	212
6.3 Bignathe Fehlstellungen	217
6.3.1 Fall I	217
6.3.2 Fall II	222
6.3.3 Fall III	225
6.3.4 Fall IV	229
6.3.5 Fall V	232
6.4 Mittelgesichtshypoplasie	235
6.4.1 Fall I	236
6.4.2 Fall II	241
6.4.3 Fall III	244
6.5 Kraniofaziale Mikrosomie	247
6.5.1 Fall I	248
6.5.2 Fall II	251
6.5.3 Fall III	257
6.6 Zusammenfassung	260
6.7 Literatur	261

Bewertung und Ausblick	265
7.1 Validierung der Weichgewebepräädiktion	266
7.1.1 Prä- und postoperative CT-Daten	266
7.1.2 Reproduktion der postoperativen Knochenlage	268
7.1.3 Weichgewebesimulation und Validierung	270
7.1.4 Diskussion der Ergebnisse	277
7.2 Möglichkeiten und Perspektiven	282
7.2.1 Validierung anhand experimenteller Daten	282
7.2.2 Postoperative Verlaufskontrolle	283
7.2.3 Normalausprägung eines Schädels als Planungshilfe	284
7.2.4 3D Kephalmetrie	286
7.2.5 Kieferorthopädische 3D Planung	286
7.2.6 Praxisgerechte 3D Planung einer Dysgnathiekorrektur	287
7.2.7 Osteodistraktions- und Osteosyntheseplanung	289
7.2.8 Die ästhetische Gesichtsform als Zielvorgabe	290
7.2.9 Simulation der postoperativen Gesichtsmimik	290
7.3 3D Planung in der klinischen Anwendung	299
7.3.1 Netzverteilte kollaborative Planung	300
7.3.2 Vorteile für Ausbildung und Training	302
7.3.3 Entwicklung neuer Operationstechniken	303
7.3.4 Erweiterte Dokumentation und Qualitätskontrolle	303
7.3.5 Verbesserte Patientenaufklärung	303
7.4 Zusammenfassung	304
7.5 Literatur	307
Anhang	321
Anatomische Positionen und Lagebeziehungen	321
Die Softwareplattform Amira	325
Glossar	331
Tabellenverzeichnis	337
Abbildungsverzeichnis	339
English Summary	347
Index	349

Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

The face is the image of the soul

Cicero, 63 v. Chr.

Die präzise Korrektur bzw. Rekonstruktion komplexer und ausgedehnter Knochenfehlstellungen und -fehlbildungen (Dysmorphien) stellt eine hohe Anforderung an die Chirurgen, sowohl aus medizinisch-fachlicher als auch aus modellierend-ästhetischer Sicht. Fehlstellungen können dabei angeboren oder aber auch Folge eines Unfalls, einer Atrophie oder einer Tumorsektion sein. Das Durchtrennen und Mobilisieren von Knochen (die Osteotomie) und sein Aneinanderfügen in korrekter Position (die Osteosynthese) sind oft erforderlich, um eine regelrechte Funktion von Gelenken und Organen wiederherzustellen. In der plastisch-rekonstruktiven Chirurgie werden nach Traumen oder Tumorsektion in Fehlstellung verheilte Knochenfragmente oft re-osteotomiert und in neuer, anatomisch korrekter Lage durch Osteosynthese fixiert. Die möglichst genaue Wiederherstellung symmetrischer Verhältnisse ist dabei oft die entscheidende Forderung, die aber nur dann erfüllt werden kann, wenn die Form der zu rekonstruierenden Struktur genau definierbar ist oder aus der symmetrischen kontralateralen Seite bestimmt werden kann.

In der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG Chirurgie) handelt es sich bei Fehlbildungen bzw. Fehlstellungen häufig um sogenannte Dysgnathien, also Form- und Lageanomalien der Kiefer – unter Umständen ebenfalls mit dadurch bedingten Asymmetrien des Gesichtes. Die Folgen können, neben dentalen Okklusionsstörungen,¹ auch Kau-, Sprech- und Atemprobleme sowie degenerative Kiefergelenkserkrankungen sein. Bei solch gravierenden Kieferfehlstellungen oder -wachstumsstörungen reichen kieferorthopädische Maßnahmen in der Regel nicht mehr aus – es werden zusätzliche, knochenverlagernde chirurgische Maßnahmen erforderlich. Bei komplexen Umstellungsosteotomien steht dann zwar primär die funktionelle Rehabilitation im Vordergrund, doch ist es das Ziel, dabei auch gleichzeitig die bestmögliche ästhetische Rehabilitation zu gewährleisten.

¹ lat. *occludere, occlusus* – verschließen [Psyhyrembel, 1997]

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

„Für den rekonstruktiv-ästhetischen Chirurgen stellt die operative Veränderung von Gesichtern eine große Verantwortung dar. . . . Ziel ist das bestmögliche ästhetische Ergebnis. Diese Philosophie belebt jeden Teilvorgang, so den Planungsprozess von der anfänglichen Bewertung des Problems bis zu der Wahl des chirurgischen Vorgehens mit seinen vielen Varianten und die Ausführung.“ [Salyer, 1992]

In diesem Kapitel wird die medizinische Aufgabenstellung, die gängigen Therapiekonzepte sowie die konventionellen Planungsverfahren bei Knochenumstellungen in der MKG Chirurgie beschrieben. Darüber wird die Notwendigkeit einer *computer-gestützten* 3D Operationsplanung unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung motiviert.

1.1 Kraniofaziale Fehlbildungen und Fehlstellungen

Im Kontext dieser Arbeit wird zwischen durch Unfall, Atrophie oder Tumorresektion erworbenen Knochenfehlstellungen bzw.-defekten und angeborenen Knochenfehlbildungen unterschieden. In der Traumatologie ist das primäre chirurgische Ziel die Rekonstruktion des ursprünglichen Zustandes, und es muss normalerweise eine schnelle chirurgische Erstversorgung erfolgen. In der Onkologie ist das wesentliche Ziel die vollständige Tumorresektion. In beiden Fällen erfolgen ästhetisch-rekonstruktive Eingriffe oft erst in Sekundäroperationen unter Berücksichtigung der dann zur Verfügung stehenden Möglichkeiten, wie z.B. Korrekturosteotomien, Gewebetransplantation oder einer prothetischen Versorgung [Schwipper und Tilckorn, 1997]. Bei der Behandlung von angeborenen Fehlbildungen ist präoperativ nicht bekannt welche Gesichts- oder Schädelform chirurgisch herzustellen ist. Es steht aber, wie auch bei Sekundäroperationen, mehr Planungszeit zur Verfügung, um die ästhetischen Aspekte des chirurgischen Eingriffs berücksichtigen zu können.

Bei angeborenen kraniofazialen Fehlbildungen lassen sich weiterhin die folgenden beiden Unterscheidungen treffen: Fehlbildungen des Gehirnschädels (Neurokranium) und des Gesichtsschädels (Viszerokranium) [Putz und Pabst, 1999]. Eine Fehlbildung des Gehirnschädels wird im Allgemeinen durch eine frühzeitige Verknöcherung der Schädelnähte hervorgerufen (Kraniosynostosen). Das Wachstum des Schädels wird dabei senkrecht zur betroffenen Naht gehemmt, wobei gleichzeitig eine verstärkte Wachstumsausdehnung in Richtung der betroffenen Naht stattfindet [Mühling, 2000]. Im Verlauf des Wachstums entsteht so ein Missverhältnis zwischen dem Volumen der Schädelkapsel und dem wachsenden Gehirn (siehe Abb. 1.1). Aus dem pathologischen Schädelwachstum resultieren in der Regel funktionelle Störungen, die den ästhetischen Beeinträchtigungen erst einmal überwiegen. Dennoch beeinflusst eine vorzeitige Synostosierung oft auch die Entwicklung des Viszerokraniums (Morbus Crouzon, Apertsyndrom etc.), wie z.B. der knöchernen Augenhöhle (Orbita) [Mühling und Zöllner, 1997].

1.1 Kraniofaziale Fehlbildungen und Fehlstellungen



Abbildung 1.1: Frühkindliche Fehlbildungen des Neuro- und des Viszerokraniums: Brachyzephalus [Salyer, 1992], Apert Syndrome [Tennessee Craniofacial Center, 1997], Morbus Crouzon [Zeilhofer, 1998]

Fehlbildungen dieser Art müssen im frühen Kindesalter chirurgisch behandelt werden und erfordern immer eine individuelle Planung. Der Behandlungsschwerpunkt liegt dabei primär auf der Modifikation der Form des knöchernen Schädels, die in einen gewissen, die weitere Entwicklung begünstigenden „Normalbereich“ gebracht werden soll (Abb. 1.2), wobei die physiologische Form des Hirn- und Gesichtsschädels durch eine breite, individuelle Erscheinungsvielfalt gekennzeichnet ist und die natürliche Variationsbreite in der Planung der chirurgischen Korrektur berücksichtigt werden sollte.

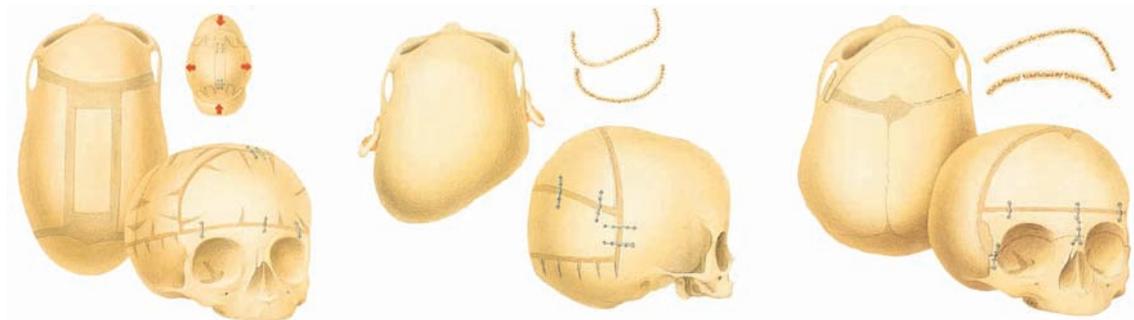


Abbildung 1.2: Chirurgische Korrekturoperationen zur Behandlung von Schädel-
fehlbildungen (Tennessee Craniofacial Center [1997])

Entwicklungsstörungen des Gesichtsschädels haben neben der Tragik der Fehlbildung selbst, auch häufig psycho-soziale Probleme zur Folge, die die gesamte persönliche Entwicklung des betroffenen Kindes zusätzlich nachteilig beeinflussen. Aufgrund des Knochenwachstums ist eine chirurgische Korrektur im Kindesalter leider nicht immer möglich, sodass Eingriffe häufig erst nach Abschluss des Knochenwachstums, d.h. in Abhängigkeit vom Geschlecht nach Vollendung des 18. bzw. 20. Lebensjahres erfolgen können. Das gilt insbesondere für Fehlentwicklungen des Unterkiefers und/oder des Mittelgesichts mit daraus resultierender Fehlstellung von Ober- zu Unterkiefer (Abb. 1.3). Bei extremen Fehlbildungen (Abb. 1.3 rechts) mit

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

daraus resultierenden Kau-, Schluck- und Atemproblemen müssen jedoch bereits im Kindesalter chirurgische Maßnahmen ergriffen werden. Durch den Fortschritt bei den chirurgischen Verfahren zur Distraktionsosteogenese lassen sich solche Fehlbildungen mittlerweile aber auch schon im frühen Kindesalter erfolgreich behandeln.



Abbildung 1.3: Dysgnathien: links) Mesialbiss aufgrund einer mandibulären Protrusion und einer maxillären Retrusion; rechts) Distalbiss aufgrund einer angeborenen mandibulären Hypoplasie

Die genaue dreidimensionale Planung knochenverlagernder Eingriffe unter Berücksichtigung der resultierenden Gesichtsform ist das erklärte Ziel der vorliegenden Arbeit. Der Schwerpunkt liegt dabei auf dem Gebiet der Fehlbildungschirurgie und nicht auf den Gebieten Traumatologie und Onkologie. Als besonderer Schwerpunkt wurde die Fehlbildung des Gesichtsschädels gewählt, wie sie überwiegend in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie behandelt wird.² Der Grund dafür liegt in der besonderen Anforderung, neben der funktionellen Rehabilitation auch eine bestmögliche ästhetische Rehabilitation zu erzielen, da dem Gesicht eines Menschen bei jeglicher Art von zwischenmenschlicher Kommunikation eine entscheidende gesellschaftliche Bedeutung beigemessen wird.

1.2 Knochenfrakturen des Gesichtsschädels

Die chirurgische Versorgung von Knochenfrakturen des Gesichtsschädels hat mit zunehmenden sportlichen Aktivitäten und zunehmender Mobilität des Menschen unter Verwendung immer schnellerer Verkehrsmittel und den damit einhergehenden Unfällen in den letzten 50 Jahren stark an Bedeutung gewonnen [Waldhard et al., 2000]. Klinische Erfahrungen der chirurgischen Behandlung von komplexen Frakturen des Hirn- und Gesichtsschädels wurden in großem Umfang zu Zeiten der beiden Weltkriege und den damit verbundenen schweren Verletzungen gesammelt. Besonders frakturgefährdete Bereiche des Gesichtsschädels sind das Jochbein, die Orbitaländer und der Unterkiefer. Bedingt durch schwere Verkehrsunfälle treten komplexe Mittelgesichtsfrakturen immer häufiger auf (Abb. 1.4).

² Klassifikationen von Fehlbildungen des Gesichtsschädels in [McCarthy, 1997; Vento et al., 1991], Klassifikationen von Fehlbildungen des Unterkiefers z.B. in [Pruzansky, 1969]

1.2 Knochenfrakturen des Gesichtsschädels



Abbildung 1.4: Polytrauma des Gesichtsschädels (aus Härle et al. [1999])

Bereits Anfang des 20. Jahrhunderts klassifizierte der französische Chirurg René Le Fort typische, durch mechanische Einwirkung hervorgerufene Frakturen des Mittelgesichtes [Le Fort, 1901], die auch heute noch als Le Fort-I, II und III Frakturen bezeichnet werden. Die Le Fort-I Fraktur ist der Abbruch des basalen Anteils der Maxilla mit dem Alveolarfortsatz oberhalb des harten Gaumens (Abb. 1.5 links), die Le Fort-II Fraktur ist die pyramidale Fraktur der Maxilla einschließlich der knöchernen Nase (Abb. 1.5 mitte) und bei der Le Fort-III Fraktur wird das gesamte Viszerokranium vom Neurokranium abgesprengt (Abb. 1.5 rechts).



Abbildung 1.5: Charakteristische Mittelgesichtsfrakturverläufe nach Le Fort

Aufgrund der prominenten, ungeschützten Lage des Unterkiefers und seiner filigranen Strukturen treten Unterkieferfrakturen relativ häufig auf. Dem Unterkiefer, als ein vom Schädel losgelöster, im Kiefergelenk frei beweglicher Knochen, wird sowohl aus funktioneller als auch aus ästhetischer Sicht eine bedeutende Rolle zuteil. Die Form des Unterkiefers und seine Lage zum Oberkiefer bestimmen die Kaufunktion und die korrekte dentale Okklusion (d.h. die korrespondierende Zahnstellung). Die Gesichtsästhetik im Profil wird u.a. durch die Form und Lage des Unterkiefers bestimmt und an der Verbindungslinie zwischen Kinn und Stirn unter Berücksichtigung der Nasenform bewertet. Unterkieferfrakturen werden nach folgenden Gesichtspunkten klassifiziert: Lage der Fraktur, Grad der Fehlstellung, Anzahl der Fragmente und Status der Bezaahnung. Ziele der Frakturbehandlung

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

am Unterkiefer sind zum einen die Ruhigstellung aller Fragmente in regelrechter Position für die normale Knochenheilung und zum anderen die Mobilisation des Unterkiefers zur Wiederherstellung der Gelenkfunktion [Eckelt, 2000]. Aus kieferorthopädischer Sicht liegt das besondere Augenmerk auf der Gelenkfunktion und der dentalen Okklusion.

Nach Waldhard et al. [2000] sind – im Gegensatz zur früheren Ansicht, dass im Falle der Frakturversorgung des Mittelgesichtes die Einstellung und Sicherung der Okklusion im Vordergrund steht – nach heutigem Standpunkt neben der Wiederherstellung der Okklusion auch die korrekte dreidimensionale Reposition und die stabile Fixierung der Knochenfragmente, die freie Augenbeweglichkeit, die ungehinderte Nasenatmung sowie die ästhetische Wiederherstellung der Gesichtskonturen gefordert. Salyer geht mit seiner Forderung sogar noch weiter: *„Die Okklusion darf nicht die Ästhetik des Gesichtes bestimmen. Natürlich kann und muss eine gute Okklusion erreicht werden. Die Ästhetik des Gesichtes steht aber bei der Abwägung an erster und die Okklusion an zweiter Stelle.“* [Salyer, 1992]

Falls sowohl Unter- als auch Oberkiefer frakturiert sind, empfiehlt sich nach Waldhard et al. zuerst die Reposition und Osteosynthese des Unterkiefers, da dieser im Allgemeinen die Basis für die Einstellung der Okklusion und somit für die Reposition und Osteosynthese des Oberkiefers bzw. des Mittelgesichtes darstellt. Die Erkenntnisse der operativen Frakturversorgung aus der Traumatologie fließen direkt in die Behandlungsstrategien der rekonstruktiven kraniofazialen Chirurgie ein.

1.3 Korrektur- bzw. Umstellungsosteotomie

Bei in Fehlstellung verheilten Knochenbrüchen oder bei angeborenen bzw. erworbenen Fehlbildungen haben sich spezifische Techniken der vorsätzlichen Frakturierung von Knochen zur Repositionierung etabliert. Dabei richtet man sich in der maxillofazialen Chirurgie auch heute noch nach den klassischen Le Fort Frakturverläufen. Verlagernde Operationen des Oberkiefers wurden aber bereits Mitte des 19. Jahrhunderts durchgeführt. Die erste totale Osteotomie des Oberkiefers in der Le-Fort-I Ebene wird dabei dem Berliner Chirurgen von Langenbeck im Jahre 1859 zugeschrieben [Reuther, 2000]. Nach mehreren Modifikationen wurde von Wassmund 1927 die Le-Fort-I Osteotomie zur Korrektur posttraumatischer Fehlstellungen beschrieben. 1934 erfolgte dann durch Axhausen die erste vollständige Mobilisation des Oberkiefers. Dieses Verfahren wurde in den folgenden Jahrzehnten kontinuierlich verfeinert und modifiziert (u.a. durch experimentelle und anatomische Studien von Bell) und durch Obwegeser ca. 1965 als Standardverfahren in der MKG-Chirurgie eingeführt (Abb. 1.6).

1.3 Korrektur- bzw. Umstellungsosteotomie

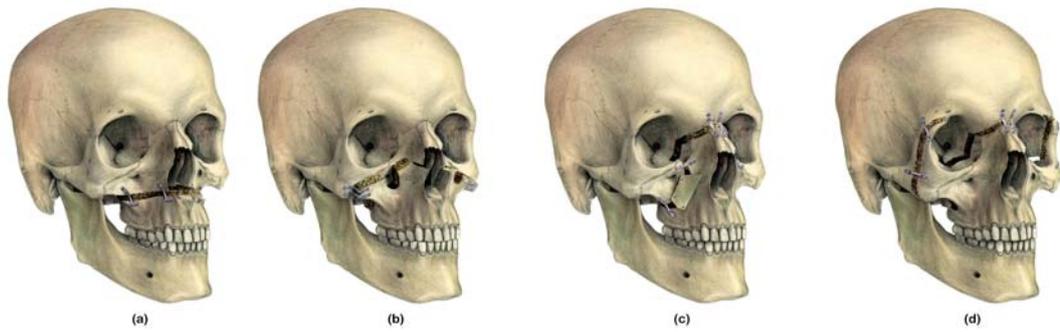


Abbildung 1.6: a,b) Le Fort-I und hohe Le Fort-I Osteotomie, c) Le Fort-II Osteotomie und d) Le Fort-III Osteotomie (Quelle: [Härle et al., 1999])

Bei der Behandlung kraniofazialer Fehlbildungen des Neurokraniums mit Auswirkungen auf das Viszerokranium, gilt Paul Tessier als einer der Pioniere, der als Erster Mitte des letzten Jahrhunderts die Kombination eines extra- und intrakraniellen Eingriffs wagte und mit einer speziell von ihm entwickelten Technik eine Vorverlagerung des Gehirn- und Gesichtsschädels durchführte (Abb. 1.7).

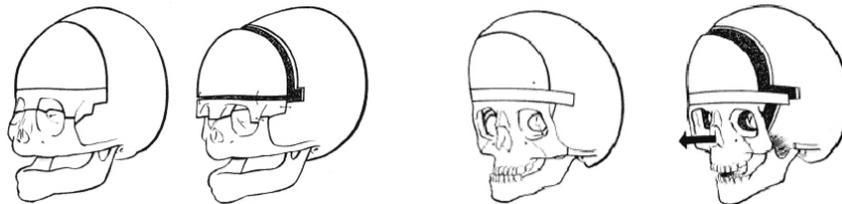


Abbildung 1.7: *Floating-Forehead* und Monobloc-Osteotomie nach Tessier

Die Idee von Tessier, der vollständigen Vorverlagerung knöcherner Stirn- und Mittelgesichtsanteile, wurde im Laufe der Zeit weltweit aufgegriffen, kontinuierlich weiterentwickelt und führte über das *fronto-orbitale Advancement* zum *fronto-orbito-maxillären Advancement* (Abb. 1.8), bei dem über eine zusätzliche Le Fort-III Osteotomie eine getrennte Einstellung von Stirn und Mittelgesicht erfolgen kann, wodurch sich u.U. günstigere ästhetische Resultate erzielen lassen [Mühling, 2000].



Abbildung 1.8: Fronto-orbito-maxilläres Advancement (aus Härle et al. [1999])

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

Die Osteotomie des Unterkiefers, anfänglich nur schweren Malformationen vorbehalten, wurde im Laufe des 20. Jahrhunderts zu einem standardisierten Verfahren für skelettverlagernde Eingriffe entwickelt. Verschiedenste Modifikationen wurden vorgenommen, um die Dislokationen zu kontrollieren, funktionsstabile Osteosynthesen durchzuführen und auch die zentrale Gelenkposition exakt zu erhalten. Entscheidend bei der Osteotomie ist die Vermeidung von Verletzungen des neurovaskulären Nervenbündels des *Nervus mandibularis* (Abb. 1.9 c).

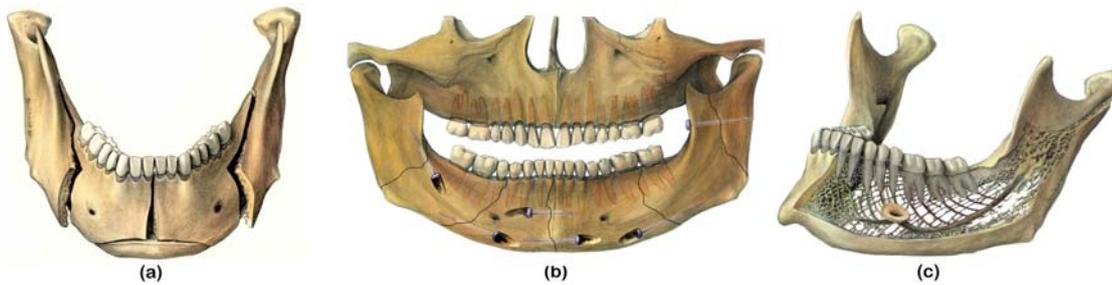


Abbildung 1.9: a) Osteotomiemöglichkeiten am Unterkiefer, b) Panoramaansicht, c) neurovaskuläre Nervenbahnen (aus Härle et al. [1999])

Den endgültigen Durchbruch erhielt das Verfahren der Unterkieferverlagerung 1955 durch Obwegeser und Trauner mit der Einführung der stufenförmigen sagittalen Spaltung. In der klinischen Routine finden heutzutage, zumindest im deutschsprachigen Raum, überwiegend sagittale Spaltungen mit stufenförmiger Osteotomie von intraoral am aufsteigenden Kieferast nach Obwegeser bzw. Obwegeser-Dal Pont Anwendung (Abb. 1.9 a und 1.10) [Brachvogel, 2003].

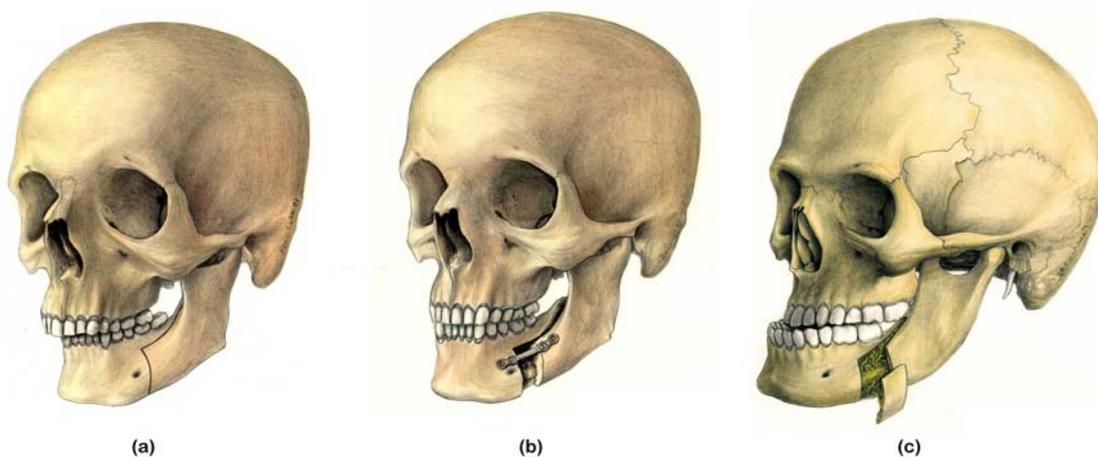


Abbildung 1.10: a,b) Stufenförmige Osteotomie und Vorverlagerung c) Osteotomie zur Rückverlagerung des Unterkiefers (aus Härle et al. [1999])

Aus charakteristischen Frakturlinien abgeleitete Osteotomien, die Repositionierung von Knochenteilen zur dreidimensionalen Rekonstruktion sowie die anschließende Fixation mittels stabiler Osteosyntheseverfahren sind die Aufgaben des Wiederherstellenden Chirurgen. Während die operativen Grundlagen dazu in den letzten 150 Jahren erarbeitet und standardisiert wurden, und man nach Obwegeser [1976] „... ohne Übertreibung behaupten darf, dass jede beliebige Region des Kiefer-Gesichtsskeletts in jede beliebige Richtung verlagert werden kann“, gilt das heutige Augenmerk der exakten Therapieplanung [Reuther, 2000].

1.4 Osteosynthese

Eine chirurgische Mobilisierung von Knochen durch Osteotomie erfordert für eine gezielte Behandlung selbstverständlich auch dessen anschließende Fixierung in der angestrebten Position. Dazu dienen sogenannte Osteosyntheseverfahren, bei denen Knochenteile nach Repositionierung durch Drahtnähte oder Schrauben und Platten in ihrer neuen Anordnung gehalten werden. Moderne Osteosyntheseverfahren mittels Platten und Schrauben aus biokompatiblen Materialien wie z.B. Titan oder biodegradierbaren (resorbierbaren) Materialien wie z.B. Milchsäurepolymeren führten in der MKG-Chirurgie zu einem Durchbruch bei der Versorgung von komplizierten Frakturen (Abb. 1.11). Derartige Osteosynthesen sind weitgehend funktionsstabil, d.h. sie können bereits kurz nach der Operation belastet werden, wodurch eine wochenlange postoperative Immobilisierung der Kiefer hinfällig wurde. Außerdem lassen sich mit ihnen die ästhetischen Ergebnisse bei einer dreidimensionalen knöchernen Rekonstruktion deutlich verbessern. Bei der chirurgischen Korrektur kraniofazialer Fehlbildungen hat die Plattenosteosynthese die früher übliche, weniger stabile Drahtosteosynthese nahezu vollständig ersetzt [Luhr, 2000]

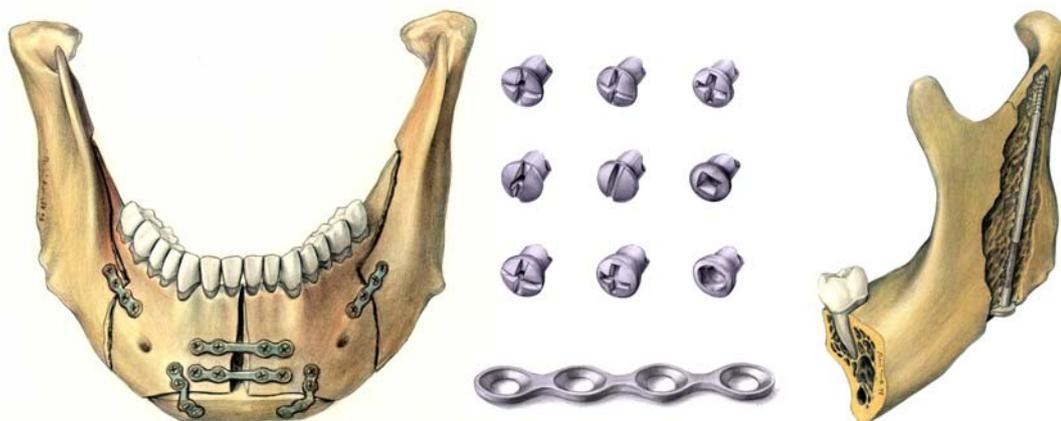


Abbildung 1.11: Platten- und Zugschraubenosteosynthese der osteotomierten bzw. frakturierten Mandibula (aus Härle et al. [1999])

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

Der Einsatzbereich für Plattenosteosynthesesysteme in der MKG-Chirurgie ist vielfältig. So lassen sich z.B. am Unterkiefer, bei größeren Knochenverlagerungen oder tumorbedingten Resektionen, Defektbereiche problemlos überbrücken. Mobilisierte Knochenteile, z.B. durch sagittale Spaltung (Abb. 1.10), lassen sich in korrekter Position stabil fixieren, und auf eine postoperative, intermaxilläre Immobilisation kann im Allgemeinen verzichtet werden. Auch die Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen und -osteotomien konnte durch den Einsatz stabiler Osteosynthesesysteme deutlich verbessert werden. Ein mobilisierter Oberkiefer lässt sich dreidimensional frei repositionieren und in der gewünschten Lage stabil fixieren (Abb. 1.12).



Abbildung 1.12: Plattenosteosynthese der osteotomierten Maxilla bzw. bei einem komplexen Schädelpolytrauma (aus Härle et al. [1999])

Die Operationsergebnisse wurden durch den Einsatz von stabilen Osteosyntheseverfahren sowohl aus funktioneller Sicht (z.B. der Wiederherstellung der Kaufunktion) als auch aus ästhetischer Sicht (der dreidimensionalen Rekonstruktion des Gesichtsskeletts) verbessert. Stabile Osteosynthesen vereinfachen eine gleichzeitige Mobilisation von Ober- und Unterkiefer mit dem Ziel einer genauen Einstellung der korrekten Okklusionsverhältnisse. Eine exakte 3D Planung macht hierbei Sinn, da die Therapiemöglichkeiten mittlerweile auch deren exakte Umsetzung erlauben.

1.5 Distractionsosteogenese

Neben der Umstellungsosteotomie hat sich im letzten Jahrzehnt die Distractionsosteogenese als neue Behandlungsmethode in der MKG-Chirurgie etabliert. Bei der Distractionsosteogenese werden körpereigene Regenerationskräfte (d.h. der Prozess der natürlichen Knochenheilung) ausgenutzt und nach schonend gesetzter Fraktur durch schrittweisen Zug Knochenmaterial (Kallus) im Frakturspalt gewonnen, das im weiteren Verlauf mineralisiert. Mit dieser, ursprünglich zur Verlängerung von Extremitätenknochen genutzten und u.a. von Ilizarov perfektionierten und in die

1.5 Distraktionsosteogenese

Klinik eingeführten Technik sind Kieferosteotomien nicht erst nach Abschluss des skelettalen Wachstums möglich, sondern können bereits im Kleinkindes-, Kindes- und Jugendlichenalter durchgeführt werden. Das gilt insbesondere bei akuten Atemwegsobstruktionen, Kau- und Schluckproblemen. Ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens ist, dass das Einbringen von Knochentransplantaten bzw. Knochenersatzmaterialien entfällt und das Infektionsrisiko vermindert ist.

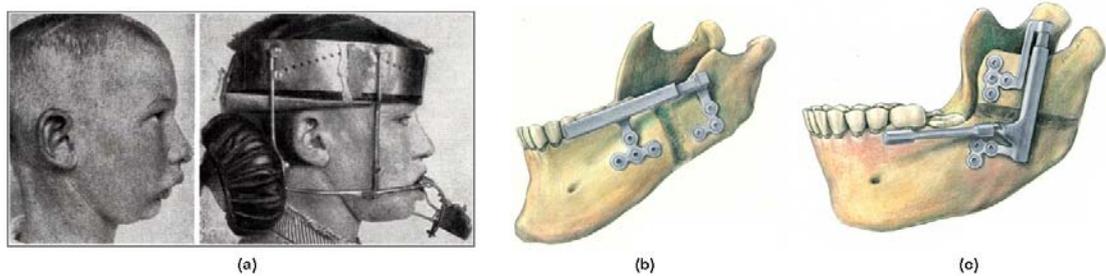


Abbildung 1.13: a) Anfänge der extraoralen Unterkieferdistraktion [Bruhn, 1921] b,c) enorale Unterkieferdistraktion (aus Härle et al. [1999])

Anfänglich war der Einsatz der Distraktion nur auf den Unterkiefer und dort vornehmlich auf die schrittweise horizontale Knochengewinnung beschränkt. Nachdem dabei zuerst nur extraorale³ Distraktoren Verwendung fanden, hat eine schnelle Entwicklung enoral applizierbarer Geräte eingesetzt (Abb. 1.13). Beide Techniken haben heutzutage ihre Anwendungsbereiche und ihr verstärkter Einsatz führt zu einer kontinuierlichen Verbesserung der Distraktionssysteme, von denen einige mittlerweile auch bi- und tridirektionale Distraktionswege ermöglichen (Abb. 1.14).

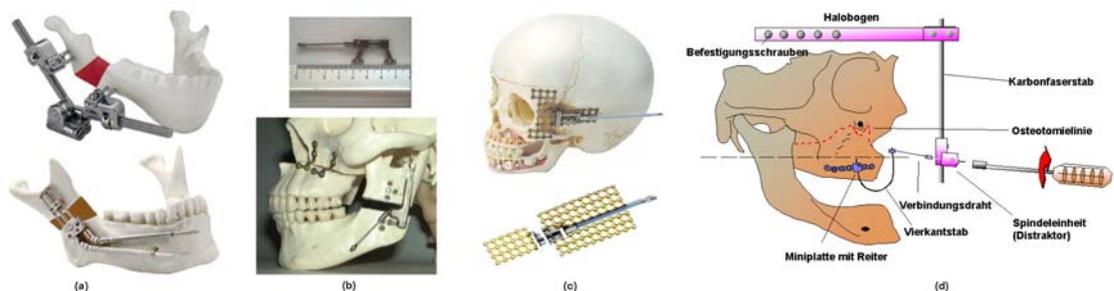


Abbildung 1.14: Aktuelle Distraktionssysteme: a) extraorale und enorale bidirektionale Distraktoren, b) enorale unidirektionale Distraktoren, c) universell einsetzbares Distraktions-Plattensystem, d) Prinzip eines starren externen Distraktionssystems (RED)

³ extraoral: außerhalb der Mundhöhle; enoral: in der Mundhöhle

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

Mit fortlaufendem Einsatz der Distractionstechnik sind weitere Indikationen im Bereich des Oberkiefers und der Kraniofazialregion hinzugekommen. Mittlerweile können Distractionen in nahezu allen knöchernen Regionen des Schädels durchgeführt werden. Eine Osteodistraction ist u.a. bei hemifazialen Mikrosomien,⁴ multiplen Syndromen mit Kieferfehlbildungen, maxillären und mandibulären Dysgnathien, posttraumatischen Kieveränderungen und kraniofazialen Fehlbildungen indiziert [Wangerin, 2000].

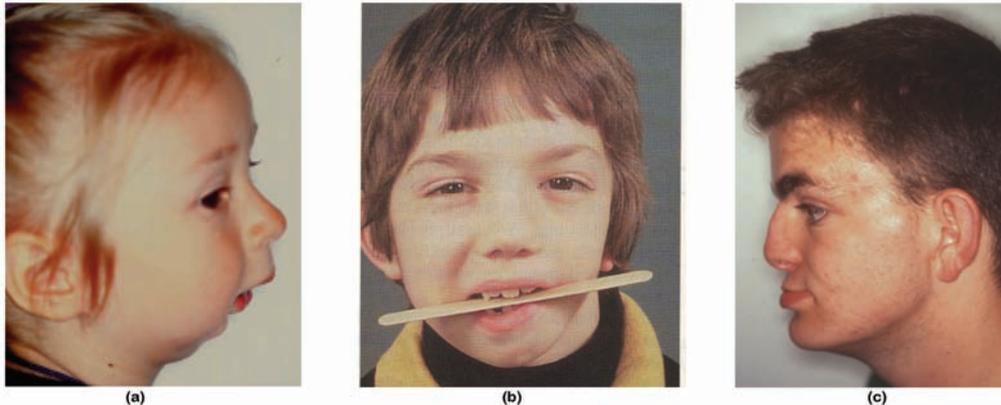


Abbildung 1.15: a) 4-jähr. Mädchen mit mandibulärer Hypoplasie [Zeilhofer, 1998],
b) 10-jähr. Junge mit hemifazialer Mikrosomie [Wangerin, 2000],
c) 19-jähr. Patient mit Mittelgesichtsrücklage [Hierl et al., 2002]

Entscheidend für die erfolgreiche Therapie ist die richtige Wahl des Distraktionsbeginns nach Osteotomie (ca. 1 Woche), der Distraktionsrate und der Distraktionsgeschwindigkeit (i.d.R. 1 mm pro Tag, ggf. fraktioniert). So lassen sich Distraktionsstrecken von mehreren Zentimetern überbrücken. Einzig beschränkende Faktoren scheinen eher apparativer Natur oder liegen in der Histogenesefähigkeit⁵ umliegender Weichgewebe begründet [Fink, 2001]. Ein wichtiges Kriterium ist, dass fehlgebildeter Knochen auch nach der Distraction weiter wächst. Nachuntersuchungen in Langzeitstudien haben gezeigt, dass bei Unterkieferdistractionen bis zu 70 Monate postoperativ durchgängig weiteres Knochenwachstum beobachtet werden konnte [Glat und McCarthy, 1999].

Nach Wangerin ist insbesondere bei hemifazialen Mikrosomien eine dreidimensionale Planung besonders wichtig, da die Asymmetrie des Kopfes bzw. des Gesichtes verschiedene Anteile von Hart- und Weichgewebe in unterschiedlichem Ausmaß betreffen kann [Wangerin, 2000]. Das bedeutet, dass Symmetrieüberlegungen in der präoperativen Planung nicht ausschließlich anhand der knöchernen Strukturen vorgenommen, sondern dass die *resultierende* Symmetrie der verlagerten weichgewebigen Strukturen mit unterschiedlicher Dicke berücksichtigt werden sollten.

⁴ halbseitige Wachstumsstörung im Gesicht [Psyhyrembel, 1997]

⁵ Gewebeneubildung, -entstehung

1.6 Orthognathe Chirurgie

Wie anfänglich bereits erwähnt, handelt es sich bei den Fehlbildungen, die in der MKG-Chirurgie typischerweise behandelt werden, um sogenannte Dysgnathien,⁶ d.h. Kieferfehlerentwicklungen mit fehlerhafter Okklusion, Artikulation oder anomaler Lage des Gebisses. Die chirurgische Disziplin, die sich damit befasst ist die orthognathe⁷ Chirurgie, die dabei eng mit der Kieferorthopädie zusammenarbeitet und die Aufgabe hat, skelettale Fehlstellungen des Gesichtsschädels zu korrigieren und ein eugnathes (regelrechtes, ausgeglichenes) Gebiss wiederherzustellen (Abb. 1.16).

Klasse I: Der vordere Höcker des oberen ersten Molaren (erster Backenzahn – 6er, oberer Punkt) beißt *in* das mittlere zentrale Grübchen (Fossa, unterer Punkt) des unteren ersten Molaren.

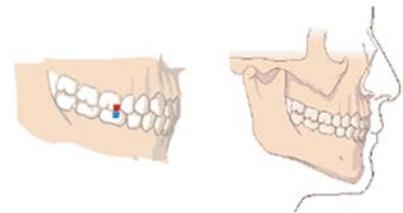
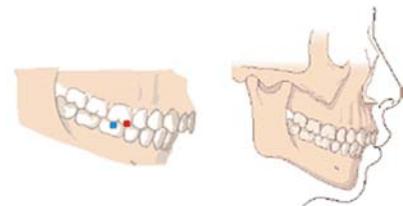


Abbildung 1.16: Regelbiss

Diese Stellung wird als „normal“, also eugnath bzw. orthognath angesehen [Ehmer, 2000].

In allen Fällen, in denen die anatomisch bzw. funktionell korrekten Verhältnisse zwischen Ober- und Unterkiefer *nicht* gegeben sind, d.h. bei Bissanomalien mit weitem Vor- bzw. Rückstand des Oberkiefers zum Unterkiefer, wie z.B. einer Progenie (mandibuläre Prognathie, Angle-Klasse III)⁸ mit charakteristischem Mesialbiss, oder einer mandibulären Retrognathie bzw. maxillären Prognathie mit Distalbiss (Klasse II₁ bzw. II₂), muss entschieden werden, ob eine – und wenn ja welche skelettverlagernde Maßnahme zu einer optimalen Rehabilitation führt (Abb. 1.17).

Klasse II: Der vordere Höcker des oberen ersten Molaren (oberer Punkt) beißt *vor* das mittlere zentrale Grübchen (unterer Punkt) des unteren ersten Molaren.



Klasse III: Der vordere Höcker des oberen ersten Molaren (oberer Punkt) beißt *hinter* das mittlere zentrale Grübchen (unterer Punkt) des unteren ersten Molaren

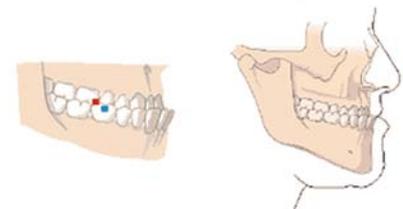


Abbildung 1.17: Dysgnathie

⁶ dys: gr. $\delta\upsilon\sigma$ – Wortteil: miss-, un-; gnáthos: gr. $\gamma\nu\alpha\theta\omicron\varsigma$ – Kinnbacken, Wange, Gebiss, Kiefer

⁷ orth · os: gr. $\omicron\rho\theta\omicron\varsigma$ – richtig, unversehrt [Werner, 1972]

⁸ Dysgnathie Klassifikation nach E. Angle (1835 – 1930) aus den Anfängen des 20. Jahrhunderts

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

In der Behandlung wird immer die Regelverzahnung (Klasse I) angestrebt. Ob dieses Ziel rein kieferorthopädisch oder mit kieferchirurgischer Unterstützung erreicht werden kann, hängt von der Ausprägung der Dysgnathie ab. Jeder Zahn lässt sich nur begrenzt im Kiefer bewegen. Spielt die Gesichtsästhetik für die Behandlung eine Rolle, dann sollte ein Kiefer- und Gesichtschirurg in die Therapieplanung mit einbezogen werden. Hier gibt es im Allgemeinen mehrere Möglichkeiten: i) Die Vor- bzw. Rückverlagerung des Unterkiefers, ii) die Vor- bzw. Rückverlagerung des Oberkiefers oder iii) eine Kombination aus den beiden vorangehenden Möglichkeiten. Zur translatorischen Verlagerung mobilisierter Fragmente kommen auch noch rotatorische Verlagerungen, die in Kombination zu einer optimalen Einstellung der dentalen Okklusion führen sollen. Das Rotationszentrum der Unterkieferbewegung, also das Kiefergelenk selbst, bleibt von den Eingriffen im Normalfall unberührt.

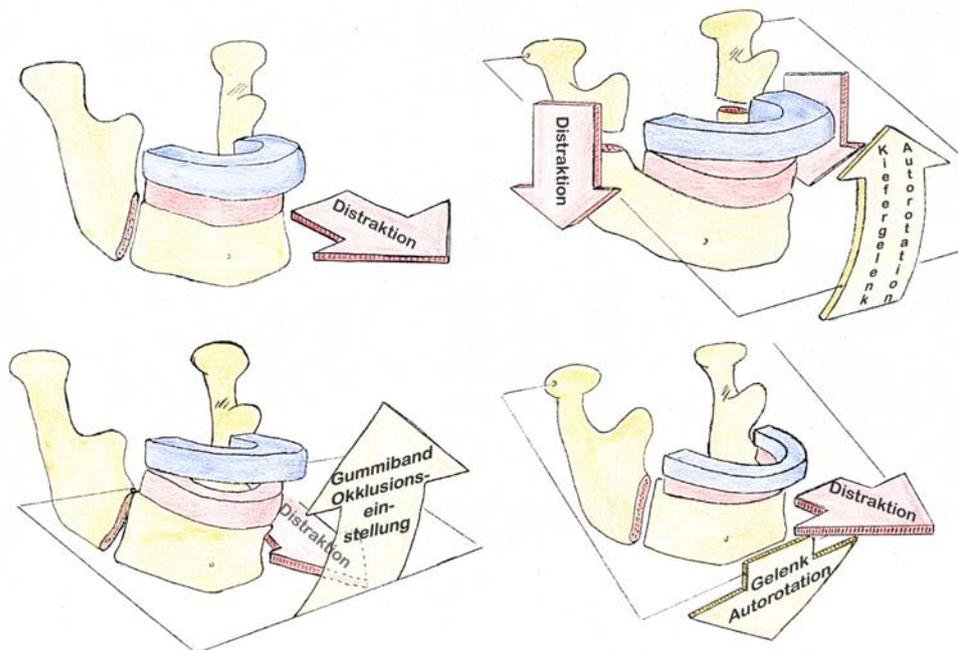


Abbildung 1.18: Dysgnathiekorrekturschema nach Wangerin [2000]

Die Wahl der geeigneten Vorgehensweise und die Bestimmung der Transformationsparameter für die einzelnen Segmente erfolgt in der präoperativen Planungsphase. An dieser Stelle, an der es mehrere Möglichkeiten gibt eine optimale Okklusion zu erzielen, besteht die Möglichkeit, die potenzielle Auswirkung der Knochenverlagerung auf das umliegende Weichgewebe mit in Betracht zu ziehen. Ziel eines Eingriffs ist es, ein harmonisches, ästhetisch ansprechendes Gesichtsprüfil mit der Einstellung der Kieferbasen in einer gesicherten Regelokklusion zu vereinigen [Reuther, 2000]. Die Entscheidung für eine Operationsstrategie trifft der behandelnde Chirurg auf Basis seiner Erfahrung in Abstimmung mit seinen Kollegen. Dabei spielen allerdings die Osteotomie- und Verlagerungstechniken eine Rolle, die üblicherweise an der jeweiligen Klinik praktiziert werden.

Die chirurgische Osteotomie erfolgt im Normalfall gemäß der unter Abschnitt 1.3 beschriebenen, etablierten Techniken mit eventuellen Modifikationen. Geht man von einem Patienten aus, bei dem das Knochenwachstum abgeschlossen ist, dann können die separierten Knochen nach Transposition entweder mittels Osteosynthese in ihrer neuen Anordnung stabil fixiert werden, oder es kann eine Distraction mit einhergehender Osteogenese erfolgen. Mit einer funktionsstabilen Osteosynthese ist das Korrekturergebnis unmittelbar nach der Operation erreicht, während eine Distraction in Abhängigkeit von der Distractionsstrecke mehrere Tage bis Wochen in Anspruch nehmen kann – eine Zeitspanne in der der Patient kooperieren muss. Eine kieferorthopädische Vor- und Nachbehandlung ist in beiden Fällen obligatorisch.

Von der rein okklusionsabhängigen Chirurgie, die in den 60er Jahren des letzten Jahrhunderts praktiziert wurde, über die Orientierung am Gesichtsprofil durch die Einführung der bignathen (bzw. bimaxillären) Eingriffe in den 70er Jahren, geht der Weg weiter zur Einbeziehung und Berücksichtigung der Kaumuskulatur und des Kiefergelenkes [Reuther, 2000]. Hinzu kommt die Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung, wie sie in dieser Arbeit vorgestellt wird.

1.7 Konventionelle Planungsverfahren

Die Chirurgie des Gesichtsschädels erfordert eine hohe Präzision in der Diagnostik, der Operationsplanung und der Therapie. Operative Eingriffe stellen in der Planungsphase und bei der Durchführung besondere Anforderungen an das räumliche Vorstellungsvermögen und das ästhetische Empfinden eines Chirurgen. Während anatomische Studien die Voraussetzungen für eine Bewertung von Regelabweichungen schufen, nach denen eine individuelle Korrektur von Knochenfehlstellungen erfolgen kann, lieferte die bildende Kunst Hinweise für die Beurteilung einer harmonischen Gesichtsform [Papell und Capone, 2004; Powell und Humphreys, 1984].

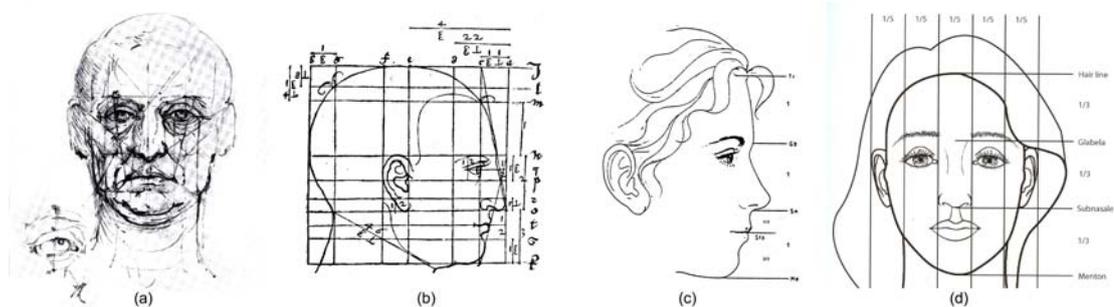


Abbildung 1.19: Mittelalterliche Studien zu den Proportionen des Gesichtes von a) Leonardo da Vinci, b) Albrecht Dürer; c) Dreiteilung des Gesichtes im Profil, d) En-Face Teilung in fünf gleiche Abschnitte

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

Als einer der Begründer der Ästhetik des menschlichen Gesichtes in der griechischen Antike gilt Aristoteles [Steinhäuser, 1986]. Im Mittelalter befassten sich Leonardo da Vinci und Albrecht Dürer intensiv mit der Charakterisierung des schönen Gesichtes und den ästhetischen Proportionen (Abb. 1.19). Die dadurch geschaffenen Grundlagen haben noch heute eine Bedeutung für modellierend tätige Chirurgen und Kieferorthopäden [Rudzki-Janson und Thedens, 2000].

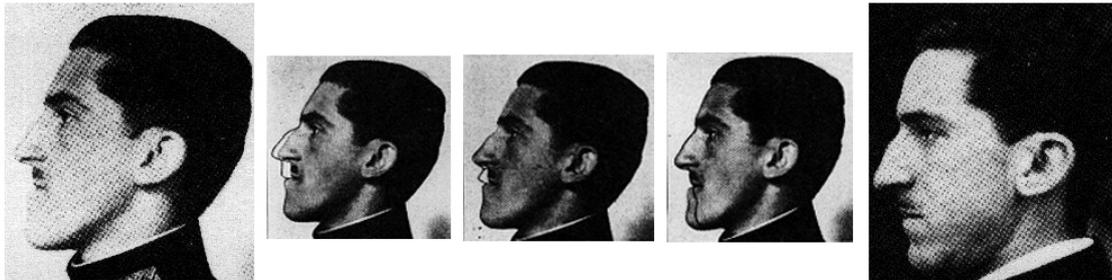


Abbildung 1.20: Historische Dysgnathieplanung von Pichler 1918

Beschränkte sich die präoperative Diagnostik und Planung in den Anfängen der Gesichtschirurgie allein auf zeichnerische Analysen (Abb. 1.20), so stützte sie sich nach Einführung der medizinischen Bildgebung durch Wilhelm Conrad Röntgen, vom Anfang des 20. Jahrhunderts bis ca. 1975 verstärkt bis nahezu ausschließlich auf konventionelle Radiografien (sog. Röntgenaufnahmen). Im Bereich der MKG-Chirurgie bezog man sich anfänglich auf Fernröntgenaufnahmen (Kephalogramme) und später auch auf Orthopantomogramme (Panoramaschichtaufnahmen), die im Gegensatz zum Kephalogramm eine bessere Möglichkeit des Seitenvergleichs bieten [Hirschfelder, 2000; Spitzer und Binger, 2000]. Mit Einführung der Computertomografie durch Hounsfield und Ambrose [1973] wurden auch zweidimensionale Darstellungen von Schichten *dieses* bildgebenden Verfahrens zur Planung herangezogen (Abb. 1.21). Eine genaue Quantifizierung der Lagebeziehungen von dreidimensionalen knöchernen Strukturen war bei den Projektionsverfahren nicht und bei den tomografischen Verfahren anfänglich nur eingeschränkt möglich [Fuhrmann, 2000].



Abbildung 1.21: Bilddaten: a) laterales Kephalogramm, b) Orthopantomogramm, c) sagittale Schicht eines modernen CT

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

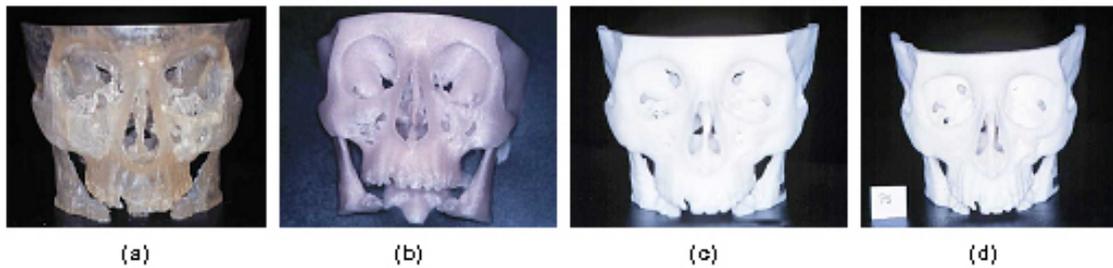


Abbildung 1.23: Medizinische *Rapid Prototyping* Modelle: a) Stereolithografie, b) Fused Deposition Modeling, c) und d) Lasersintering

Konzentrierte sich die präoperative Planung anfänglich überwiegend auf die kieferorthopädisch relevante Einstellung der dentalen Okklusion, so können an dreidimensionalen physischen Nachbildungen der individuellen Patienten-anatomie auch Knochenschnitte und Knochensegmentumstellungen genau geplant werden (Abb. 1.24). Die Mittel, mit der die gewünschten Knochenverlagerungen erreicht werden können, bestimmen dabei auch die Planung selbst. Im Falle einer Osteosynthese müssen z.B. die Anzahl und die Lage der Mini- bzw. Mikroplatten und deren Schraubenbestückung in Abhängigkeit des verfügbaren Knochenangebotes geklärt werden. Gleichwohl ist es wünschenswert, die Platten bereits der anatomischen Grundlage entsprechend in ihrer Länge konfektionieren und vorbiegen zu können. Im Falle der Distraktionsosteogenese muss der jeweils geeignete Distraktortyp ausgewählt und die Position an der er befestigt werden soll bestimmt werden. Dabei spielen u.a. die Abmessungen des Distraktors und dessen maximaler Vorschub, sowie das verfügbare Knochenangebot zur Befestigung eine entscheidende Rolle. Im Falle einer multidirektionalen Distraktion verkompliziert sich die Planung durch die wechselseitigen Abhängigkeiten sich bewegender Teile. Bei Verwendung enoraler Distraktoren müssen die operativen Zugangswege überprüft und sichergestellt werden, dass der Distraktor im implantierten Zustand auch betätigt werden kann. Letztendlich sollen die angestrebten Endpositionen aller mobilisierten Knochen-teile als Planungsziel genau festgelegt werden.



Abbildung 1.24: 3D Modelloperation [Fuhrmann et al., 1996; Zeilhofer, 1998]

An dreidimensionalen Rekonstruktionen aus CT Daten und individuell angefertigten Kunstharzmodellen lassen sich die meisten der genannten Forderungen bereits erfüllen. Osteosyntheseplatten können präpariert, Distraktoren angebracht und deren Vorschub am Modell getestet werden. Sowohl das Modell als auch Platten oder Distraktor lassen sich nach der Planung sterilisieren und mit in den OP nehmen. 3D Modelle aus Kunstharz bieten somit bereits eine hervorragende Planungsgrundlage. *Nachteile* sind die derzeit noch sehr hohen Produktionskosten und der Umstand, dass aufgrund der destruktiven Planung zur Bewertung unterschiedlicher Strategien auch ebenso viele Modelle erforderlich sind. Auch die Bewertung weichgewebiger Strukturen und operativer Zugangswege kann mit Hilfe solcher Modelle nicht erfolgen. Dennoch sind sie für die Planung sehr ausgedehnter, insbesondere auch asymmetrischer Knochenfehlstellungen derzeit noch immer die Methode der Wahl [Fleiner et al., 1994; Zeilhofer, 1998].

Zusammenfassend lässt sich die Planung in die folgenden drei Phasen aufteilen:

1. **Initiale Planung:** Festlegung der Behandlungsindikation, des Behandlungszeitpunktes und des Behandlungsumfanges, gemeinsam mit dem Patienten und mit allen zur Verfügung stehenden Hilfsmitteln und Planungsdaten.
2. **Chirurgische Behandlungsplanung:** Orientiert an funktionellen und ästhetischen Gesichtspunkten, möglichen operativen Risiken und der zu erwartenden Stabilität des Operationsergebnisses in Kombination mit dem kieferorthopädischen Behandlungskonzept sowie einer gründlichen Patientenaufklärung.
3. **Operationsplanung:** Die präoperative Operationssimulation am Modell und ggf. im halbindividuellen Artikulator zur Einstellung der Segmente.

Nach Brachvogel nimmt die Zahl der Dysgnathieoperationen in der MKG-Chirurgie seit 25 Jahren kontinuierlich zu, wobei der mittlere Zeitbedarf für die Operation u.a. durch Standardisierungen des operativen Ablaufes in den Jahren deutlich gesunken ist, für die diversen Planungsschritte hingegen enorm zugenommen hat. Brachvogel merkt dabei kritisch an: „*Mittlerweile übertrifft die Planungsdauer aus chirurgischer Sicht den eigentlichen operativen Zeitbedarf deutlich.*“ [Brachvogel, 2003]⁹

1.8 Motivation und Zielsetzung der Arbeit

Die Zukunftsperspektiven in der orthopädischen Chirurgie stellen auch gleichzeitig die Motivation dieser Arbeit dar. Reuther forderte auf dem 50. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in Berlin u.a.:

⁹ was aus Sicht des Autors doch eher positiv zu bewerten ist!

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

- den zunehmenden Einsatz der Distraktionsosteogenese bei Verlagerungen des Gesichtsskeletts,
- die Steigerung der Exaktheit und der Qualitätsstandards bei der Planung und Durchführung von Osteotomien, z.B. durch den Einsatz von Navigationssystemen und Operationsrobotern,
- die Vermeidung von unerwünschten Ergebnissen und Rezidiven durch die systematische Anwendung der Gelenkpositionierung bzw. die Verbesserung der bisher bestehenden Techniken zur Bestimmung einer physiologischen Gelenkposition,
- die Klärung der Frage nach dem Rotationspunkt bei reinen Oberkieferverlagerungen, der je nach Position und Verlagerung nicht zwangsläufig im Kiefergelenk liegen muss, woraus unvorhergesehene Positionen des Unterkiefers resultieren können,
- die Bereitstellung von Simulationssystemen zur dreidimensionalen computerassistierten Gesichtsplanung, mit denen alle Teilaspekte der zu verlagernden Segmente geplant und die sich daraus ergebenden Weichteilveränderungen simuliert werden können. Hierzu müssen aber nach Reuther „... *noch weitreichende und experimentelle klinische Grundlagen geschaffen werden, um einen Algorithmus für die Bewegung von Fett, Muskulatur und Bindegewebe zu erarbeiten.*“ [Reuther, 2000]

Auch noch im Jahr 2002 wurde von Landes et al. konstatiert: „*Im Rahmen der chirurgischen Knochenumstellung bei Dysgnathien und Gesichtssymmetrien in Kombination mit kieferorthopädischer Behandlung lassen sich Verlagerungen innerhalb der Genauigkeit von 1 mm planen und durchführen. Die daraus resultierende Weichgewebeverlagerung lässt sich jedoch nur sehr grob abschätzen. Eine verlässliche Vorhersage der Weichgewebedeformation hätte aber einige Vorteile:*“

- Die Knochenverlagerung könnte bereits im Rahmen der Umstellungsplanung hinsichtlich der resultierenden Gesichtsproportionen bewertet und die ästhetischen Aspekte besser berücksichtigt werden.
- Dem Patienten könnte bereits vor der Operation ein qualitativer Eindruck vermittelt werden, wie er nach der Operation aussehen wird.
- Die Demonstration der Planung und die Simulation der Auswirkung auf das Gesicht bilden eine Basis für den Dialog zwischen Chirurg und Patient.
- Durch die verbesserte und anschauliche Patientenaufklärung steigt die Bereitschaft des Patienten, sich dem Eingriff zu unterziehen.

Zumindest den letzten beiden von Reuther genannten Perspektiven sowie den Vorstellungen von Landes et al. soll mit der vorliegenden Arbeit ein Stück näher gekommen werden. Ließe sich eine Planung komplett am 3D Computermodell simulieren, dann könnten beliebige Behandlungsstrategien untersucht und deren Ergebnisse präoperativ im Hinblick auf die dentale Okklusion, die Weichgewebe und auf etwaige funktionelle Zusammenhänge bewertet werden. Die Operationsvorbereitung könnte nach einer ausgiebigen computergestützten Vorplanung auf die Notwendigkeit maximal *eines* physischen Modells beschränkt werden oder – bei ausreichender Qualität und Verlässlichkeit der Simulationen – unter Umständen sogar vollständig entfallen. Das bedeutet: Kostensenkung bei gesteigertem Planungsniveau! Mit Hilfe der computer- und modellgestützten Chirurgie kann die entscheidende chirurgische Arbeit verstärkt auf die „weniger stressbelastete“ Planungs- und Simulationsphase verlagert werden [Zeilhofer, 1998]

Ein weiterer Punkt, der bislang von Chirurgen so noch nicht konkret formuliert wurde, ist die Frage nach der postoperativen Mimik, d.h. dem dynamischen Erscheinungsbild eines Patienten nach erfolgter Umstellungsoperation. Auch hierzu sollen mit der vorliegenden Arbeit und der ebenfalls am ZIB erstellten Dissertation von Gladilin [2003] ein erster Beitrag geleistet werden. Zielvorstellung ist, neben der verbesserten Operationsplanung, auch eine verbesserte Patientenaufklärung, denn nach Reuther gilt für jede Therapie: „*Eine unverzichtbare Voraussetzung ist ein gut aufgeklärter und motivierter Patient.*“ [Reuther, 2000]

1.9 Literatur

- Alberti C.: *Three-dimensional CT and structure models*. British Journal of Radiology 53, S. 261–262 (1980)
- Ambrose J.A.: *Computerised transverse axial scanning (tomography) II. clinical application*. British Journal of Radiology 46, S. 1023–1047 (1973)
- Born G.: *Die Plattenmodelliermethode*. Zeitschrift für wissenschaftliche mikroskopische Technik 1, S. 278 –282 (1884)
- Brachvogel P.: *25 Jahre orthopädische Chirurgie des Gesichtsschädels* (2003), URL www.mh-hannover.de/kliniken/7720/Festschrift/orthog.htm
- Broadbent B.H., Broadbent Jr. B.H. und Golden W.H.: *Bolton standards of dentofacial developmental growth* (1975), URL www.cwru.edu/dental/bbgsc/bbexamp.html, the Bolton-Brush Growth Study: Average, Male and Female, Transparencies. Templates for Cephalometric X-Ray Diagnosis and Evaluation
- Bruhn C.: *Zum Ausgleich der Makrognathie und Mikrognathie des Unterkiefers*. Deutsche Monatsschrift Zahnheilkunde 39, S. 385 (1921)

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

- Cook P.N.: *Three-dimensional reconstruction from serial sections for medical applications*. Proc. Soc. Photo-Optical Instrument Eng. 283, S. 98–105 (1981)
- Diedrich P. (Hg.): *Kieferorthopädie I*, Bd. 11 von *Praxis der Zahnheilkunde*. Urban & Fischer, 4 Aufl. (2000), ISBN 3-437-05280-2
- Drescher D.: *Fernröntgenanalyse*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 261 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Eckelt U.: *Gelenkfortsatzfrakturen*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 110–117 (2000)
- Ehmer U.: *Klassifikation der kieferorthopädischen Befunde*, Kap. 1, Grundzüge der orofazialen Entwicklung, S. 107 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Farkas L.G. (Hg.): *Anthropometry of the Head and Face*. Raven Press, New York, 2. Aufl. (1994), ISBN 0-7817-0159-7
- Fink B.: *Die Weichgewebe bei der Kallusdistraction*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (2001), ISBN 3-540-66033-X
- Fleiner B., Hoffmeister B., Kreusch T. und Lambrecht T.: *Dreidimensionale Operationsplanung am Modell: Eine kritische Bestandsaufnahme*. Fortschritte in der Kiefer-, Gesichtschirurgie 39, S. 13–16 (1994)
- Fuhrmann R., Feifel H., Schnappauf A. und Diedrich P.: *Integration von dreidimensionaler Kephalometrie und 3D-Schädelmodellen bei der kombinierten orthodontisch/chirurgischen Behandlungsplanung*. Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie 57(1), S. 32–45 (1996)
- Fuhrmann R.A.W.: *Alternative bildgebende Verfahren*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 241 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Gladilin E.: *Biomechanical modeling of soft tissue and facial expressions for craniofacial surgery planning*. Dissertation, Freie Universität Berlin, FB Mathematik und Informatik (2003)
- Glat P.M. und McCarthy J.G.: *Distraction of the mandible, experimental studies*. In: *Distraction in the craniofacial skeleton*, herausgegeben von McCarthy J.G., Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg, S. 67–203 (1999)
- Härle F., Champy M. und Terry B.C.: *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Miniplates, Microplates, and Screws*. Thieme Medical Publishers, Stuttgart (1999)
- Herman G.T. und Liu H.K.: *Display of three-dimensional information in computed tomography*. Computer Assisted Tomography 1(1), S. 155–160 (1977)

- Herman G.T. und Liu H.K.: *Three-dimensional display of human organs from computed tomograms*. Computer Graphics and Image Processing 9(1), S. 1–21 (1979)
- Hierl T., Wollny G., Zachow S., Klöppel R. et al.: *Visualisierung von Knochen- und Weichteilveränderungen in der Distractionsosteogenese des Mittelgesichts*. In: *10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Schädelbasischirurgie, Heidelberg*, herausgegeben von Mühling J. und Schweigert H.G., Verlag Videel, Niebüll (2002), S. 111–116, ISBN 3-89906-690-1
- Hirschfelder U.: *Panoramaröntgenbefund und enoraler Status*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 221 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Hounsfield G.N.: *Computerised transverse axial scanning (tomography) I. description of system*. British Journal of Radiology 46, S. 1016–1022 (1973)
- Hunt N.P. und Rudge S.J.: *Facial profile and orthognathic surgery*. British Journal for Orthodontics 11, S. 126–136 (1984)
- Ilizarov G.A.: *The principles of the Ilizarov method*. Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute 48(1), S. 1–11 (1988)
- Landes C.A., Zachar R., Diehl T. und Kovács A.F.: *Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part II: Evaluating osseous and soft tissue changes following orthognathic surgery*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 30, S. 25–34 (2002)
- Le Fort R.: *Etude expérimentale sur les fractures de la mâchoire supérieure*. Rev Chir 23, S. 208–227, 360–379, 479–507 (1901)
- Luhr H.G.: *Entwicklung der modernen Osteosynthese*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 84–90 (2000)
- McCarthy J.G.: *Craniofacial microsomia*. Clinics in Plastic Surgery 24(3), S. 459–474 (1997)
- Mühling J.: *Kraniofaziale Fehlbildungen*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 68–75 (2000)
- Mühling J. und Zöllner J.: *Fehlbildungen der knöchernen Orbita*. In: *Orbita-Chirurgie*, herausgegeben von Rochels R. und Behrendt S., Einhorn-Press Verlag, S. 65–76 (1997), ISBN 3-99756-492-8
- Obwegeser H.: *Fortschritte und Schwerpunkte der orthopädischen Kiefer-Gesichtschirurgie*. Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie [Suppl] 21, S. 13–19 (1976)
- Papel I.D. und Capone R.B.: *Facial proportions and esthetic ideals*. In: *Essentials of Septorhinoplasty*, herausgegeben von Behrbohm H. und Tardy Jr. M.E., Thieme Medical Publishers, Stuttgart, Kap. 3, S. 66–74 (2004), ISBN 3-13-131911-9

1. Knochenverlagernde Operationen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

- Powell N. und Humphreys B.: *Proportions of the aesthetic face*. Thieme Medical Publishers (1984)
- Pruzansky S.: *Not all dwarfed mandibles are alike*. In: *The Clinical Delineation of Birth Defects*, Williams and Wilkins, Bd. 5 von *Birth Defects*, S. 120–129 (1969)
- Pschyrembel: *Klinisches Wörterbuch*. Walter de Gruyter, Berlin · New York, 258. Aufl. (1997), ISBN 3-11-012692-3
- Putz R. und Pabst R. (Hg.): *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*, Bd. 1 Kopf, Hals, obere Extremität. Urban & Fischer, München · Jena, 21. Aufl. (1999), ISBN 3-437-41940-4
- Reuther J.: *Orthognathe Chirurgie skelettverlagernder Operationen*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 237–248 (2000)
- Rudzki-Janson I. und Thedens K.: *Fotodokumentation, Profil- und Enface-Analyse, Videoimaging*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 311 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4. Aufl. (2000)
- Salyer K.E.: *Kraniofaziale Chirurgie*. Thieme Medical Publishers, Stuttgart (1992), ISBN 3-137-73401-0
- Sander F.G.: *Modellanalyse*, Kap. 2, Befunderhebung, S. 193 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4. Aufl. (2000)
- Schwippen V. und Tilkorn H. (Hg.): *Fortschritte in der kraniofazialen chirurgischen Prothetik und Epithetik*. Einhorn-Press Verlag (1997), ISBN 3-88756-489-8
- Segner D. und Hasund A.: *Individualisierte Kephalemetrie*. D. Segner, Verlag und Vertrieb, 3. Aufl. (1998), ISBN 3-9802709-3-9
- Spitzer W.J. und Binger T.: *Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 270–277 (2000)
- Steiner C.C.: *The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment*. American Journal of Orthodontics 46(10), S. 721–735 (1960)
- Steinhäuser E.W.: *Proportionen des ästhetischen Gesichts im Vergleich zur bildenden Kunst*. In: *Fortschritte in der Kiefer- und Gesichtschirurgie*, Thieme Medical Publishers, Stuttgart, S. 1–4 (1986)
- Steinhäuser E.W. und Palluck E.F.: *Weichteilvorhersage bei bimaxillären Operationen*. In: *Fortschritte in der Kiefer- und Gesichtschirurgie*, Thieme Medical Publishers, Stuttgart, S. 50–57 (1995)
- Tennessee Craniofacial Center: *The craniofacial surgery book* (1997), URL www.erlanger.org/craniofacial/book.html

- Vento A.R., LaBrie R.A. und Mulliken J.B.: *The O.M.E.N.S. classification of hemifacial microsomia*. The Cleft Palate-Craniofacial Journal 28, S. 68–76 (1991)
- Waldhard E., Röthler G., Norer B. und Puelacher W.: *Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 118–125 (2000)
- Wangerin K.: *Distraction in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 226–236 (2000)
- Werner F.C.: *Wortelemente lateinisch griechischer Fachausdrücke in den biologischen Wissenschaften*. Suhrkamp, 3. Aufl. (1972)
- Zeilhofer H.F.: *Innovative dreidimensionale Techniken - Medizinische Rapid Prototyping (RP)-Modelle für die Operationsplanung und daraus resultierende neue Entwicklungen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Habilitationsschrift, Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Technischen Universität München (1998)

Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

*Success depends on previous preparation,
and without previous preparation,
there is sure to be failure*

Doctrine of the Mean – Konfuzius, 551–479 v. Chr.

Das Forschungsgebiet der computergestützten Chirurgie (CAS, CIS)¹ hat mittlerweile eine fast 20-jährige Geschichte. Die Anfänge liegen bei der Digitalisierung medizinischer Bilddaten (2D/3D) sowie deren Weiterverarbeitung und Visualisierung mit dem Computer für die Diagnose und die Therapieplanung. An zwei- und dreidimensionalen Modellen lassen sich chirurgische Eingriffe bei beliebiger Wiederholbarkeit planen und simulieren. Die Planung am Modell lässt sich in den Operationssaal transferieren und bildet die Basis für einen intraoperativen Abgleich bzw. für die Navigation und Robotik [Taylor et al., 1996]. Das Akronym CAS und dessen Bedeutung *Computer Aided Surgery* leitet sich von CAD (*Computer Aided Design*) ab und wurde wahrscheinlich erstmals im Jahre 1985 von Robert Mann verwendet [Mann, 1985].

Besondere Schwerpunkte bei der Entwicklung computergestützter Verfahren sind die Neurochirurgie, die Strahlentherapie, die Orthopädie (orthopädische Chirurgie) und die MKG-Chirurgie, sowie alle Bereiche der minimalinvasiven Chirurgie. Im Rahmen der Entwicklung von Konzepten und Systemen unterschied man lange Zeit zwischen reinen Planungssystemen und Trainingssimulatoren, doch aufgrund der steigenden Leistungsfähigkeit von Computersystemen und der entsprechenden Software verschwimmen die Grenzen mehr und mehr. Langfristig ist es das Ziel, die Qualität der chirurgischen Versorgung durch den Einsatz von Medizintechnik und Computern mit integrierten Systemen zur Planung, Simulation, Ausbildung, Patientenaufklärung, Therapie, Nachkontrolle und Dokumentation zu verbessern. Alle zur Verfügung stehenden Daten sollen in den Entscheidungsprozess und das Therapiekonzept einfließen. „*Die computergestützte Chirurgie (CAS) unterstützt den Chirurgen auf allen Stufen des operativen Prozesses, der aus der klassischen Trias: Erfassen, Entscheiden, Handeln besteht*“ [Mösges, 1993].

¹ *computer assisted* bzw. *aided surgery* oder auch *computer integrated surgery*

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Bei den ersten Ansätzen zur computergestützten Planung von knochenverlagernden Operationen stand primär die optimale funktionelle Rehabilitation im Vordergrund, d.h. die präoperative Planung der Rekonstruktion fehlgebildeter bzw. in Fehlstellung befindlicher Knochenstrukturen, wie sie durch die medizinische Bildgebung sichtbar gemacht werden konnten. Wegweisend für die Entwicklung waren Digitalisierungstechniken, erste Programme zur digitalen Bildverarbeitung sowie CAD-Programme. Beschränkte sich die computergestützte Planung anfänglich im Wesentlichen auf 2D Verfahren und erfolgten 3D Rekonstruktionen aus tomografischen Daten nur in schwer wiegenden Fällen, so werden mittlerweile durch verbesserte Planungs- und Operationstechniken auch plastisch-ästhetische Eingriffe präoperativ mit entsprechender Software an dreidimensionalen Modellen geplant. Die Berücksichtigung weichgewebiger Strukturen zur Wiederherstellung einer harmonischen Gesichtsform spielt in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eine wichtige Rolle, um den individuellen Schönheitsidealen optimal zu entsprechen und so die Lebensqualität der betroffenen Patienten erhöhen zu können.

In diesem Kapitel wird die Entwicklung der computergestützten Planung knochenverlagernder Operationen in der MKG-Chirurgie bis hin zum aktuellen Stand der Technik zusammengefasst. Dabei geht es um alle Belange der präoperativen Planung, von der Modellgenerierung über die Visualisierung, die Diagnostik, die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung bis hin zur Weichgewebeprognose. Aus der Vielzahl von Arbeiten soll abgeleitet werden, wie weit man auf diesem Gebiet derzeit ist, was theoretisch möglich bzw. was wünschenswert ist und was dafür noch zu tun ist. Die genaueste Planung nützt jedoch wenig, wenn sie nicht auch exakt umgesetzt werden kann. Aus diesem Grund ist die Navigation und Robotik ein weiterer wichtiger Aspekt der modernen MKG-Chirurgie [Bier, 2000]. Eine ausführliche Behandlung dieses Themas würde allerdings den Rahmen der Arbeit sprengen, sodass nur vereinzelt darauf eingegangen wird. Im Anschluss an die Vorstellung aller relevanten Arbeiten zum Thema der computergestützten Planung in der MKG-Chirurgie wird aus den existierenden Ansätzen und den bestehenden Defiziten das Konzept der vorliegenden Arbeit motiviert.

2.1 Historische Entwicklung – 2D Planung

Eine Osteotomie- und Umstellungsplanung erfolgte in der klinischen Praxis lange Zeit ausschließlich anhand zweidimensionaler lateraler Röntgenaufnahmen. Diese wurden entweder kopiert, zerschnitten und neu angeordnet, oder es wurden anatomische Bezugspunkte auf Acetatfolie durchgezeichnet und der Eingriff anschließend zeichnerisch in der Profilebene geplant (Abb. 2.1). Die Planung einer Ober- bzw. Unterkieferverlagerung wird somit durch Projektion in seiner Komplexität reduziert und beschränkt sich auf Translationen und Rotationen in der Sagittalebene unter Berücksichtigung der dentalen Okklusion. Die kephalometrische Analyse, also die

Vermessung von Winkeln und Abständen zwischen charakteristischen Bezugspunkten des Gesichtsschädels, in Kombination mit anthropometrischen Referenzwerten liefert dazu die Planungsgrundlage [Farkas, 1994b; Posnick und Farkas, 1994].

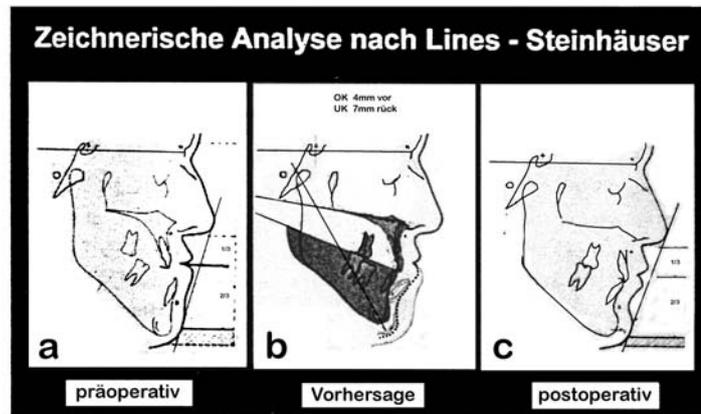


Abbildung 2.1: zeichn. Analyse und Planung aus [Lines und Steinhäuser, 1974]:
 a) Durchzeichnung der präop. Situation, b) Weichteilabschätzung nach simulierter OK- und UK-Verlagerung, c) postop. Ergebnis

Nach Moyers und Bookstein [1979] ist die geometrische Abbildungsgenauigkeit einer lateralen Projektion aufgrund der perspektivischen Verhältnisse bereits mit einem Fehler von 4 bis 7% behaftet. Asymmetrische Lageverhältnisse von knöchernen Strukturen können in der Projektionsansicht nicht bewertet und deren Korrektur somit auch nicht geplant werden, und eine individuelle Berücksichtigung resultierender Weichgeweberschiebungen kann bei einer zeichnerischen Profilanalyse nur in grober Näherung erfolgen. Die Vorhersage beruht dabei auf der Erfahrung des planenden Arztes sowie auf der Basis empirisch ermittelter Relationen zwischen erfolgter Knochenverlagerung und resultierender Weichgewebeanordnung. Bei einer Vor- bzw. Rückverlagerung des Unterkiefers entspricht diese Abhängigkeit im Bereich der unteren Kinnregion *im Profil* zwar nahezu dem Verhältnis 1 : 1, für die Lippenregion liegen aus diversen Untersuchungen in Abhängigkeit von der Unterkieferbewegung jedoch sehr unterschiedliche Verlagerungsverhältnisse vor [Steinhäuser und Palluck, 1995]. Bei Rotation des Unterkiefers oder bei Umstellung des Oberkiefers bzw. des Mittelgesichtes konnten ebenfalls keine einheitlichen Ergebnisse hinsichtlich der Weichgewebevorschau gewonnen werden. Es existieren zwar aufgrund diverser postoperativer Auswertungen lateraler Kephhalogramme prozentuale Angaben bzgl. der Verschiebung von bestimmten Abschnitten des Weichgewebeprofiles (siehe Tab. 2.1 auf Seite 33), doch lassen sich diese bei komplexen Umstellungen, bestehend aus mehreren Translationen und Rotationen von Knochenteilen, im Allgemeinen nicht mehr sinnvoll anwenden. Des Weiteren hängen diese Werte von der Dicke des Weichgewebes, der Verlagerungsstrecke, vom Alter, vom Geschlecht, der Abstammung und diversen anderen, auch physiologischen Faktoren, wie z.B. der Gewebeneubildung (Histogenese) ab.

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

In den 1970er Jahren erfolgten erste *computergestützte* kephalometrische Analysen auf Basis digitalisierter Fernröntgen-Seitbilder [Ricketts et al., 1972]. Die computergestützte Planung von Knochenverlagerungen in der Profilsansicht konnte dabei durch Freistellung und Verschiebung zweidimensionaler Bildausschnitte vorgenommen werden. Nach Skalierung und Überlagerung von Kephalogrammen und Profild Fotografien lassen sich mittels Fotomontagetechnik Ansichten erzeugen, die zur Abschätzung des postoperativen Gesichtsprofils und zur Patientenaufklärung verwendet werden können. Ein erster Vergleich zwischen computergestützten Ansätzen und konventionellen Planungsverfahren erfolgte durch Richardson [1981].

Seit Mitte der 1980er Jahre werden spezielle Analyse- und Planungssysteme entwickelt und eingesetzt, die eine Umstellungsplanung auf Basis digitalisierter lateraler Kephalogramme bzw. direkt am Kopf erfasster kephalometrischer Landmarken ermöglichen und eine Prognose des resultierenden Weichgewebeprofiles treffen. Die Dentofacial Planner® (DFP) Software ist eines der ersten und verbreitetsten Systeme zur kephalometrischen Analyse und zur 2D Planung kieferorthopädischer Korrekturen bzw. zur chirurgischen Verlagerung von Knochensegmenten bei Kieferfehlstellungen. Die Planung basiert auf Fernröntgen-Seitbildern und Profild Fotografien bzw. direkt digitalisierten Videobildern (*Videoimaging*). Durch die Digitalisierung der Röntgenaufnahmen mit einem Flachbettscanner entfällt die aufwändige Arbeit der Übertragung von relevanten Konturen. Anhand der Röntgenbilder werden gemäß einem festgelegten Punkte-Schema kephalometrische Landmarken definiert (Abb. 2.2). Die computergestützte kephalometrische Analyse basiert dabei auf dem Prinzip der zeichnerischen Analyse, lässt allerdings eine weitaus größere Anzahl von Messpunkten zu, die durch geeignete Interpolationsverfahren schnell und reproduzierbar zu glatten Profilkurven führen.

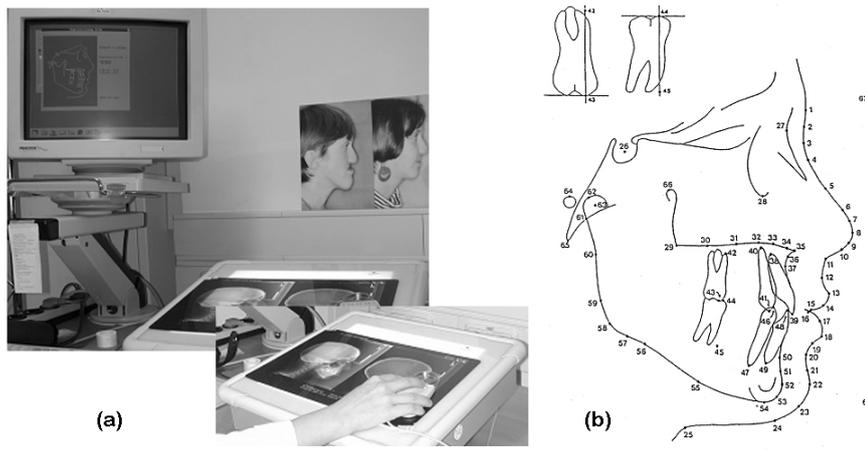


Abbildung 2.2: Planungsvorbereitung mit dem Dentofacial Planner a) Spezifikation von Konturpunkten am lateralen Kephalogramm, b) Digitalisierereihenfolge nach einem Punkte-Schema

Die Umstellungsplanung erfolgt direkt am Computer durch Verschiebung von Messpunkten, die mit kephalometrischen Referenzpunkten eines Patienten korrelieren. Im Behandlungsplanungsmodus lassen sich so Teilgruppen der digitalisierten Referenzpunkte zueinander verschieben. Die Verlagerung der entsprechenden Knochensegmente in der Planungsebene wird nach statistisch ermittelten Verhältnissen auf die Weichgewebekonturen übertragen. Die Profillinie folgt den in der Planung vorgenommenen Änderungen gemäß retrospektiv ermittelter und in der Software vorgegebener, ortsabhängiger Verhältniswerte. Die DFP Software berechnet das resultierende Weichgewebsprofil und stellt den abgeschätzten Profilverlauf der Weichgewebekontur grafisch dar (Abb. 2.3). Eine korrekt in Größe und Position ausgerichtete Einlagerung des Fernröntgen-Seitbildes (bzw. dessen Durchzeichnung) in das Gesichtsfoto hilft, skelettale Veränderungen in ihrer Auswirkung auf den Weichgewebeverlauf anschaulicher und plastischer darzustellen als nur mit dem Fernröntgen-Seitbild allein. In der Plus-Version der DFP Software wird der neue Konturverlauf auch auf die fotografische Darstellung übertragen und diese entsprechend verzerrt visualisiert. Auf diese Art ist bereits eine grobe Bewertung der ästhetischen Aspekte bei der Planung einer Umstellungsosteotomie möglich. Das modifizierte Gesichtprofil dient zum einen als Planungskriterium und kann in geeigneten Fällen auch für eine anschauliche Patientenaufklärung genutzt werden.

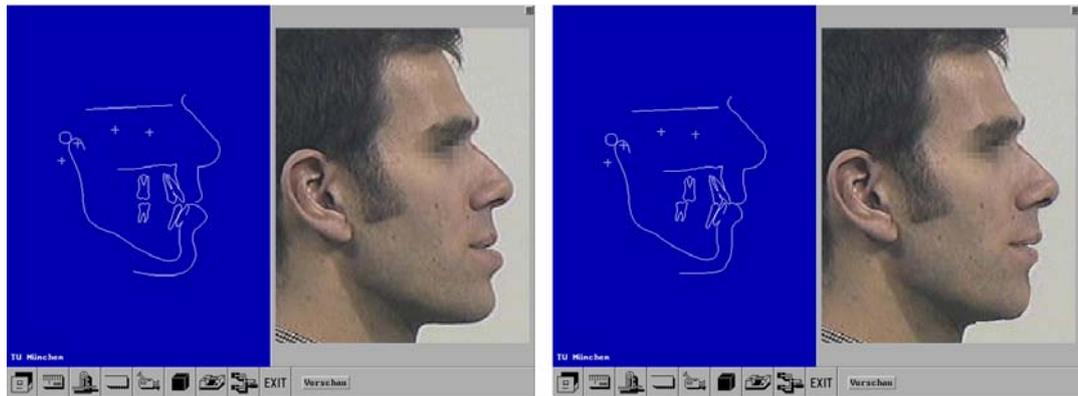


Abbildung 2.3: 2D Umstellungsplanung und Profilprädiktion mit dem Dentofacial Planner (mit freundlicher Genehmigung von Dr. Dr. Robert Sader)

In einer 1991 von Fischer-Brandies et al. durchgeführten retrospektiven Studie wurde die Genauigkeit der Weichteilprofil-Vorhersage mit dem Dentofacial Planner bei chirurgischer Korrektur einer skelettalen Progenie mit Angle Klasse III Okklusion (siehe Abschnitt 1.6) durch Rückverlagerung des Unterkiefers anhand von 30 prä- und postoperativen Fernröntgenseitbildern untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass mit der getesteten Software-Version des DFP zwar noch keine ausreichende Vorhersage des Weichteilprofils in den untersuchten, chirurgisch veränderten Bereichen möglich ist, die automatische Abschätzung der Profillinie jedoch einer zeichnerischen Planung des Weichgewebeprofiles überlegen ist [Fischer-Brandies et al., 1991]. Eine ähnliche Untersuchung erfolgte von Konstantos et al. [1994], jedoch für

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

die chirurgische Vor- bzw. Rückverlagerung des Oberkiefers nach Le Fort-I Osteotomie. Hierbei wurde die Vorhersagegenauigkeit der Dentofacial Planner Software anhand von 21 prä- und postoperativen lateralen Kephalogrammen überprüft. Die Studie ergab, dass insbesondere im Bereich der Lippen und der Nasenspitze bei größeren Verlagerungen deutliche Abweichungen zwischen Prädiktion und posttherapeutischem Ergebnis vorlagen. Die Lippenform wurde dabei nur unzureichend abgeschätzt, was auf die anfänglich wenigen Referenzpunkte (jeweils drei für Ober- und Unterlippe) zurückgeführt wurde. Insgesamt ergab sich für das Oberlippenprofil eine bessere Abschätzung als für das Profil der Unterlippe. Die Vorhersagen waren allerdings nicht konsistent; es erfolgte in vergleichbaren Fällen teils eine Über- und teils eine Unterabschätzung der Weichgewebedeformation. Dabei kam es auch vor, dass die Abweichungen benachbarter Referenzpunkte ein gegensätzliches Vorzeichen besaßen. Das Fazit der Untersuchung war, dass weitere Studien erfolgen müssen, die Software weiterentwickelt und mit anderen Systemen verglichen werden sollte. Weiterhin wurde auch auf die Notwendigkeit einer Planung an frontalen Kephalogrammen hingewiesen.

Zu vergleichbaren Ergebnissen kamen auch Ewing et al. [1992], Eales et al. [1994] und Schultes et al. [1998] bei entsprechenden Untersuchungen. Insbesondere bei der Vorhersage der sich vorwölbenden Lippenform sowie der Aufstellung des Nasenrückens traten im Vergleich zum postoperativen Ergebnis die größten Abweichungen auf. Unterkieferverlagerungen (inkl. Autorotation) und Kinnplastiken lieferten in der Vorhersage bessere Ergebnisse als Oberkieferverlagerungen. Aus den Studien ergab sich, dass die Anzahl der Messpunkte im naso-labialen Bereich ebenfalls erhöht werden muss. Die Vorhersagegüte und die Qualität der Darstellung hängt somit von der Anzahl der digitalisierten Landmarken, der verfügbaren Datenbasis und der Komplexität der Umstellung ab. Diverse Untersuchungen unterschiedlicher Arbeitsgruppen führten insgesamt auch zu sehr unterschiedlichen Verhältniszahlen (Tab. 2.1). Das Fazit der Untersuchungen von Steinhäuser und Palluck [1995] in diesem Zusammenhang war z.B. : „*dass die prinzipielle Sicherheit der Profilprognose nicht allzu hoch eingestuft werden kann*“.

Software zur kephalometrischen Analyse und zur zweidimensionalen kieferorthopädischen bzw. kieferchirurgischen Planung ist mittlerweile kaum noch Thema der Forschung. Einige kommerziell erhältliche Produkte² sind in Tabelle 2.2 aufgeführt. Neuere Programme nutzen Verfahren der 2D Eigenmodenanalyse (*principal component analysis*, PCA), wobei bereits mit einer geringen Anzahl von Referenzpunkten aus einer ausreichend großen Trainingsmenge von digitalisierten Konturen der entsprechende Profilverlauf bestimmt werden kann. Verfahren dieser Art, in Kombination mit einer digitalen Bildbearbeitung zur nichtlinearen Verzerrung des präoperativen Fotos, bieten bereits eine befriedigende Profilprognose als Planungskriterium und werden in der klinischen Routine genutzt.

² ohne Bewertung der Reihenfolge bzw. Anspruch auf Vollständigkeit

Tabelle 2.1: Publierte Verhältniszahlen: Weichgewebeverlagerung in Prozent zur Knochenverlagerung (100 %), aus [Landes et al., 2002b]

Weichgewebeverlagerung (in %)	Patientenzahl	Nasenspitze (horiz.)	Nasenspitze (vert.)	Paranasalregion	Eckzahnregion	Columnella-Basis	Oberlippe (vert.)	Oberlippe (horiz.)	Unterlippe (horiz.)	Unterlippe (vert.)	Supramentalfalte	Kinnspitze (Pogonion)	Kinn (Mentum)
Knochenverlagerung (100 %)													
maxillary impaction													
Mansour et al. (1983)	14	-	-	-	-	-	40	60	-	93	-	-	-
maxillary advancement													
Lines & Steinhäuser (1974)	3	-	-	-	-	66	60	-	-	-	-	-	-
Al-Waheidi (1992)	50	26	15	-	-	36	28	48	-	-	-	-	-
Al-Waheidi et al. (1998)	28	33	-	-	-	-	57	57	-	-	-	-	-
mandibular setback													
Lines & Steinhäuser (1974)	8	-	-	-	-	-	-	20	75	-	100	100	-
Gjorup & Anastasiou (1991)	50	-	-	-	-	-	-	-	-	-	95	95	-
Lew & Loh (1991)	37	-	-	-	-	-	-	-	67	-	89	95	-
Chunmaneechote et al. (1999)	41	-	-	-	-	-	-	-	83	14	-	-	-
Hu et al. (1999)	43	-	-	-	-	-	-	-	76	-	91	100	-
Gaggl et al. (1999)	60	-	-	-	-	-	-	30	80	-	-	80	100
mandibular advancement													
Lines & Steinhäuser (1974)	9	-	-	-	-	-	-	-	62	-	100	100	-
Quast et al. (1983)	18	-	-	-	-	-	-	-	38	-	100	100	-
Mommaerts & Marxer (1987)	35	-	-	-	-	-	-	-	55	-	106	103	93
Ewing & Ross (1992)	31	-	-	-	-	-	-	-	50	-	-	90	-
Sinclair et al. (1995)	56	17	15	24	-	50	31	60	70	35	100	100	-
Schultes et al. (1998)	25	-	-	-	-	-	-	-	50	-	-	100	90
bimaxillary surgery													
McCance et al. (1992), Kl. III	16	-	-	125	-	100	-	100	125	-	-	125	125
McCance et al. (1993), Kl. II	17	-	-	125	150	100	-	100	125	-	-	125	125
McCance* et al. (1997)	24	-	-	125	125	100	-	100	125	-	-	125	125

* Die Untersuchungen von McCance et al. basieren auf CT-Daten, die restlichen Werte auf der Analyse lateraler Kephalogramme

Neben dedizierten Programmen zur kephalometrischen Analyse und Planung avancieren auch universelle Programme zur digitalen Bildbearbeitung zu nützlichen Hilfsmitteln für MKG-Chirurgen. Damit können ebenfalls Bildinhalte ausgeschnitten und verschoben bzw. neu angeordnet werden. Insbesondere Programme, die es erlauben auf unterschiedlichen Ebenen (sogenannte *Layer*) zu arbeiten, diese zu überblenden bzw. einzeln ein- oder auszublenden und auch separat abzuspeichern, wie z.B. Adobe® Photoshop® (San Jose, CA, USA) oder *The Gimp*³ (GNU Image Manipulation Program) bieten bereits umfangreiche Möglichkeiten für die 2D Planung anhand digitalisierter Kephalogramme ggf. in Kombination mit Fotografien.

Der Nutzen einer computergestützten 2D Planung im Vergleich zur zeichnerischen Variante wird allgemein nicht in Frage gestellt. Der Vorhersagewert einer Weichgewebeabschätzung in der Profilplanung wird jedoch sehr unterschiedlich beurteilt. Nach Rudzki-Janson und Thedens lassen sich nur unignathe, sagittale chirurgische Korrekturen im Ober- oder Unterkiefer recht gut unter Berücksichtigung des

³ www.gimp.org

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Tabelle 2.2: Kommerzielle 2D Planungssysteme im klinischen Einsatz

<i>Dentofacial Planner</i> [®]	Dentofacial Software, Inc., Toronto, CA
<i>Dolphin (Digigraph)</i>	Dolphin Imaging Systems, Canoga Park, CA, US
<i>OrthoPlan</i> [®] OTP	Pacific Coast Software, Moreno Valley, CA, US
<i>Quick Ceph</i> [®]	Quick Ceph Systems, San Diego, CA, US
<i>Vceph</i> [®]	CyberMed, Inc., Seoul, Korea
<i>Dr. Ceph</i>	FYI Technologies, Duluth, Georgia, US
<i>Onyx Ceph</i> [™]	Image Instruments GmbH, Chemnitz, DE
<i>Visual Ceph</i>	Orthocom, Markham, Ontario, CA
<i>WinCeph</i>	Rise Corporation, Sendai, JP
<i>Win OMS CS</i>	PracticeWorks, Inc., Atlanta, GA, US

Weichteilprofilen planen. „Die Planung von bignathen Korrekturen bei Dysgnathien hingegen liefert eine nur mäßig zufriedenstellende Aussage“ [Rudzki-Janson und Thedens, 2000]. Bei komplexen Umstellungen reicht eine 2D Planung anhand von Profilanalysen demnach nicht aus. Insbesondere die Symmetriepfung in der Frontalebene lässt sich nur anhand von En-Face Analysen vornehmen, die zudem auch für die Patientenaufklärung von Bedeutung sind, da das Operationsergebnis in der Regel durch die frontale Betrachtung beurteilt wird. Nach Landes et al. [2002b] ist aber auch bei der Anfertigung von mehreren Ansichten (lateral/frontal) keine ausreichende dreidimensionale Bewertung der anatomischen Verhältnisse möglich!

Aufgrund der Unzulänglichkeiten der 2D Planung wurden Konzepte für eine 3D Planung entwickelt. So lassen sich aus zwei korrespondierenden Kephalogrammen bei bekannter Aufnahmegeometrie (orthogonal bzw. koplanar) dreidimensionale Referenzpunkte rekonstruieren [Baumrind et al., 1983; Cutting et al., 1986]. Diese Vorgehensweise bietet sich in allen Fällen an, in denen eine Anfertigung eines CT aufgrund der Strahlenexposition nicht erfolgen kann, was bei weniger komplexen Fehlstellungen in der Regel der Fall ist. Ebenso können durch den Einsatz von Navigationstechniken Orthopantomogramme in Relation zu den planaren Röntgenaufnahmen gebracht und in Kombination visualisiert werden. Eine direkte dreidimensionale Vermessung des Kopfes unter Berücksichtigung verlässlicher Referenzpunkte mit geringer Weichgewebeweglichkeit liefert weitere Daten zur 3D Kephalometrie, wobei es in dieser Hinsicht noch keine standardisierte Vorgehensweise gibt sondern lediglich Konventionen existieren, nach denen sich Anthropologen richten [Landes et al., 2002a]. Die Zahnungssituation kann entweder durch Digitalisierung eines individuellen Gipsabdruckes oder durch direktes intraorales Scannen erfasst werden [Mollard et al., 1998]. Letztendlich können alle genannten Daten, sobald sie im Rechner vorliegen, in ein gemeinsames Koordinatensystem gebracht und zu einem 3D Modell fusioniert werden [Dean et al., 2001; Mollard et al., 1998]. Solch ein Modell repräsentiert zwar nicht die korrekte dreidimensionale Patientenanatomie, doch im Vergleich zu den vorab genannten 2D Planungsverfahren lassen sich knochenverlagernde Eingriffe damit besser planen [Altobelli et al., 1993].

Für eine Weichgewebeprognoze muss ein digitales 3D Modell der individuellen Gesichtstopografie vorliegen. Auch dafür gibt es mittlerweile diverse nichtinvasive Techniken der Oberflächenabtastung und -rekonstruktion [Hajeer et al., 2002]. Zu nennen sind insbesondere die optischen Verfahren, wie z.B. die Stereofotogrammetrie, die 3D Morphometrie, die Moiré Topografie bzw. Konturfotografie und die 3D Vermessung via Laser-Triangulationsverfahren. Eine einfache Rekonstruktionstechnik basierend auf zwei korrespondierenden Fotografien unter Verwendung von künstlichen Landmarken wurde u.a. von Kobayashi et al. [1990] zur Bewertung der Weichgewebeveränderungen nach kieferchirurgischen Eingriffen vorgestellt. Liegt ein 3D Modell der Gesichtsoberfläche vor, dann kann dieses ebenfalls mit den vorab genannten Daten aligniert bzw. registriert werden. In der Planung können dann z.B. Ober- und Unterkiefermodell entsprechend einer optimalen dentalen Okklusion umpositioniert, die Transformation auf die entsprechenden kephalometrischen Landmarken angewendet und deren Verlagerung zur Abschätzung der Weichgewebedeformation auf das Modell der Gesichtsoberfläche übertragen werden.

Für eine *echte* 3D Planung anhand eines patientenspezifischen Modells unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebearrangung bedarf es volumenbeschreibender Daten, wie sie durch die tomografischen in situ Positionsmessverfahren erhoben werden können. Seit Ende der 1980er Jahre gewinnen daher computergestützte 3D Planungssysteme an Bedeutung. In der kraniofazialen Chirurgie leisteten Marsh und Vannier [1983] und Vannier et al. [1984] Pionierarbeit. Durch die Möglichkeit der 3D Rekonstruktion von Schädelmodellen aus tomografischen Bilddaten und deren Visualisierung gelang es ihnen, den Chirurgen ein räumliches Bild der präoperativen knöchernen Situation zu verschaffen, das frei rotiert werden konnte. Innere Strukturen ließen sich mit Ebenenschnitten darstellen und beliebige Substrukturen durch Segmentierung separieren und transformieren. Vannier et al. demonstrierten ihre Arbeit anhand kraniofazialer Fehlbildungen mit Umstellungen von Knochenplatten der Schädelkalotte zur Planung von Kraniosynostosebehandlungen. In der Arbeit von Lo et al. [1994] konnten bereits erste Kiefer verlagernde Eingriffe am Modell durchgeführt und in der Darstellung bewertet werden.

Der Wert dreidimensionaler Rekonstruktionen aus CT-Daten für die MKG-Chirurgie ist dabei insbesondere bei komplexen Fehlstellungen bzw. Fehlbildungen knöcherner Strukturen sowie ausgeprägt asymmetrischer Verhältnisse ausgesprochen hoch [Carls et al., 1994]. Patel et al. zeigten in einer Validierungsstudie, dass die Abweichungen zwischen Planung bzw. Simulation an computergrafischen (digitalen) Modellen und der an Phantomen bzw. Humanpräparaten in tolerierbaren Grenzen liegen und CAS Werkzeuge somit eine gute und wichtige Erweiterung für die Operationsvorbereitung darstellen – darüber hinaus sogar zusätzliche Möglichkeiten der Qualitätskontrolle und Dokumentation bieten [Patel et al., 1996]. Die Operationsplanung anhand dreidimensionaler Rekonstruktionen aus tomografischen Bilddatensätzen erleichtert das Verständnis der komplexen, in der Regel anomalen Anatomie. „Die 3D Visualisierung stellt dabei für den planenden Chirurgen eine große Erleichterung bei seiner Arbeit dar“ [Haßfeld, 2000].

2.2 Relevante Vorarbeiten – 3D Planung

Cutting et al. präsentierten 1986 die Basisarbeit zur 3D Planung in der Kraniofazialchirurgie [Cutting et al., 1986]. Die Vision der Autoren war es, existierende CAD Programme zur Planung von Knochenschnitt- und -umstellungsoperationen zu nutzen, um an aus CT Daten rekonstruierten 3D Schädelmodellen, auf der Basis von kephalometrischen Referenzdaten eine Verlagerung von Knochensegmenten durchführen zu können. Aufgrund der begrenzten Leistungsfähigkeit der damaligen Soft- und Hardware und der fehlenden Möglichkeit einer Verarbeitung von medizinischen Bilddaten, beschränkten sich Cutting et al. auf die Erarbeitung eines Konzeptes zur 3D Planung von Umstellungsosteotomien unter Berücksichtigung von Referenzwerten zu „normalen“ Ausprägungen von Schädelformen. Dieses basierte auf zwei orthogonal zueinander stehenden Fernröntgenbildern (laterales und postero-anteriores Kephalogramm), aus denen über korrespondierende anatomische Merkmale 3D Landmarken rekonstruiert wurden. Landmarken bzw. Landmarkengruppen konnten dann ohne Schnittplanung vom Benutzer interaktiv verschoben werden, oder es konnte eine starre Transformation auf Basis einer *least squares* Optimierung berechnet werden, die das Abstandsverhältnis zwischen den Landmarken und den lateralen und frontalen Referenzwerten (Bolton Templates) minimiert [Broadbent et al., 1975]. Als Ergebnis der Umstellungsplanung wurden Transformationsparameter für die einzelnen Knochenfragmente sowohl in numerischer Form als auch in Form von Linienzeichnungen als Planungs- und Entscheidungshilfe zur optimalen Knochenumstellung ausgegeben (Abb. 2.4).

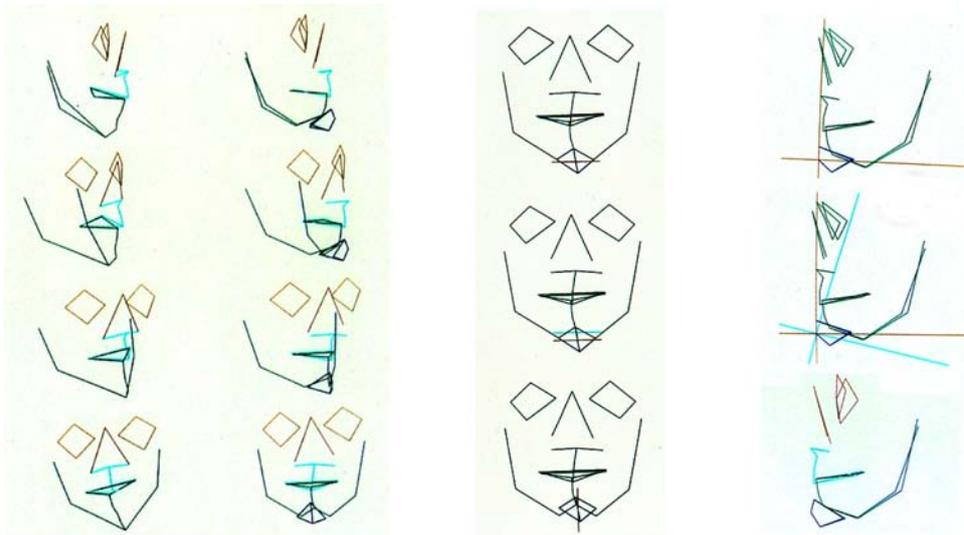


Abbildung 2.4: Linienzeichnung der kephalometrischen Landmarken zur 3D Lagekorrektur von Knochensegmenten, aus [Cutting et al., 1986]

Die Anforderungen an eine *computergestützte* 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung wurden in der Arbeit von Cutting et al. bereits in guter Form beschrieben

und ein potenzieller Lösungsweg aufgezeigt. In der Arbeit wurde weiterhin auf die Wichtigkeit einer 3D Planung bei asymmetrischen Fehlbildungen, wie z.B. der hemifazialen Mikrosomie hingewiesen, wo eine knochensymmetrische Rekonstruktion oft nicht ausreicht, da auch die weichgewebigen Strukturen typischerweise eine Asymmetrie aufweisen. Obwohl lediglich eine sehr einfache computergestützte Umsetzung des 3D Planungskonzeptes erfolgte und die automatische Nutzung der Referenzwerte, die nur in 2D Projektionsansichten vorliegen, nicht zufriedenstellend funktionierte, war die Arbeit durchaus Wegweisend. Insbesondere die Idee der Nutzung anatomischer Referenzdaten zu normal ausgebildeten Schädeln, für eine automatische Bestimmung der korrekten Lage separierter Knochenteile war beachtenswert. Solche *Normalwerte* gibt es bis heute noch nicht und entsprechende Untersuchungen sind gegenwärtiger Forschungsgegenstand [Brief et al., 2000].

Eine weitere Basisarbeit zum Thema computergestützte 3D Planung von Umstellungsosteotomien wurde von Yasuda et al. [1990] vorgestellt. Die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung basiert auf CT-Daten und entspricht im Prinzip einer konventionellen 2D Osteotomieplanung. In einer repräsentativen Schicht können Schnittlinien eingezeichnet werden, die mittels orthografischer Projektion auf alle anderen Schichten übertragen werden. Die so markierte Knochenregion lässt sich anschließend in der Ebene transformieren, wobei die Transformation schichtweise auf das zu Grunde liegende *Label-Feld* der segmentierten CT-Daten übertragen wird. Eine räumliche Bewertung der geplanten Verlagerung wurde durch die anschließende 3D Visualisierung des aus den modifizierten Daten rekonstruierten Schädels ermöglicht. Yasuda et al. zeigten weiterhin die Möglichkeit auf, über die Verschiebung von Knochensegmenten eine grobe Abschätzung der Verlagerung darüber liegender weichgewebiger Strukturen vorzunehmen, wobei die Hautoberfläche im gleichen Verhältnis verschoben wurde wie darunter liegende Knochensegmente. Die Übertragung der Verlagerung auf die Hautoberfläche erfolgte ebenfalls in den einzelnen CT-Schichten mittels eines zylindrischen Projektionsverfahrens und einem vom Benutzer festgelegten Projektionszentrum (Abb. 2.5 a,b).

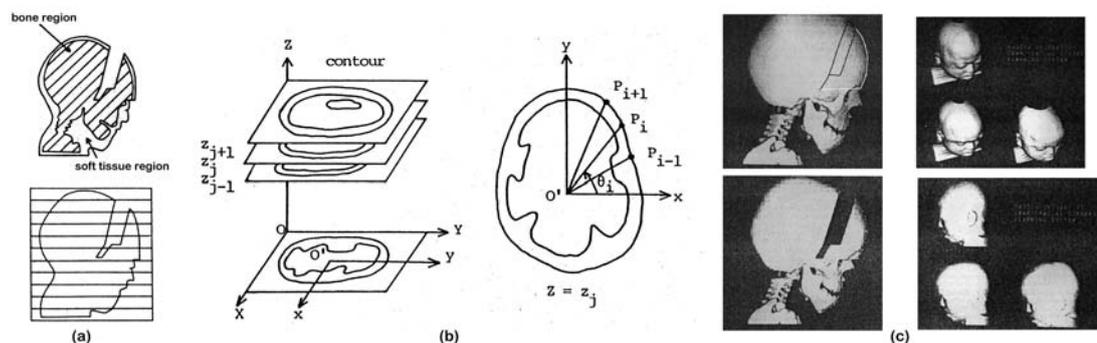


Abbildung 2.5: a) Knochenschnitt- und -umstellungsplanung in 2D, b) Übertragung der Knochenverlagerung auf die Weichgewebekontur, c) 3D Visualisierung, aus [Yasuda et al., 1990].

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

In der Arbeit von Yasuda et al. wurden bestehende Verfahren zur 3D Objektrekonstruktion aus tomografischen Daten und 3D Visualisierungsmethoden mit interaktiven 2D Vermessungs- und Manipulationswerkzeugen kombiniert und in einem System zusammengefasst, das eine chirurgische Osteotomieplanung am Computer ermöglicht. Es handelte sich dabei um eine erste *integrierte* Lösung für die computergestützte Knochenschnitt- und -umstellungsplanung im Bereich der kraniofazialen Chirurgie. Die zusätzliche Option der Darstellung resultierender Weichgewebeverlagerungen bei Knochensegmentverschiebungen erlaubte dabei eine Bewertung der Umstellungsplanung hinsichtlich der sich daraus ergebenden Gesichts- bzw. Kopfform. Das Fazit in dieser Hinsicht lautete jedoch noch: „...*it is not easy to predict the precise shape of the postoperative face ...*“ [Yasuda et al., 1990].

Ein computergestütztes Verfahren zur *echten* 3D Planung von Umstellungsosteotomien anhand von CT-Datensätzen wurde erstmals 1993 von Altobelli et al. vorgestellt [Altobelli et al., 1993]. In der Arbeit wurden konventionelle 2D Planungsmethoden mit Konzepten aus den beiden genannten Vorarbeiten von Cutting et al. [1986] und Yasuda et al. [1990] kombiniert. In allen Fällen erfolgte neben der klinischen Untersuchung eine fotogrammetrische und anthropometrische Vermessung des Schädels. Weiterhin wurden laterale und frontale Fernröntgenaufnahmen akquiriert und Gipsmodelle der Ober- und Unterkieferbezahnung angefertigt. Die kephalometrische Analyse erfolgte mit dem Orthodontic Treatment Planer (OTP) auf Basis der digitalisierten Kephalogramme. Bei komplexen Fehlstellungen wurden zusätzlich CT-Daten akquiriert und 3D Modelle der Knochen- und der Hautoberfläche über Schwellenwerte charakteristischer HOUNSFIELD-Einheiten als Iso-Oberflächen rekonstruiert [Cline et al., 1988]. Für die 3D Planung wird der CT-Datensatz in ein Patientenkoordinatensystem transformiert, das sich aus den beiden orthogonalen Kephalogrammen aufstellen lässt. Eine euklidische Vermessung von Abständen zwischen charakteristischen Referenzpunkten erfolgt entweder direkt am 3D Modell oder in den einzelnen CT-Schichten. Zur Unterstützung der Umstellungsplanung wurden die lateralen und frontalen *Bolton* Referenzwerte [Broadbent et al., 1975] in ein dreidimensionales Linienmodell überführt, das entsprechend der individuellen Patientenanatomie skaliert und in Kombination mit dem 3D Knochenmodell visualisiert werden kann. Das vorgestellte Planungssystem ermöglicht es, selektierte Bereiche des 3D Modells indirekt über Schieberegler zu positionieren, wobei sich aus der Überlagerung von Patienten- und Normaldaten für bestimmte anatomische Referenzpunkte Differenzen ergeben, anhand derer die Umstellung der Knochensegmente überprüft und optimiert werden kann. Die Schnittebenen und Transformationsparameter (Rotationswinkel, Lagedifferenzen usw.) werden für den erforderlichen Eingriff ermittelt und als Planungsergebnis in Form von Ausdrucken und Videosequenzen bereitgestellt.

Altobelli et al. demonstrierten ihre Arbeit am Beispiel einer 14-jährigen Patientin mit einer Schädel- und Mittelgesichtsfehlbildung aufgrund einer frühkindlichen Kraniosynostose (Abb. 2.6 a). Neben den typischen Merkmalen eines Brachyzepha-

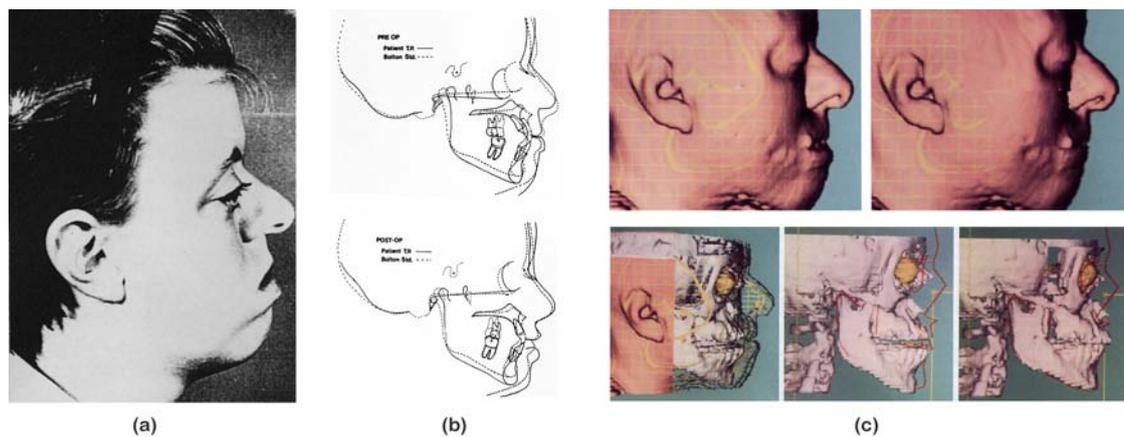


Abbildung 2.6: a) Patientin mit Pfeiffer Syndrom, b) 2D Planung, c) 3D Planung und Weichgewebebeurteilung, aus Altobelli et al. [1993]

lus, also eines abgeflachten Neurokraniums mit zurückliegender Stirn- und Supra-orbitalregion lag eine Mittelgesichtshypoplasie mit Fehlstellung der Augen und der Nase vor (Abschnitt 1.1). Aus der Mittelgesichtsrücklage resultierte eine relative Klasse III Unterkieferprognathie mit Mesialbiss (Abschnitt 1.6). Simuliert wurde eine Le Fort-III Osteotomie mit Vorverlagerung des Mittelgesichtes durch Verschiebung entsprechender Landmarken (Abb. 2.6 b). Die aus der Knochenumstellung resultierende Weichgewebeverlagerung wird bei dem Verfahren von Altobelli et al. sowohl direkt aus der Verschiebung der Knochenstrukturen abgeleitet, als auch über Vergleichswerte aus der Literatur abgeschätzt. Knochen und Hautoberfläche lassen sich zwar, wie in Abbildung 2.6 c veranschaulicht, für einen dreidimensionalen Eindruck überlagert darstellen, der Versuch, die Knochenverlagerung auf die aus den CT-Daten rekonstruierte Hautoberfläche zu übertragen, überzeugte im Vergleich zu den gezeigten postoperativen Profild Fotografien jedoch noch nicht.

Die wesentlichen Forderungen von Altobelli et al. [1993] an ein klinisch nutzbares computergestütztes Planungssystem waren die Möglichkeit der intuitiven Planung und Simulation von Osteotomien am 3D Modell sowie der freien, interaktiven Positionierung separierter Knochensegmente. Als wesentliches Manko sahen die Autoren an, dass es keine kephalometrischen 3D Referenzdaten zur automatischen Lagekorrektur fehlgebildeter Knochenstrukturen gibt. Altobelli et al. wiesen weiterhin auf die Erfordernisse einer Überkorrektur bei der Umstellungsplanung hin, da aufgrund ihrer Erfahrung Knochenum- und -rückbildungsprozesse in Abhängigkeit von der Verlagerungsstrecke zu Teilrezidiven führen können, die bereits im Rahmen der Planung berücksichtigt werden sollten. Auch wurde bereits das Problem der exakten operativen Umsetzung einer Umstellungsplanung diskutiert und auf die Notwendigkeit von intraoperativen Navigationsverfahren hingewiesen: „*Regardless of the precision/accuracy of the original data and surgical plan, the limiting factor is the intraoperative implementation . . . Clearly, a more accurate method of intraoperative navigation and measurement is needed.*“ Die letzte Forderung wurde

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

u.a. von Cutting et al. bearbeitet, die 1996 ein Konzept für die computergestützte kraniofaziale Chirurgie unter Nutzung von Techniken der Navigation und Robotik vorstellten [Cutting et al., 1996]. Dieses Konzept wurde in nachfolgenden klinischen Studien sukzessive umgesetzt und an einem klinischen Beispiel zur Planung und navigierten Durchführung von Umstellungsosteotomien im Mittelgesichtsbe- reich demonstriert [Cutting et al., 1998].

Die computergestützte Planung von Eingriffen im Bereich der *plastischen* bzw. *kosmetischen Chirurgie* findet ihre Anfänge ebenfalls in der Mitte der 1980er Jahre. Da- bei galt es die Frage nach optimalen Schnitttechniken und des unauffälligen Wund- verschlusses im Hinblick auf die elastomechanischen Eigenschaften von Haut zu beantworten. In einer sehr umfangreichen experimentellen Studie untersuchte Lar- rabee die biomechanischen Eigenschaften von Schweinehaut [Larrabee, 1986a, b]. Das beobachtete Deformationsverhalten von Hautlappen in unterschiedlichen ana- tomischen Regionen simulierte er mathematisch mit Hilfe eines zweidimensiona- len Finite-Elemente Ansatzes und stellte geeignete Modelle zur Beschreibung der Wundöffnung bei unterschiedlichen Schnittverläufen auf [Larrabee und Galt, 1986].

Bezogen auf die Gesichtshaut des Menschen führte Deng [1988] in ihrer Dissertation die Bearbeitung dieses Themas fort und simulierte elliptische Wundöffnungen nach Inzision bzw. Perforation in Abhängigkeit von den biomechanischen Eigenschaften der Haut unter Verwendung eines dreidimensionalen Finite-Elemente Ansatzes. In ihrer sehr umfassenden Arbeit beschäftigte sich Deng mit der Akquisition und der Generierung eines mehrschichtigen Oberflächenmodells des menschlichen Gesich- tes, der mechanischen Modellierung biologischer Gewebe sowie der Simulation von Deformationsvorgängen aufgrund von Einschnitten unter Berücksichtigung elasto- mechanischer Eigenschaften und innerer Kräfte. Das Hauptaugenmerk der Unter- suchung lag dabei auf der Vermeidung von in ästhetischer Hinsicht unerwünschten wulstigen Vernarbungen (sogenannten „*dog ears*“). Deng stellte mit ihrer Arbeit je- doch noch kein klinisch nutzbares Werkzeug zur Verfügung, sodass ihre Ergebnisse keine direkte Anwendung fanden.

Anfang bis Mitte der 1990er Jahre befasste sich dann Pieper am Massachusetts Institute of Technology (MIT) mit der Planung chirurgischer Eingriffe im Kopf- und Gesichtsbereich [Pieper, 1991; Pieper et al., 1992] und [Pieper et al., 1995]. In seiner Doktorarbeit entwickelte Pieper Konzepte auf Handlungsebene und imple- mentierte den Prototyp eines 3D Planungssystems, mit dem einfache Hautschnitte, Hautstraffungen und Nähte am computergrafischen 3D Modell geplant und visu- ell bewertet werden können. Da in der plastischen Chirurgie üblicherweise keine tomografischen Daten akquiriert werden, bildete ein Oberflächenmodell des Ge- sichtes die Planungsgrundlage, das mittels eines 3D Laserscanners digitalisiert und anschließend in seiner Auflösung reduziert wurde. Typische Schnittverläufe ließen sich interaktiv durch Spezifikation von Stützpunkten am Modell markieren und die Schnittränder anschließend frei verschieben. Die daraus resultierende Verzerrung der Haut in der Umgebung des Schnittes wurde mittels eines linear-elastischen

Materialmodells und einer Finite-Elemente Approximation simuliert. Die Simulation erfolgte dabei nur in einer lokalen Umgebung des Schnittes und beschränkte sich auch nur auf wenige Elemente ($n \leq 50$). Insgesamt wurde aus Gründen der Verarbeitungs- und Visualisierungsgeschwindigkeit mit einem relativ groben Oberflächenmodell gearbeitet, sodass eine akzeptable Darstellung des Patientenmodells im Verlauf der Planung nur durch Verwendung von fotografischen Texturen erfolgen konnte (Abb. 2.7).

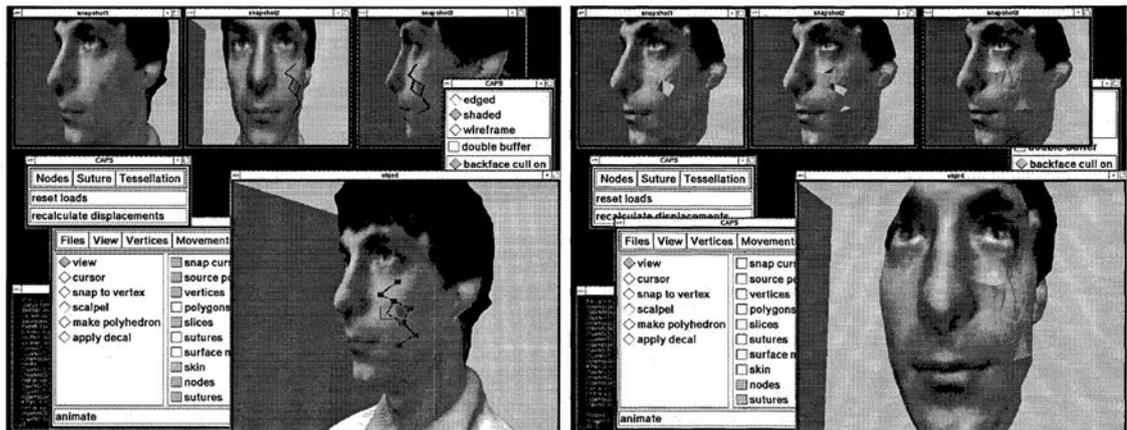


Abbildung 2.7: Schnittplanung für die plastische Chirurgie, aus Pieper [1991]

Mit dem Planungssystem verfolgte Pieper das Ziel, plastischen Chirurgen die Möglichkeit einer computergestützten präoperativen Planung zu bieten, wobei unterschiedliche Schnitte am Modell vorgenommen und hinsichtlich ihres simulierten Ergebnisses bewertet werden können. Mit einem Fragebogen sowie einer Testversion seiner Software versuchte Pieper im Abschluss seiner Arbeit zu ergründen, ob Chirurgen ein Planungssystem der vorgestellten Art akzeptieren und nutzen würden. Die Antworten einiger Ärzte wiesen darauf hin, dass sie sich ein computergestütztes Werkzeug zur Planung komplizierter Eingriffe vorstellen könnten bzw. in einigen Fällen sogar wünschten. Insbesondere die Möglichkeit der mechanischen Simulation stieß auf großes Interesse, jedoch eher für komplexere Schnitte. Pieper bewertete seine Arbeit selbst kritisch, prognostizierte zukünftigen Systemen aber aufgrund der ständig steigenden Leistungsfähigkeit der Computer eine höhere Akzeptanz und klinische Nutzbarkeit: „*In the coming years, we can expect to see further improvements in computer technology which will make it possible to simulate more accurate models using graphics and FEM.*...“ [Pieper, 1991]. Die Arbeit von Pieper stellt in seiner Art eine Inspiration für die vorliegende Arbeit dar, bei der es um eine Planung von *Knochenschnitten* in der kraniofazialen Chirurgie mit anschließender freier Umstellungsplanung geht, wobei die Auswirkungen der Verlagerung von Knochengsegmenten auf das umliegende Weichgewebe ebenfalls simuliert und im Rahmen der Planung räumlich bewertet werden sollen.

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Die vorab genannten Arbeiten führten zu einem verstärkten Interesse am Thema der computergestützten Chirurgieplanung, und es begannen sich weitere Forschungsgruppen mit der Problematik der 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung in der kraniofazialen Chirurgie zu befassen [Delingette et al., 1994; Keeve, 1996; Koch et al., 1996]. Der Schwerpunkt der Untersuchungen lag dabei zumeist auf der Simulation der Weichgewebedeformation, hervorgerufen durch chirurgische Knochenverlagerungen und weniger auf der chirurgischen Planung selbst. Delingette stellte z.B. in seiner Doktorarbeit am Institute Nationale de Recherche en Informatique et Automatique⁴ (INRIA), Sophia-Antipolis in Frankreich sogenannte *Simplex Meshes* als duale Oberflächenrepräsentation zu triangulierten Oberflächen vor [Delingette, 1994a, b; Geiger, 1993] und demonstrierte deren Nutzbarkeit im Rahmen eines Konzeptes für eine chirurgische Planungsumgebung [Delingette et al., 1994], in der man Teile von aus tomografischen Daten rekonstruierten Oberflächenmodellen interaktiv transformieren bzw. auf Basis wirkender Kräfte deformieren und die Ergebnisse computergrafisch visualisieren und animieren kann (Abb. 2.8).

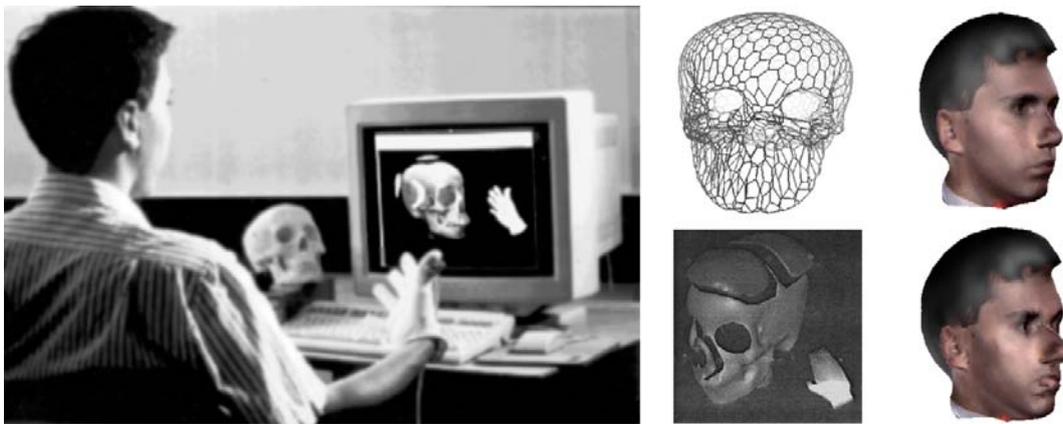


Abbildung 2.8: 3D Umstellungsplanung in einer Testumgebung für die kraniofaziale Chirurgie, aus Delingette et al. [1994]

Im Rahmen eines DFG-geförderten Projektes wurde von Keeve et al. das Thema der interaktiven Operationsplanung von Korrekturoperationen bei kraniofazialen Fehlbildungen von 1992 bis 1996 bearbeitet [Girod et al., 1995; Keeve et al., 1993]. Dabei hat Keeve in seiner Doktorarbeit die Problemstellung sehr gründlich untersucht und in engem Kontakt mit der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg sowie dem dortigen Lehrstuhl für Graphische Datenverarbeitung (IMMD) ein umfassendes Konzept erarbeitet, wie man Umstellungsosteotomien an aus CT-Daten rekonstruierten 3D Schädelmodellen planen, die Auswirkungen auf die Gesichtsförmung simulieren und das Ergebnis computergrafisch visualisieren kann [Keeve, 1996].

⁴www-sop.inria.fr

Zur bestmöglichen Oberflächenrepräsentation erfolgten zusätzliche Gesichtsvermessungen mittels Laserabtastverfahren, aus denen hochaufgelöste 3D Modelle der Hautoberfläche resultieren. Diese Modelle wurden mittels einer starren Transformation mit den entsprechenden, aus CT-Daten rekonstruierten Hautoberflächen aligniert, was aufgrund der unterschiedlichen Lage des Patienten bei der Aufnahme (liegend vs. aufrecht) bereits zu Abweichungen führen kann, die sich nur mittels elastischer Registrierung kompensieren lassen. Für die Weichgewebemodellierung wurde ein Netzwerk von Verbindungen zwischen dem Modell der Haut- und der Knochenoberfläche in Analogie zum Hautschichtenmodell von Lee et al. [1995] generiert, über das die Auswirkungen von Knochensegmentverlagerungen auf das Weichgewebe übertragen werden können (Abb. 2.9 a). Für die Deformationsmodellierung wurde ein physikalisch basiertes Feder-Masse System gewählt, dessen Anordnung durch Berechnung eines Kräftegleichgewichtes auf Basis der 2. NEWTON'schen Bewegungsgleichung bestimmt werden kann, wobei versucht wurde, den Federparametern eine biomechanische Bedeutung zuzuordnen. Zusätzlich wurde ein Finite-Elemente Ansatz auf prismatischen Strukturelementen mittels eines linear elastischen, isotropen und homogenen Materialmodells untersucht [Keeve et al., 1996]. Die aus der Simulation resultierende Weichgewebedeformation wurde abschließend über das Modell der Hautoberfläche computergrafisch visualisiert (Abb. 2.9 c).

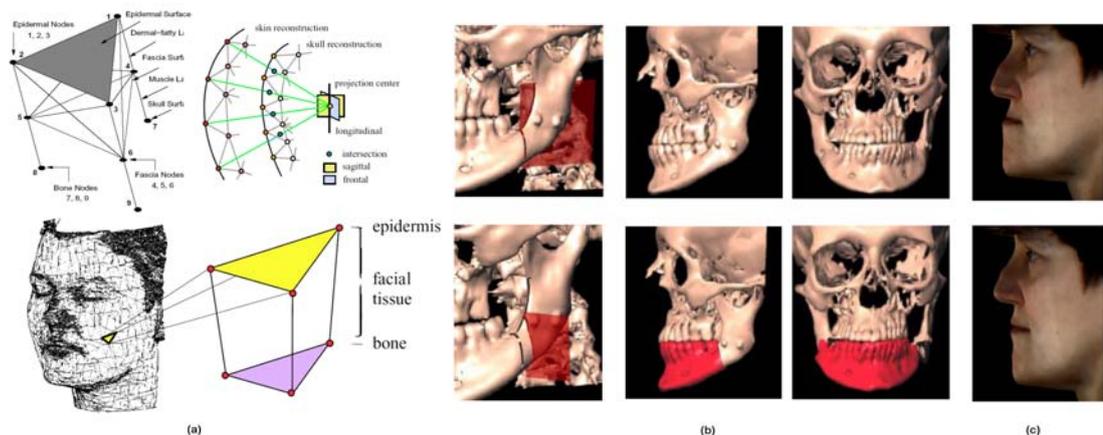


Abbildung 2.9: a) Weichgewebemodell nach Lee et al. [1995], b) Osteotomie- und Umstellungsplanung, c) Weichgewebepräädiktion, aus Keeve [1996]

Auch die Arbeit von Keeve kann als eine Basisarbeit im Bereich der computer-gestützten Planung in der kraniofazialen Chirurgie angesehen werden, da die Problematik darin sehr gut veranschaulicht und durch breit gestreute Publikation den Ingenieursdisziplinen und der Informatik zugänglich gemacht wurde. Obwohl in der Dissertation von Keeve [1996] von 25 Patientendatensätzen die Rede ist, wurden alle publizierten Ergebnisse leider immer nur an ein und demselben Patientenbeispiel demonstriert, bei dem für eine Dysgnathie-Klasse III eine leichte Rück- und Seitverlagerung des Unterkiefers simuliert wurde [Keeve et al., 1996a, b, c, d, 1998, 1996e; Keeve und Kikinis, 1999]. Es wurde auch nicht erwähnt, mit welchem Befund die

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Patientendaten erhoben wurden und welche chirurgischen Maßnahmen aus erfolgten Planungen abgeleitet werden konnten. Des Weiteren beschränkte sich die chirurgische Osteotomieplanung auf planare Schnitte und es konnte nicht nachvollzogen werden wie praxisorientiert und benutzerfreundlich die Schnitt- und Umstellungsplanung letztendlich war, da das entwickelte Planungssystem nicht in den klinischen Einsatz gelangte [Nkenke, 2003].

Im Bereich der Weichgewebivorhersage nach simulierter chirurgischer Knochenumstellung leisteten Koch et al. einen weiteren wichtigen Beitrag, den sie erstmals zur Siggraph 1996 präsentierten [Koch et al., 1996]. Aus dem *Visible Human* Datensatz (VHD) rekonstruierten sie sowohl die Knochen- als auch die Hautoberfläche und verlagerten exemplarisch Ober- und Unterkiefer zueinander, um eine bignathe Umstellungsosteotomie zu simulieren. Zur Abschätzung der resultierenden Weichgewebedeformation wurde die triangulierte Hautoberfläche als Finite-Elemente Netz betrachtet, das über ein Feder-Masse System mit der Knochenoberfläche verbunden ist (Abb. 2.10 a und b). Die Federn übertragen die aus der Knochenverlagerung resultierenden Randbedingungen auf die Knoten der Hautoberfläche, deren Deformation anschließend mittels einer FE-Approximation auf Basis parabolischer Ansatzfunktionen (Hermite Polynome) berechnet wurde. Für die Arbeitsgruppe Computer Graphics an der ETH Zürich handelte es sich bei dieser Untersuchung um eine Machbarkeitsstudie, bei der verschiedene Programmpakete zum Einsatz kamen (AVS - Advanced Visual Systems, Waltham, MA, USA; Alias wavefront, Toronto, Kanada). Der Schwerpunkt lag dabei nicht auf der chirurgischen Planung sondern auf der Weichgewebesimulation. Neu war der dazu verwendete gemischte Modellierungsansatz. Die computergrafische Darstellung sowie die Präsentation der Ergebnisse in Form von Videoanimationen waren von herausragender Qualität.

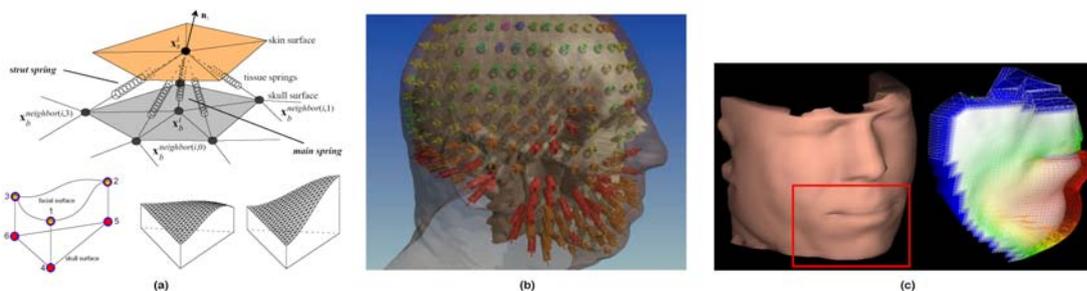


Abbildung 2.10: a,b) 3D Weichgewebemodell nach Koch et al. [1996], c) lokale Weichgewebebeurteilung, aus Roth et al. [1998]

Im sogenannten FACE-Projekt wurde die computergestützte chirurgische Planung für den Einsatz in der MKG-Chirurgie an der ETHZ in Kooperation mit der Klinik für Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Zürich weiter verfolgt [Gross et al., 2001]. Roth et al. beschäftigten sich dabei mit der Modellierung von Weichgewebe und untersuchten dazu FE-Ansätze mit Interpolationsfunktionen höherer Ordnung [Roth et al., 1998]. Erste Ergebnisse wurden am Beispiel ei-

ner lokalen Gitterregion des Kinns, bestehend aus ca. 4 000 Tetraedern präsentiert (Abb. 2.10 c). Bei der Wahl quadratischer Elemente betrug die Berechnung auf einem Standardrechner ca. 45 Minuten. Eine Validierung bzw. ein Vergleich zu lokal verfeinerten linearen Elementen erfolgte allerdings nicht, sodass nicht klar ist, ob sich ein aufwändiger Modellierungsansatz der gewählten Art wirklich lohnt.

An einem klinischen Fallbeispiel präsentierten Koch et al. [1999] die gesamte Bearbeitungskette für eine chirurgische Umstellungsplanung mit Weichgewebeprognose. Aus CT-Daten wurde die Knochen- und die Hautoberfläche rekonstruiert und zusätzlich die Gesichtstopografie mittels eines Laser-Triangulationsverfahrens erfasst. Anschließend wurden beide Oberflächenmodelle zur Registrierung von CT und Oberflächenscan in ein gemeinsames Koordinatensystem überführt. In Analogie zum Ansatz von Keeve wird ein Weichgewebegitter, bestehend aus prismatischen Elementen zwischen der triangulierten Haut- und Knochenoberfläche mittels einer zylindrischen Projektion erzeugt. Auf Basis der HOUNSFIELD-Werte aus den CT-Daten wurde versucht, den Strukturelementen Materialparameter zuzuordnen (Poissonzahl ν und Elastizitätsmodul E), wobei die vorgenommene Zuordnung eher der Dichte des Materials als seinen elastischen Eigenschaften entsprach [Koch, 2000]. Die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung erfolgte mit der Alias Software und die resultierenden Verschiebungsfelder lieferten die Randbedingungen für die FE-Analyse. Um die Berechnungszeit zu verkürzen, konnten mit einem 3D Malprogramm Bereiche auf der Haut- und der Knochenoberfläche markiert werden, die von der Simulation ein- bzw. ausgeschlossen werden sollen. Auf der lokalen Gitterregion wurden dann die partiellen Differentialgleichungen der linearen Elastizitätstheorie unter Berücksichtigung der Verschiebungen numerisch gelöst. Die Visualisierung der aus der Umstellungsplanung resultierenden Gesichtsform erfolgte anhand der Oberflächenmodelle in Kombination mit fotografischen Oberflächentexturen. Die Darstellungsqualität war dabei außerordentlich hoch und für eine anschauliche Patientenaufklärung sehr gut geeignet (Abb. 2.11 b).

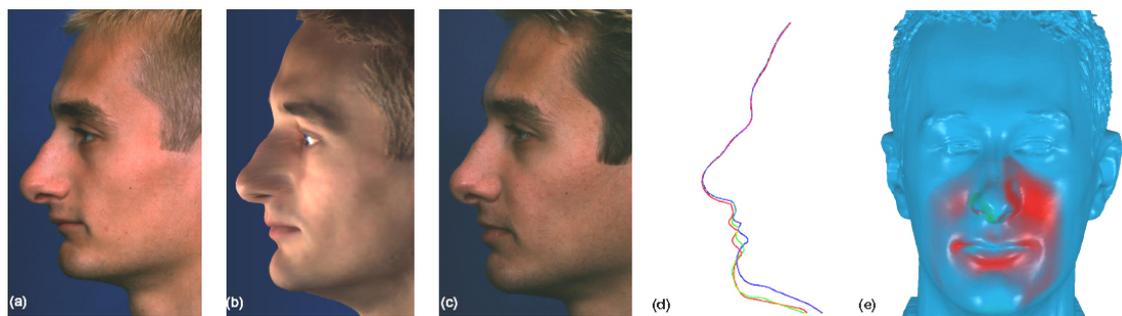


Abbildung 2.11: Fallbeispiel aus Koch et al. [1999], a) präoperatives Profilfoto, b) Weichgewebeprediktion, c) postoperatives Profilfoto, d) Profilkonturen (prä-/blau, post-/rot, simuliert/grün), e) farbcodierter Unterschied zwischen Simulation und postoperativem Ergebnis

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Die Verfahren von Koch et al. wurden u.a. an zwei leichteren Dysgnathiefällen, einem Patienten mit sogenanntem *Short Face* Syndrom (Abb.2.11) und einem Patienten mit leichter Gesichtasymmetrie aufgrund einer hemifazialen Mikrosomie überprüft, wobei die Simulationsergebnisse mit postoperativ akquirierten Oberflächenscans verglichen wurden. In den demonstrierten Beispielen fand sich in den simulierten Regionen eine gute Übereinstimmung der Weichgewebeprognose mit dem postoperativem Ergebnis, doch ist bei der Überprüfung von Koch et al. nicht klar, wie ohne tomografische Aufnahmen sichergestellt werden konnte, dass die geplante Knochenverlagerung mit der operativ durchgeführten übereinstimmt. Die Überprüfung erfolgte durch Registrierung der beiden Hautoberflächenmodelle, die dabei optimal aufeinander abgebildet werden. Theoretisch müsste aber über Regionen des unmodifizierten *Schädelmodells* registriert werden, um einen aussagekräftigen Vergleich vornehmen zu können.

2.3 Aktuelle Arbeiten – Stand der Technik

Seit Ende des Jahres 1999 läuft die Entwicklung der vorliegenden Arbeit parallel zu der diverser anderer Forschungsgruppen. Das Gebiet der computergestützten Chirurgie expandiert sehr stark und wird international bearbeitet. Im Bereich der kraniofazialen Chirurgie kann man im Wesentlichen zwischen Planungssystemen für die Neurochirurgie bzw. die Traumatologie des Neurokraniums und für die MKG-Chirurgie, also die Chirurgie des Viszerokraniums unterscheiden. Weiterhin spielen die chirurgische und zahnmedizinische Implantologie sowie die Kieferorthopädie eine große Rolle bei der Entwicklung von computergestützten Planungssystemen. In diesem Abschnitt werden die aktuellen Beiträge zum Thema CAS in der MKG-Chirurgie – speziell der Dysgnathiechirurgie bzw. der orthognathen Chirurgie – zusammengefasst und die jeweiligen Schwerpunkte hervorgehoben.

Eine Publikation von Sarti et al. aus dem Jahr 1999 diente für das Projekt der vorliegenden Arbeit als Einstieg in die Simulation der Weichgewebedeformation nach chirurgischer Knochenumstellung [Sarti et al., 1999]. In der Arbeit wurde am Beispiel des *Visible Human* Datensatzes (VHD) eine Vorverlagerung des Unterkiefers simuliert, wobei keine korrekte Schnittplanung erfolgte sondern lediglich ein kubisches Subvolumen definiert und die darin befindlichen Knochenvoxel unidirektional verschoben wurden (siehe Abb. 2.12). Entscheidend bei der Arbeit von Sarti et al. war der Ansatz der Weichgewebemodellierung. Direkt auf dem Voxelgitter erfolgte eine Finite-Differenzen Approximation der dreidimensionalen Spannungs-Verzerrungs Beziehung unter Berücksichtigung eines linear-elastischen Materialmodells. Die Theorie der Elastizitätszusammenhänge und die mechanischen Grundlagen zur Modellierung linear elastischer Kontinua wurden dabei sehr anschaulich wiedergegeben, sodass die Arbeit einen ausgesprochen hilfreichen Einstieg in die Elastomechanik bot (siehe auch Abschnitt 5 auf Seite 167).

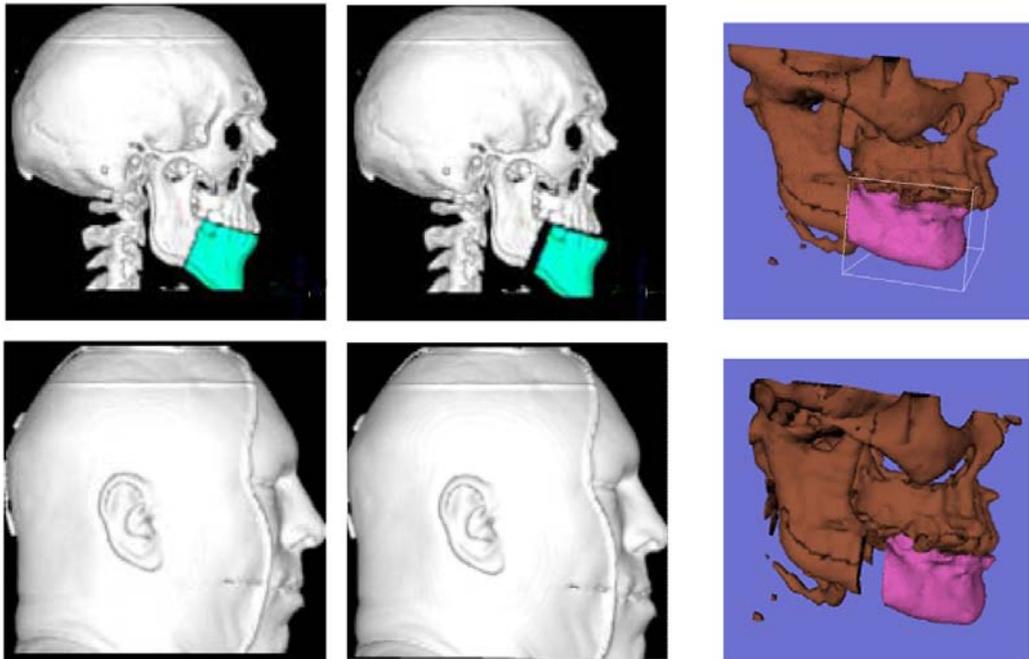


Abbildung 2.12: 3D Weichgewebebeprägung nach simulierter Knochenverlagerung, aus Sarti et al. [1999]

Das Verfahren von Sarti et al. führte in der gezeigten Simulation auch zu plausiblen Ergebnissen, besaß jedoch den Nachteil eines extrem hohen Berechnungsaufwandes. Selbst auf einem massiv parallelen Computersystem, wie der Cray T3E mit 128 Prozessoren erforderte die Lösung der partiellen Differentialgleichungen auf einem Gitter mit $120 \times 120 \times 150$ Knoten mehrere Stunden Rechenzeit. Die Arbeit von Sarti et al. wird derzeit in Italien am **DEIS, Bologna**, im Rahmen eines EU-Projektes (EuTIST-M, IST-1999-20226/Visu) fortgeführt, wobei mittlerweile der Schwerpunkt der Untersuchungen auch auf die Entwicklung eines klinisch nutzbaren Planungssystems für die kraniofaziale Chirurgie gelegt wurde [Binucci et al., 2002]. Das generelle Konzept der Arbeitsgruppe aus Bologna ist, die Planung und Simulation direkt auf dem Voxelgitter, d.h. den segmentierten CT-Daten durchzuführen. Für die Beschleunigung der numerischen Simulation werden momentan auch adaptive Mehrgitterverfahren untersucht [Binucci et al., 2003].

Im deutschsprachigen Raum bildet der in **Heidelberg** und **Karlsruhe** beheimatete Sonderforschungsbereich 414 (Rechner- und sensorgestützte Chirurgie) einen Schwerpunkt zum Thema computergestützte MKG-Chirurgie. Im seit 1996 laufenden **SFB 414** werden alle Arbeitsschritte von der Diagnostik, über die Planung und die Simulation bis hin zur navigierten und robotergestützten Therapie bearbeitet [Wörn et al., 2001]. Haßfeld und Mühling nutzen dabei am Klinikum für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Heidelberg seit über einem Jahrzehnt computergestützte Verfahren zur Planung von Knochenumstellun-

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

gen, mit dem Ziel diese navigiert durchzuführen [Fedtke et al., 1994; Haßfeld und Mühling, 1998]. Die Unsicherheit vor Planungsabweichungen ist jedoch noch sehr groß, und die freie Festlegung von komplexen Osteotomielinien am computergrafischen 3D Schädelmodell zur verlässlichen Schnittplanung noch nicht zufriedenstellend gelöst [Bohner et al., 1995, 1997; Evers et al., 1999; Holler et al., 1996]. Haßfeld und Bohner et al. demonstrieren in ihren Arbeiten lediglich eine Schnittplanung mittels planarer Schnittverläufe oder einer geeigneten Vorsegmentierung (Abb. 2.13). Das aktuelle Teilprojekt *Operationsplanung in der Chirurgie* hat u.a. die Verbesserung der Schnitt-, Bohr- und Umstellungsplanung sowie die Distraktionsplanung am 3D Modell zum Ziel [Burgert et al., 2001; Schorr et al., 2001].

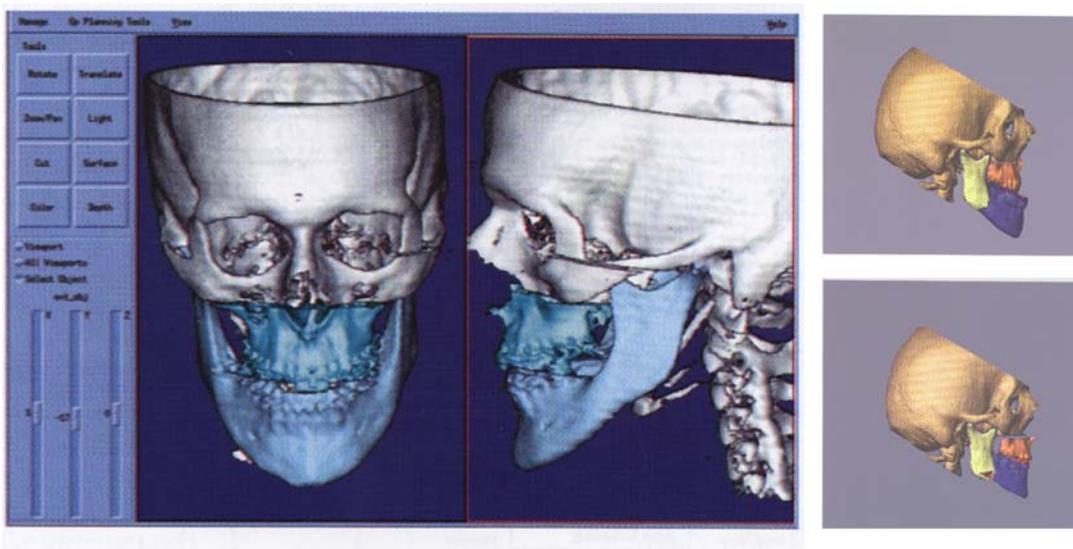


Abbildung 2.13: 3D Planung von Umstellungsosteotomien, aus Haßfeld [2000]

Haßfeld beschrieb im Jahr 2000 seine Anforderungen an ein integriertes Planungs- und Simulationssystem für die computerunterstützte Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie wie folgt: „Das System soll dem Chirurgen die Möglichkeit bieten, interaktiv die beabsichtigte Operation optimal zu planen. Operative Alternativen sollen dabei individuell für jeden Patienten bewertet werden können ... 3D Visualisierungen erleichtern die Beurteilung der beabsichtigten Operationstrategie – bisherige Grenzen in Bezug auf das Vorstellungsvermögen werden durchbrochen ... Durch die Kenntnis der patientenindividuellen Risikoregionen soll für jeden chirurgischen Eingriff eine Planung derart möglich sein, dass gefährdete Strukturen vermieden und Knochenschnitte optimiert werden können ... Idealerweise können dabei die Auswirkungen des beabsichtigten Eingriffs auf das postoperative faciale Erscheinungsbild des Patienten untersucht werden. Zudem erhält auch der Patient die Möglichkeit, sich von der Auswirkung der Operation vorab ein Bild zu machen und auf sie Einfluss zu nehmen ... Fernziel ist, die Simulation des individuellen postoperativen Erscheinungsbildes!“ [Haßfeld, 2000].

Mit dem gleichen Ziel arbeitet Rüdiger Marmulla an der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der **Universität Regensburg** an einem System zur computergestützten Osteotomie- und Umstellungsplanung mit Schwerpunkt auf der navigierten Umsetzung des Operationsplanes. Nach Marmulla geht einer komplexen Umstellungsosteotomie in der Regel eine umfangreiche präoperative Planungsphase voraus, bei der anhand von Vermessungen an Fernröntgenbildern bzw. am dreidimensional rekonstruierten CT versucht wird, das Ausmaß der knöchernen Fehlbildung bzw. Fehlstellung und deren Korrektur einzuschätzen. Computergestützte Arbeitsplätze ermöglichen zwar die 3D Rekonstruktion und Visualisierung der präoperativen Daten, in der nächsten Stufe wäre seiner Meinung nach aber auch die exakte Planung der Umstellungsosteotomie wünschenswert [Marmulla, 2000]. Marmulla und Niederdelmann sind ebenfalls an der Simulation des postoperativen Erscheinungsbildes eines Patienten nach geplanter Knochenverlagerung interessiert. In einem ersten Ansatz versuchten sie, Knochenverlagerungen mittels eines generischen Modells der Hautoberfläche und festgelegten Referenzpunkten direkt auf die Hautoberfläche des patientenspezifischen Modells zu übertragen, wobei in Analogie zu konventionellen 2D Planungssystemen zu jedem Stützpunkt ein prozentuales Verschiebungsverhältnis festgelegt werden kann, mit dem die resultierende Weichgewebeverschiebung skaliert wird [Marmulla und Niederdelmann, 2000].

Ein weiterer Sonderforschungsbereich in Deutschland, in dem Aspekte der computergestützten MKG-Chirurgie bearbeitet werden, ist der in **Erlangen-Nürnberg** beheimatete und 1998 bewilligte **SFB 603** (Modellbasierte Analyse und Visualisierung komplexer Szenen und Sensordaten), in dem u.a. auch Sabine Girod und Matthias Teschner ihre Arbeit an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, der medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander Universität durchgeführt haben. Der SFB 603 schließt direkt an das DFG Graduiertenkolleg „3D Bildanalyse und -synthese“ an, in dem Erwin Keeve und Bernd Girod das Thema „Interaktive Operationsplanung“ für die computergestützte MKG-Chirurgie bearbeitet haben. Aufsetzend auf die Arbeit von Keeve [1996] führte Teschner diese im Rahmen seiner Dissertation von 1996 bis 2000 am Institut für Nachrichtentechnik der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg fort und konzentrierte sich dabei im Wesentlichen auch auf die interaktiven Planungsaspekte und die aus einer Knochenverlagerung resultierende Weichgewebedeformation [Teschner, 2000].

Als Planungsgrundlage dienen, wie bereits in der Arbeit von Keeve, aus CT-Daten mittels eines *Marching Cubes* Verfahrens rekonstruierte Knochenoberflächen, in Kombination mit via Laser-Scanner akquirierten 3D Modellen der Gesichtstopografie. Die resultierenden Dreiecksnetze werden für die Planung in ihrer Auflösung stark reduziert, in ein gemeinsames Koordinatensystem überführt und das Weichgewebe durch ein räumliches Gittermodell repräsentiert, dessen Konstruktion über ein Projektionsverfahren erfolgt, das Verbindungen zwischen der Haut- und der Knochenoberfläche herstellt [Teschner et al., 1999]. Fehlzuordnungen können durch manuelle Editiermöglichkeiten bzw. Vorgabe eines Schwellenwertes für die maxi-

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

mal zulässige Gewebedicke in ihrer Häufigkeit reduziert werden. Das resultierende Gitter kann, entsprechend des Modellierungsansatzes von Lee et al. [1995], in eine beliebige Zahl von Schichten mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften unterteilt werden (Abb. 2.14).

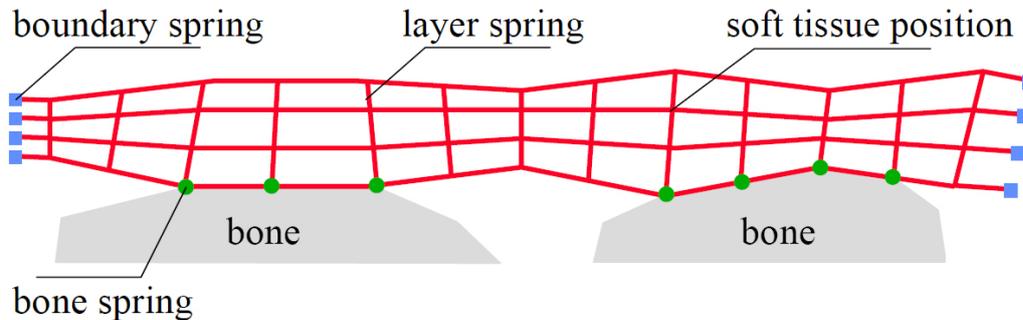


Abbildung 2.14: Prinzip des Weichgewebemodells von Teschner et al. [1999]

Teschner erweiterte das existierende, auf der NEWTON'schen Bewegungsgleichung basierende Feder-Masse Modell von Keeve um eine nichtlineare Spannungs-Verzerrungsbeziehung für die Weichgewebesimulation. Zudem wurde ein robusteres Verfahren zur Deformationsmodellierung implementiert, bei dem das dynamische Verhalten vernachlässigt wird, da letztendlich nur der statische Endzustand der Weichgewebedeformation nach erfolgter Knochenumstellung von Interesse ist. Die Berechnungszeiten für das implementierte numerische Lösungsverfahren zur Minimierung der durch die Verlagerung von Gitterknoten induzierten Federkräfte wurden mit 2 bis 145 Sekunden für 1000 bis ca. 3000 Massepunkte bzw. 6500 bis 25000 Federelemente angegeben [Teschner, 2000]. Für die Repräsentation weichgewebiger Gesichtsstrukturen handelt es sich dabei allerdings noch um eine relativ grobe Diskretisierung.

Das Verfahren zur Osteotomieplanung mittels planarer Schnittverläufe wurde aus der Arbeit von Keeve übernommen und die interaktive Umstellungsplanung um ein Verfahren zur Kollisionserkennung erweitert. Die Planung einfacher Kieferverlagerungen wurde dabei an mehreren Patientendatensätzen demonstriert [Teschner et al., 1999]. Die Unterkieferverlagerungen führten im Profil zu plausiblen Ergebnissen. Bei den Oberkieferverlagerungen fiel auf, dass das Weichgewebe der Nase nicht am Nasenbein bzw. den knorpligen Strukturen fixiert ist. Aufgrund der Nutzung einer recht groben Triangulation zur Repräsentation der Hautoberfläche ergaben sich im Verlauf der Simulation auch deutliche Diskretisierungsartefakte, die bereits bei normalen Unterkieferbewegungen, speziell über den Wangenknochen und an den Lippen, zu einer offensichtlichen Verzerrung der Hautoberfläche führten. Lediglich durch die Verwendung von Oberflächentexturen konnte der Realitätsgrad der Darstellung in akzeptablen Grenzen gehalten werden (Abb. 2.15).

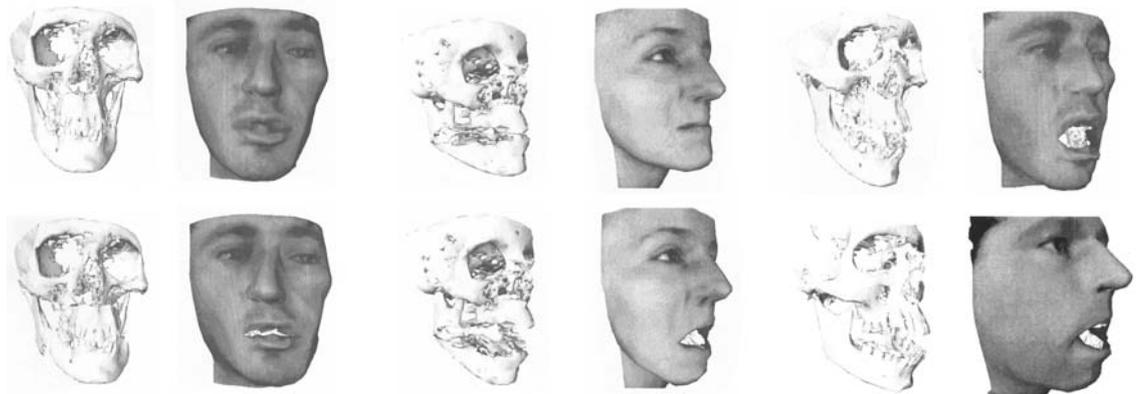


Abbildung 2.15: 3D Planung von Umstellungsosteotomien und Weichgewebesimulation, aus Teschner [2000]

Die Parametrisierung von Feder-Masse Modellen erfolgt typischerweise nach Heuristiken, die einer verlässlichen biomechanischen Grundlage entbehren, und die genannten Berechnungszeiten rechtfertigen ein solches Modell gegenüber einem vergleichbaren FE-Ansatz nicht. Eine Anwendung auf komplexe chirurgische Fragestellungen erfolgte ebensowenig wie eine gründliche dreidimensionale Validierung der Simulationsergebnisse anhand postoperativ akquirierter Daten [Teschner et al., 2000a, b]. Erst in einer späteren Arbeit wurde von Teschner et al. untersucht, inwiefern man die Vorhersagegenauigkeit durch den Vergleich von prä- und postoperativen *Oberflächenscans* überprüfen kann [Teschner et al., 2001]. Solch ein Vergleich lässt eine Überprüfung der Übereinstimmung zwischen Planung und tatsächlich erfolgter *Knochenverlagerung* allerdings nicht zu. Eine Validierung kann entweder anhand postoperativ akquirierter tomografischer Daten oder durch eine navigierte Planungsumsetzung erfolgen. Auch mit den Erweiterungen von Teschner hat das Erlangerer Planungssystem jedoch noch keinen Einsatz in der klinischen Routine gefunden [Kessler et al., 2000; Nkenke, 2003].

Am *Center for Advanced European Studies and Research (caesar)*⁵ in **Bonn** befassen sich Erwin Keeve und seine Arbeitsgruppe (*Surgical Simulation and Navigation*) seit 1998 weiter mit den Fragestellungen der computergestützten chirurgischen Planung. In diesem Zusammenhang wurde im Verlauf der letzten Jahre die Software *Julius*⁶ entwickelt, mit der man 3D Modellrekonstruktionen aus tomografischen Daten vornehmen, diese visualisieren und interaktiv manipulieren kann [Jansen et al., 2001; Keeve et al., 2003; Rymon-Lipinski et al., 2001]. Die bearbeiteten Fragestellungen sind dabei allerdings breiter gefächert und liegen nicht ausschließlich auf der computergestützten MKG-Chirurgie. Relevante Arbeiten zum Thema, in denen Osteotomieplanung, Segmentierungsverfahren und auch Ansätze zur

⁵ www.caesar.de

⁶ www.julius.caesar.de/home.html

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Gittergenerierung für die Simulation von Weichgewebedeformationen beschrieben werden (Abb. 2.16), sind u.a. von [Król et al., 2001b; Ritter et al., 2002; Zerfass und Keeve, 2002]. Bis auf die Untersuchung von Verfahren zur automatischen Bestimmung optimaler Regionen zur Gewinnung körpereigener Knochentransplantate für die Rekonstruktion fehlentwickelter bzw. resezierter Knochenstrukturen wurden im Zusammenhang mit der kieferchirurgischen Planung keine neuen Erkenntnisse veröffentlicht.

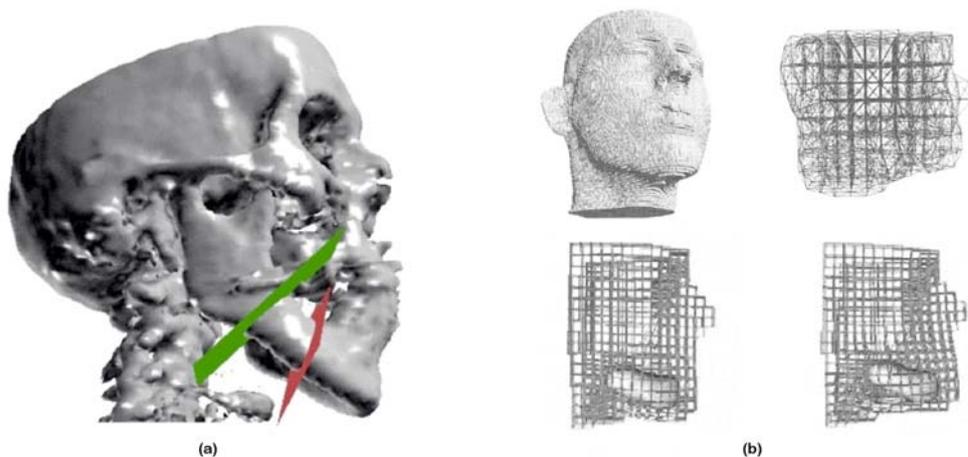


Abbildung 2.16: a) Knochenschnittplanung, aus [Król et al., 2001a]; b,c) 3D Gittergenerierung und volumetrische Weichgewebeprädiktion nach Unterkieferverlagerung, aus Zerfass und Keeve [2002]

Am Lehrstuhl für Angewandte Mathematik, der **TU München** befasste sich Andreas Spiegl in seiner Dissertation mit der Weichgewebemodellierung zum Zwecke einer realistischen Weichgewebeproggnose nach Knochenverlagerung [Spiegl, 1998]. Der gewählte Modellierungsansatz basiert ebenfalls auf einem Feder-Masse System und der Lösung der NEWTON'schen Bewegungsgleichung. Die genaue Konstruktion des Federnetzwerkes zur Repräsentation des Weichgewebenvolumens und dessen Parametrisierung im Hinblick auf eine biomechanische Modellierung wurden allerdings nicht beschrieben. Die Rekonstruktion der Knochen- und der Hautoberfläche aus den CT-Daten erfolgte über die Wahl von Schwellenwerten mittels des *Marching Cubes* Verfahrens [Lorensen und Cline, 1987]. Auf die chirurgische Schnitt- und Umstellungsplanung wurde in der Arbeit nicht eingegangen. Die Simulation der Weichgewebedeformation basiert auf einer Zeitschritt gesteuerten Integration der Bewegungsgleichung mittels eines modifizierten Runge-Kutta Verfahrens mit adaptiver Schrittweitensteuerung (siehe auch Kapitel 5.1.1). Da in der Arbeit von Spiegl keine Oberflächensimplifizierung vorgenommen wurde, musste zur Reduktion der Berechnungszeit bereits vor der Oberflächenrekonstruktion das 3D Skalarfeld der CT-Daten derart grob reduziert werden, dass alle weiteren Ergebnisse im Hinblick auf eine realistische Weichgewebeprädiktion hinfällig wurden und die Arbeit lediglich als Machbarkeitsstudie gewertet werden kann (Abb. 2.17).

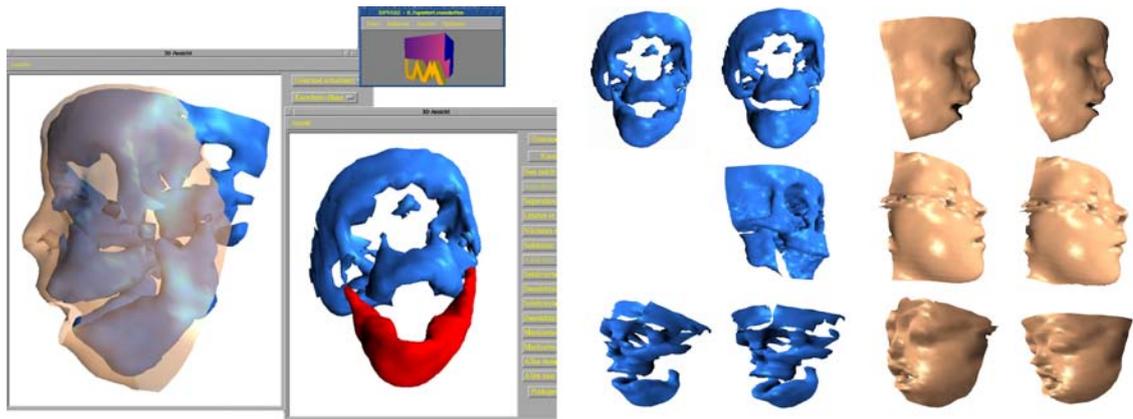


Abbildung 2.17: 3D Planung von Umstellungsosteotomien mit Weichgewebeprediktion, aus Spiegl [1998]

In Frankreich wird am **TIMC/IMAG La Tronche**, einem Forschungsinstitut für Informatik und Mathematik, in Kooperation mit der Medizinischen Fakultät der Universität Grenoble seit den Anfängen der 1990er Jahre intensiv im Bereich der computergestützten Chirurgie geforscht. Stéphane Cotin, Nicholas Ayache, Philippe Cinquin und Stéphane Lavallée sind dabei durchaus als CAS-Pioniere zu bezeichnen. Im Bereich der MKG-Chirurgie sind aktuelle Arbeiten von Mollard et al. [1998], Bettega et al. [2000b] sowie Chabanas und Payan [2000] hervorzuheben. Durch die enge Zusammenarbeit chirurgischer und informationstechnischer Disziplinen ergaben sich hier bereits bei der Spezifikation eines Planungssystems für die orthognathe Chirurgie sehr praxisrelevante Vorgaben, wie z.B. die Berücksichtigung einer dreidimensionalen kephalometrischen Analyse für die Quantifizierung von Fehlbildungen bzw. Fehlstellungen sowie die Möglichkeit der Kombination unterschiedlicher planungsrelevanter Daten [Mollard et al., 1998]. Dazu gehören nicht nur CT-Daten und Oberflächenscans sondern auch laterale und frontale Kephalogramme, Profilfotografien, digitalisierte Gipsabdrücke der Bezahnung, Referenzwerte von Normalbefunden usw. Ein Konzept, wie es bereits von Altobelli et al. [1993] und später auch von Dean et al. [2001] aufgestellt wurde.

Für die kephalometrische Analyse wurde am Oberflächenmodell ein Referenzkoordinatensystem durch Festlegung einer Medianebene sowie 10 weiterer anatomisch ausgezeichneter Punkte spezifiziert. Für eine klinische Nutzung ist angestrebt, dieses Koordinatensystem automatisch aus den Daten zu konstruieren, wobei auf die Notwendigkeit bzw. das derzeitige Fehlen von gültigen 3D Referenzwerten hingewiesen wird, wie sie in der zweidimensionalen kephalometrischen Analyse an Fernröntgen-Seitbildern etabliert wurden [Broadbent et al., 1975]. Für die Planung sind weiterhin Meßwerkzeuge und die Möglichkeit der Nutzung geometrischer Hilfskonstruktionen gefordert [Bettega et al., 2000b]. Exemplarisch wurde demonstriert, wie z.B. die Ebenen der sogenannten Delaire-Kephalometrie am Schädelmodell spezifiziert und grafisch überlagert dreidimensional dargestellt werden können (Abb. 2.18 a).

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

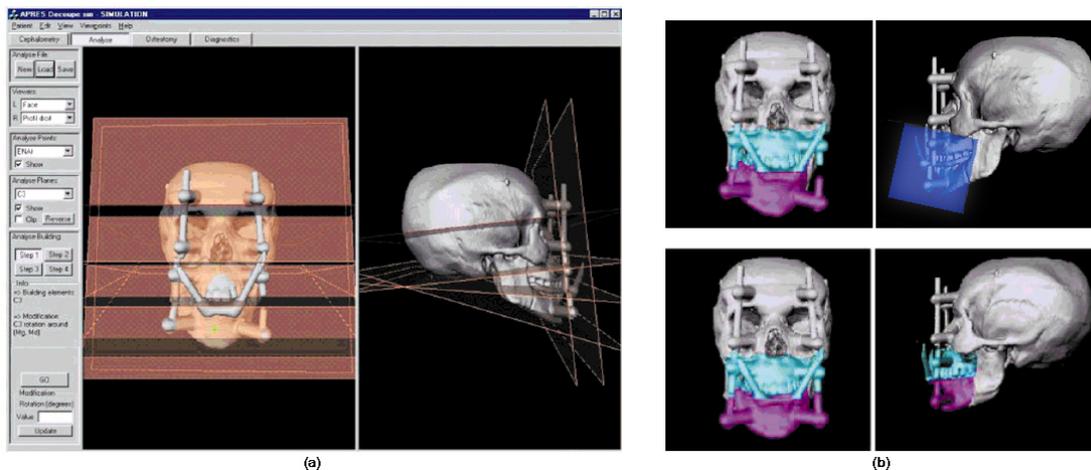


Abbildung 2.18: a) 3D Kephalmetrie und b) 3D Knochenumstellungsplanung am digitalen Schädelmodell, aus Bettega et al. [2000b]

Eine Knochenschnittplanung am 3D Modell erfolgt bislang nicht. Zu verlagernde Knochensegmente werden im Rahmen der Segmentierung separiert und können nach der Generierung des Oberflächenmodells interaktiv transformiert werden (Abb. 2.18 b). Zur genaueren Bewertung der dentalen Okklusion ist die Verwendung digitalisierter Gipsabdrücke von Ober- und Unterkiefer geplant. Ziel ist die kombinierte Berücksichtigung kieferchirurgischer und kieferorthopädischer Vorgaben, d.h. die Korrektur von Knochenfehlstellungen bei gleichzeitiger korrekter Positionierung der Kiefer zueinander. Zur exakten Umsetzung der Planung und zur Einhaltung einer korrekten Position des Kiefergelenks werden Navigationsverfahren erprobt [Bettega et al., 2000a]. Neben der Möglichkeit, kephalometrische Vorgaben im Rahmen der Planung berücksichtigen und Knochenumstellungen interaktiv, unter visueller Kontrolle am computergrafischen 3D Modell vornehmen zu können, wurde von Bettega et al. auch auf die Bedeutung einer Weichgewebeprediktion als ergänzendes Planungskriterium hingewiesen.

Mit diesem Thema befassen sich Chabanas und Payan. Im Gegensatz zu den gängigen existierenden Vorarbeiten, wählten sie einen Finite-Elemente Ansatz auf Basis eines Weichgewebegitters, bestehend aus Hexaederelementen [Chabanas und Payan, 2000]. Statt für jeden Patienten ein individuelles Planungsmodell aus CT-Daten zu generieren, wurde ein generisches Schalenmodell der Weichgewebehülle des menschlichen Gesichtes erstellt (Abb. 2.19 a). Eingebettet in dieses Modell wurden zusätzlich einige mimische Gesichtsmuskeln, sodass einerseits die Auswirkung von Gewebehomogenitäten im Rahmen der Deformationsberechnung untersucht werden kann, andererseits aber auch Gesichtsmimiken durch aktive Muskelkontraktionen simuliert werden können (Abb. 2.19 a). Um das generische Weichgewebemodell auf die patientenspezifische Anatomie anzupassen, muss es über zu spezifizierende Landmarken elastisch in das individuelle, aus CT-Daten rekonstruierte 3D Patientenmodell überführt werden (Abb. 2.19 c).

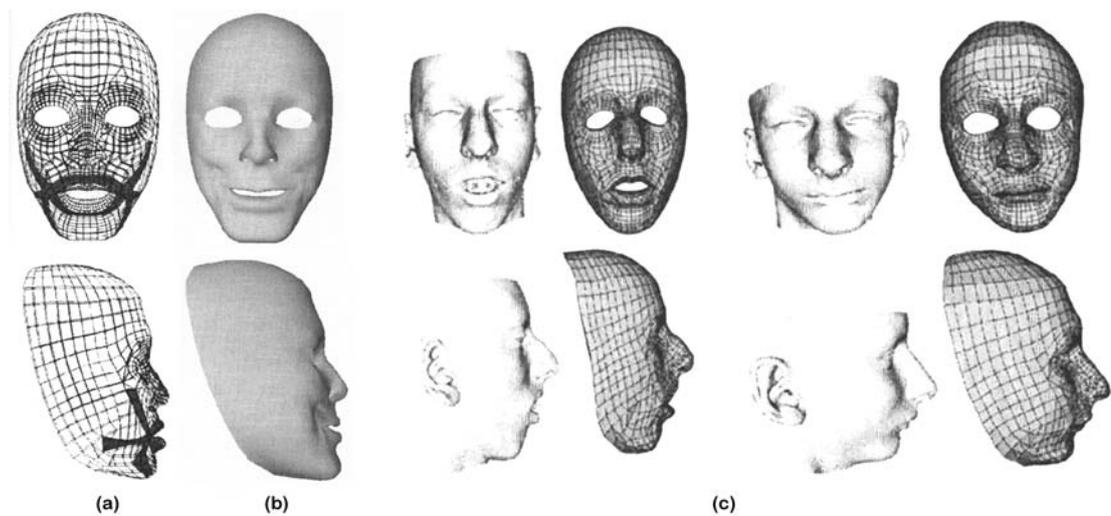


Abbildung 2.19: a) generisches 3D Weichgewebemodell, b) Mimiksimulation, aus Chabanas und Payan [2000]; c) Nutzung für die Chirurgieplanung, aus Chabanas et al. [2002b]

Der Vorteil des gewählten Modellierungsansatzes liegt in der Schnelligkeit, mit der sich die Planungsmodelle generieren lassen [Chabanas und Payan, 2001]. Chabanas et al. konnten zeigen, dass sich ihr Modell für die Abschätzung der aus einer Knochenumstellung resultierenden Weichgewebeanordnung nutzen lässt [Chabanas et al., 2002a]. In klinischen Fallstudien wurden typische Kieferfehlstellungen in der Planung korrigiert und die Auswirkungen auf das Weichgewebe des Gesichtes simuliert [Chabanas et al., 2002b]. Die Verwendung eines generischen, geometrischen Weichgewebemodells besitzt jedoch den Nachteil, dass es die räumlichen Weichgewebeerhältnisse eines Patienten nicht korrekt widerspiegelt. Das gilt insbesondere dann, wenn die eingebetteten muskulären Strukturen im Rahmen der Simulation genutzt werden sollen. Bei sehr komplexen Fehlbildungen, wie z.B. der hemifazialen Mikrosomie, die eine aufwändige präoperative Planung erforderlich machen, spielt die patientenspezifische Anatomie jedoch eine entscheidende Rolle. Starke Abweichungen zwischen dem initialen Modell und der realen Situation führen im Verlauf der elastischen Modellanpassung zu einer schwer kontrollierbaren Qualität der Strukturelemente, die letztendlich für eine robuste FE-Analyse maßgeblich ist. Chabanas et al. weisen ferner darauf hin, dass erst eine Validierung anhand postoperativer CT-Daten eine Bewertung der Simulationsgüte zulässt.

Ebenfalls in Frankreich, an der **Universität Poitiers**, befasste sich Sébastien Barré in seiner Dissertation mit dem Thema der computergestützten Planung in der kranio-maxillofazialen Chirurgie [Barré, 2001; Barré et al., 2001]. Auch in dieser Arbeit, die auf dem Visualization Toolkit (vtk) aufbaut [Kitware, 2003a, b; Schroeder et al., 2003], wird ein Verfahren zur Simulation von Weichgewebedeformationen nach erfolgter Knochenverlagerung auf Basis eines Feder-Masse Modells

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

präsentiert [Barré et al., 2000]. Das Weichgewebemodell, der Aufbau des Feder-Masse Netzwerkes und der numerische Lösungsansatz entsprechen den Arbeiten von Keeve [1996] bzw. Teschner [2000], mit dem Unterschied, dass ausschließlich auf Basis der CT-Daten gearbeitet wird. Die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung wurde in der Arbeit nicht explizit behandelt, Knochenschnitte erfolgten durch Spezifikation von Schnittebenen am 3D Modell (Abb. 2.20 oben). Aus Sicht der Planung und der Weichgewebesimulation konnten keine nennenswerten Erweiterungen zu den bereits existierenden Arbeiten erkannt werden. Besondere klinische Fragestellungen wurden ebenfalls nicht bearbeitet. Das einzige Alleinstellungsmerkmal der Arbeit von Barré im Kontext präoperativer Planungssysteme ist ein Verfahren zur Texturprojektion mehrerer planarer Fotografien aus verschiedenen Ansichten zur fotorealistischen Darstellung des Patientenmodells (Abb. 2.20 unten).

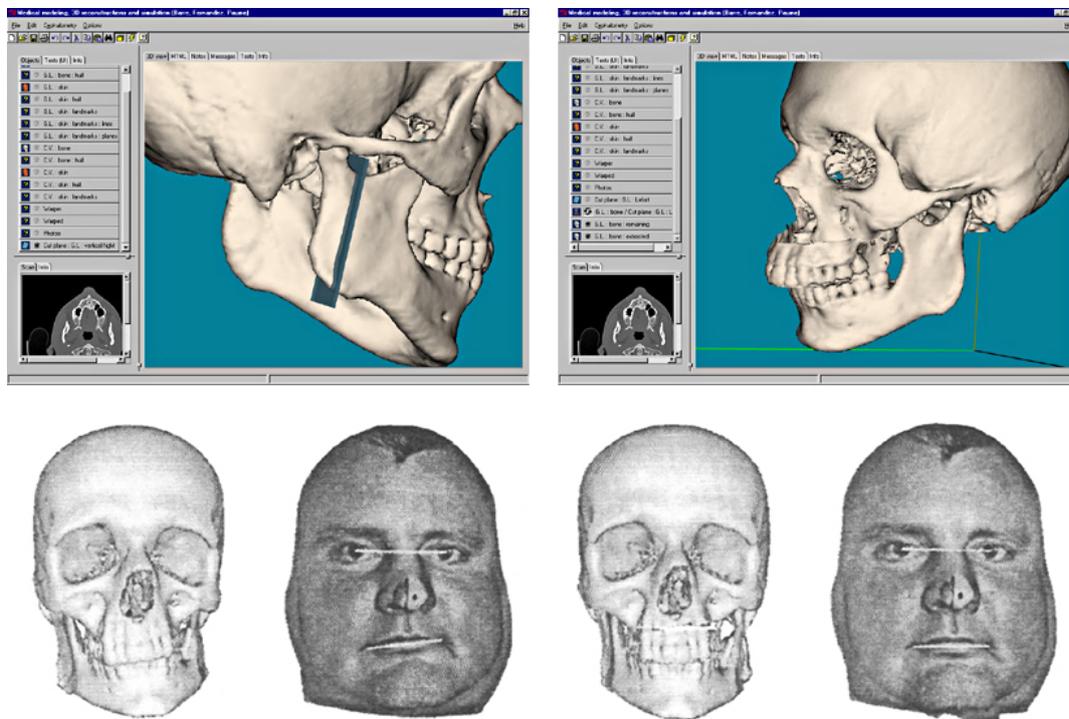


Abbildung 2.20: 3D Planung von Umstellungsosteotomien und Weichgewebeprediktion, aus Barré [2001]

Am *Surgical Planning Laboratory* (SPL) im Brigham and Women's Hospital der **Harvard Medical School**⁷ werden seit vielen Jahren Methoden der computergestützten Chirurgie untersucht, entwickelt und erprobt. Das SPL bietet ein interdisziplinäres Forschungsumfeld, in dem Mediziner und Informatiker eng an der Entwicklung einer High-Tech Operationsumgebung zusammenarbeiten [Jolesz et al., 1996]. Dabei werden diverse Software-Bibliotheken und spezielle Programme zur Segmentierung, Visualisierung, Registrierung und Manipulation medizinischer

⁷ www.spl.harvard.edu

Bilddaten eingesetzt, so u.a. auch die am MIT entwickelte Software 3D Slicer⁸ [Gering, 1999], sowie die Bildverarbeitungs- und Visualisierungsbibliotheken itk (*insight toolkit for segmentation and registration*) [Ibáñez und Schroeder, 2003; NLM, 2003] und vtk (*visualization toolkit*) [Kitware, 2003a].

Neben vieler am SPL bearbeiteter Fragestellungen, mit dem Schwerpunkt *image guided surgery* in der Neurochirurgie, wurde auch die computergestützte Osteotomieplanung untersucht. Da vtk die Möglichkeit bietet, Schnitte auf Voxelmodellen via bool'scher Operationen durchzuführen, wurden die aus regulären 3D Skalarfeldern (tomografischen Bildstapeln) rekonstruierten Knochenoberflächen mittels *Scan*-Konvertierung auf ein reguläres Voxelgitter übertragen, dort geschnitten und anschließend wieder in ein Oberflächenmodell zurück überführt. Auf diese Art entstand am SPL ein Prototyp zur Planung und Bewertung von Osteotomien der proximalen Tibia [Richolt et al., 1998]. Everett et al. stellten nachfolgend ein umfassendes Konzept für die Planung von Knochenschnitten zur Simulation von Distractionsvorgängen im Kiefer-Gesichtsbereich auf Basis von 3D Slicer und vtk vor [Everett et al., 2000]. Dabei wurden ein freies interaktives Schneiden triangulierter Oberflächenmodelle, die interaktive Repositionierung von Knochensegmenten unter Berücksichtigung von Kollisionen und die kephalometrische Analyse als wesentliche Kriterien eines klinisch nutzbaren computergestützten Planungssystems gefordert. Eine Bewertung der Knochenverlagerung im Hinblick auf die ästhetischen Aspekte bei der Weichgewebedeformation blieb in dem Konzept erstaunlicherweise unberücksichtigt [Troulis et al., 2002].

An der Katholischen **Universität Leuven** in Belgien befassen sich Van Cleyenbreugel, Suetens und Schutyser u.a. mit dem Thema der computergestützten MKG-Chirurgie. Dabei wird auch die Planung von Umstellungsosteotomien und Knochendistractionen im Kiefer-Gesichtsbereich behandelt. Für die Osteotomieplanung am 3D Schädelmodell wurde ebenfalls die Notwendigkeit einer freien Schnittplanung erkannt. In ersten Arbeiten erfolgte diese noch durch manuelle Segmentierung zu mobilisierender Knochenfragmente [Schutyser et al., 1999]. Zur Bewertung unterschiedlicher Schnittführungen muss so allerdings eine wiederholte Segmentierung und Oberflächenrekonstruktion einschließlich Simplifizierung erfolgen [Schutyser et al., 2000b]. Eine Knochenumstellung lässt sich durch interaktive Transformation separierter Knochensegmente dreidimensional planen (Abb. 2.21 a). Die Prädiktion der resultierenden Weichgewebeanordnung wurde ebenfalls von Schutyser et al. bearbeitet, wobei in einem ersten Ansatz die Verschiebungsvektoren der Voxel des Knochenmodells in ein reguläres Vektorfeld überführt und dieses anschließend ohne Berücksichtigung von Materialeigenschaften abstandsgewichtet auf das Modell der Hautoberfläche übertragen wurde [Schutyser et al., 1999]. In einer nachfolgenden Arbeit stellten Schutyser et al. [2000a] ein Konzept für den Einsatz von FE-Methoden auf volumetrischen Gittermodellen zur Simulation der Weichgewebedeformation nach geplanten Knochenverlagerungen vor (Abb. 2.21 b,c).

⁸ www.slicer.org

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

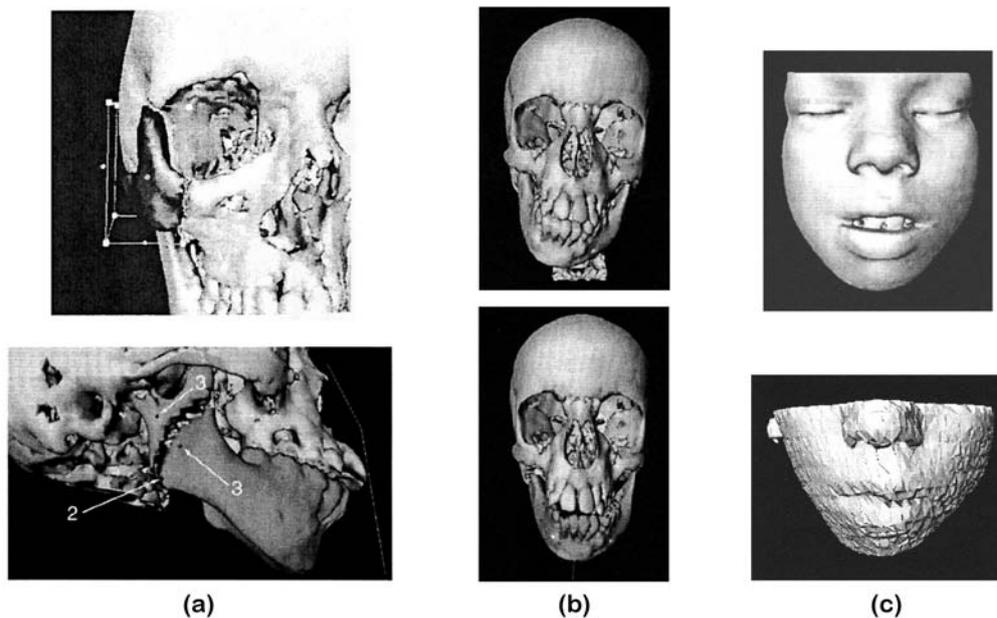


Abbildung 2.21: a) 3D Knochenschnitt- und b) -umstellungsplanung; c) Weichgewebepräädiktion nach Knochenumstellung, aus Schutyser et al. [2000b]

Mit einem von Ferrant et al. entwickelten Verfahren wird das Volumen der anatomischen Regionen in kubische Teilvolumina untergliedert, deren Ausmaße die maximale Elementgröße definieren. Anschließend werden die Kuben in jeweils fünf Tetraeder unterteilt und diese je nach Genauigkeitsanforderung an den triangulierten Grenzflächen in Abhängigkeit der Oberflächenauflösung weiter verfeinert [Ferrant et al., 2000]. Auf wievielen Elementen letztendlich gerechnet wurde bzw. auf Details zu Berechnungszeiten und zum Modellierungsansatz wurde nicht eingegangen.

Ebenfalls an der Katholischen **Universität Leuven**, am Institut für Biomechanik, beschäftigen sich Jans et al. mit der computergestützten Planung chirurgischer Knochenumstellungen im Bereich der kraniofazialen Chirurgie. Unter Nutzung von kommerzieller Standard Software, wie z.B. AutoCAD (Autodesk, Inc. San Rafael, CA, USA), Matlab (MathWorks, Inc. Natick, MA, USA) und Mimics⁹ (Materialise NV, Leuven, Belgien) wurde z.B. eine Osteotomie des Neurokraniums mit anschließender Verlagerung der Knochensegmente ohne Berücksichtigung der Weichgewebeverlagerung simuliert [Jans et al., 1999a, b]. Die Arbeit von Jans et al. setzt somit auf die ursprüngliche Vision von Cutting et al. [1986] auf, Standardsoftware für die medizinische 3D Planung nutzen zu können. Durch die Verwendung von NURBS Flächen zur Modellierung der Knochenoberfläche lassen sich auch Knochenformationen aufgrund mechanischer Einwirkungen, wie z.B. das Biegen von Knochenstreifen, mathematisch gut simulieren. Die vorgestellte Methode beschränkte sich allerdings auf Oberflächenmodelle ohne räumliche Ausdehnung, sodass keine realistische mechanische Analyse erfolgen konnte.

⁹ www.materialise.com/mimics

Eine ähnliche Arbeit unter Verwendung von kommerzieller Standard Software, wie Matlab (MathWorks, Inc. Natick, MA, USA) und I-DEAS (Structural Dynamics Research Corporation, Milford, OH, USA) erfolgte von Remmler et al. am *Institute for Mechanical Engineering* der **Universität von Nebraska**, USA in Kooperation mit der Neurochirurgie der Mayo Klinik in Rochester und dem Carolina Medical Center in North Carolina. In einer experimentellen Untersuchung an einem trockenen Schädel erfolgte die mechanische Analyse einer Osteodistraktion des Neurokraniums, die mit einer Simulation am entsprechenden aus CT-Daten rekonstruierten Schädelmodell verglichen wurde [Remmler et al., 1998a]. Die Studie hatte den Zweck, bei Fehlbildungen aufgrund von Kraniosynostosen, in einer präoperativen Planung eine optimale Dimensionierung und Positionierung des Distraktors sowie die erforderliche Distraktionsstrecke zur Erlangung einer normalen Schädelform zu bestimmen. Remmler et al. fanden in ihrer Simulation eine gute Übereinstimmung zwischen den berechneten und den gemessenen Spannungen im Distraktionsbereich. In einer klinischen Studie erfolgte die Simulation für einen Schädel eines 3 Monate alten Kindes mit einseitig verknöcherten Schädelnähten. Obwohl die Untersuchung interessante Ergebnisse im Hinblick auf die erforderlichen Kräfte zur Distraktion lieferte, eignet sich das gewählte Modell nicht für die korrekte Spannungsberechnung auf dem gesamten Neurokranium, da die biomechanischen Eigenschaften von Knochen offensichtlich nicht ausreichend verstanden und im Modell berücksichtigt wurden [Remmler et al., 1998b].

An der Mayo-Klinik wird auch die Entwicklung der Software Analyze¹⁰ (Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, Minnesota, USA) vorangetrieben [Robb und Hanson, 1996], die im Bereich der kraniofazialen Chirurgie neben der Software Materialise - Mimics eine gewisse Marktführerschaft besitzt. Mit Analyze lassen sich 3D Modelle aus medizinischen Bilddaten rekonstruieren, dreidimensional visualisieren und insbesondere auf Voxel Ebene manipulieren. Dadurch sind bool'sche Operationen und Spiegelungen relativ einfach durchführbar, wodurch die Software insbesondere für das Design individueller Implantate, z.B. zur Korrektur von Knochendefekten des Neurokraniums ihren Einsatz findet [Lee et al., 2002].

Am Prince Philip Dental Hospital der **Universität von Hong Kong** befassen sich Xia et al. seit 1995 mit dem Thema der Planung und Simulation von Umstellungsosteotomien in der Kiefer- und Gesichtschirurgie. Nach anfänglicher Untersuchung von 2D Planungswerkzeugen auf Basis lateraler Kephelogramme und Profild Fotografien [Xia et al., 1995], wurden in späteren Arbeiten auch Konzepte zur 3D Planung vorgestellt [Xia et al., 2000b]. Individuelle Oberflächenmodelle des Schädels werden mittels des *Marching Cubes* Verfahrens aus CT-Daten rekonstruiert und die Anzahl der Dreiecksflächen für die Planung um ca. 75% reduziert. In der Segmentierung werden dabei bereits charakteristische Regionen des Oberflächenmodells separiert (Abb. 2.22). Diese lassen sich anschließend im Rahmen der Osteotomieplanung am Oberflächenmodell auswählen und frei verlagern [Xia et al., 2000a].

¹⁰ www.mayo.edu/bir/Software/Software.html

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen



Abbildung 2.22: 3D Planung von Umstellungsosteotomien, aus Xia et al. [2000c]

Ein simplifiziertes, generisches 3D Modell, bei dem zwischen Haut- und Knochenoberfläche korrespondierende Landmarken definiert wurden, dient als Planungsgrundlage für die Weichgewebeprediktion [Xia et al., 2000c]. Das Modell wird elastisch an das jeweilige aus den CT-Daten rekonstruierte Patientenmodell angepasst. Für eine Oberkieferverlagerung werden die Segmentverschiebungen mittels zylindrischer Projektion auf das Planungsmodell übertragen und für Unterkieferverlagerungen (insb. der Kinnregion) erfolgt eine Projektion in Normalenrichtung der Knochenoberfläche. Alle Verschiebungen werden entsprechend statistisch erfasster Verhältnisse skaliert, wobei vertikale Knochenverlagerungen des Oberkiefers noch nicht korrekt berücksichtigt werden können. Das Verfahren wurde an mehreren Datensätzen getestet und die Ergebnisse an einfachen Vor- bzw. Rückverlagerungen des Ober- respektive Unterkiefers demonstriert. Aufgrund der ad hoc Modellierung der Weichgewebedeformation ist das Verfahren für komplexe Fehlstellungen nicht geeignet. Der Modellierungsansatz entspricht der Planung gängiger Video Imaging Systeme – übertragen auf 3D, so wie sie im Abschnitt 2.1 beschrieben wurden. Die Weichgewebeproggnose ist somit rein qualitativ zu bewerten, eine Validierung der Simulationsergebnisse erfolgte bislang nicht. Zur Erhöhung der visuellen Darstellungsqualität lassen sich bei dem von Xia et al. vorgestellten Planungssystem fotografische Texturen auf das Oberflächenmodell projizieren [Xia et al., 2000d].

Xia et al. setzten ihre Arbeit am *Health Science Center* der **Universität von Texas** in Houston fort und stellten ein Konzept zur Fusion von aus CT-Daten rekonstruierten Schädelmodellen und digitalisierten Gipsabdrücken der Bezahnung vor [Xia et al., 2001]. Dadurch lassen sich die typischen Segmentierungsprobleme bei vorhandenen metallischen Zahnfüllungen bzw. der Trennung von Ober- und Unterkiefer bei fest aufeinander stehenden Zahnreihen umgehen. Zudem bieten eingescannte Gipsmodelle eine weitaus höhere Auflösung als derzeit mit konventioneller Computertomografie erreicht werden kann, sodass die Bewertung der dentalen Okklusion durch den Einsatz solcher Modelle deutlich verbessert werden kann.

In Berlin beschäftigten sich zwei klinische Arbeitsgruppen mit der Thematik der computergestützten MKG-Chirurgie. Am Benjamin Franklin Klinikum der **Freien Universität Berlin** wurde das Thema der computergestützten Operationsplanung und der Navigation in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie unter Einsatz spezieller Ein- und Ausgabegeräte sowie Techniken der sogenannten Virtuellen Realität (VR) seit 1996 bearbeitet [Neumann et al., 1998; Siebert et al., 2001]. An der Klinik und Poliklinik für MKG-Chirurgie der Medizinischen Fakultät Charité, der **Humboldt Universität zu Berlin** wurde 1997 eine Abteilung für Navigation und Robotik etabliert, in der die computergestützte Therapieplanung ebenfalls ein Untersuchungsschwerpunkt ist [Bier, 2000; Lueth et al., 1998].

2.4 Zusammenfassung

Aus den Vorarbeiten und dem Stand der Technik wird ersichtlich, dass zur chirurgischen Planung Knochen verlagernder Operationen mit Weichgewebepräädiktion bereits eine Vielzahl unterschiedlicher Untersuchungen durchgeführt wurden. Computergestützte 2D Planungsverfahren werden mittlerweile routinemäßig eingesetzt, für die Planung komplexer bzw. asymmetrischer Knochenfehlstellungen sind sie jedoch noch unzureichend. Eine Prognose des Gesichtsprofils nach Knochenverlagerung erfolgt auf Basis empirisch ermittelter Verlagerungsverhältnisse und ist somit keine verlässliche Planungsgrundlage. Ansätze zur 3D Planung von Knochenumstellungen dienen bislang in erster Linie der Generierung von Randbedingungen für die Weichgewebesimulation. Diese basiert bei dem überwiegenden Teil der bisherigen Arbeiten auf der direkten Übertragung von Knochenverlagerungen auf die Hautoberfläche. Das individuelle Weichgewebenvolumen mit seiner Gewebeszusammensetzung, das einen wesentlichen Einfluss auf die resultierende Deformation hat, bleibt in vielen Fällen unberücksichtigt. Eine Knochenschnitt- und umstellungsplanung am 3D Knochenmodell unter Berücksichtigung vulnerabler Strukturen und chirurgischer Therapiemöglichkeiten wurde bislang nicht vorgestellt, obwohl bei der überwiegenden Zahl der Arbeiten Chirurgen zumindest bei der Anforderungsdefinition, zum Teil sogar bei der Systemspezifikation mitgewirkt haben. Die bisherigen Ergebnisse sind in einigen entscheidenden Punkten noch deutlich von den eigentlichen Zielvorstellungen und somit von einer klinischen Nutzbarkeit entfernt. In Tabelle 2.3 auf der nächsten Seite sind die Systemanforderungen aus Anwendersicht den Möglichkeiten einer technischen Realisierung gegenübergestellt, wobei diese entsprechend ihrer Qualität hinsichtlich des chirurgischen *work flow* eingestuft wurden. Aus diesen Vorgaben wird in der vorliegenden Arbeit ein methodischer Ansatz zur verbesserten 3D Planung komplexer Knochenumstellungen unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeverlagerung erarbeitet und ein Planungssystem in Form eines klinisch einsetzbaren Prototyps realisiert.

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Tabelle 2.3: System- und Qualitätsforderungen an ein 3D Planungssystem für die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung

Qualitätsforderung: Systemanforderung (Funktion)		Q ₁	Q ₂	Q ₃
Minimalforderung		Stand der Technik	Zielvorstellung	
F ₁	Import medizinischer Bilddaten	2D Bilddaten auf einem Datenträger, Import durch Benutzereingabe der Bildparameter (Bits/Pixel, Bildbreite, Bildhöhe, Bildabstand etc.)	Bilddaten im DICOM Format bzw. einem beliebigen anderen (ggf. automatisch interpretierbaren) Format auf einem Datenträger	Bilddaten im DICOM Format auf einem DICOM Server, Q ₁ und Q ₂ werden zusätzlich unterstützt
F ₂	Diagnostische Visualisierung	2D Lichtkastendarstellung der Schichten in axialer, sagittaler und coronaler Projektion	wie Q ₁ inklusive beliebig im Datenvolumen orientierter Schichten, 3D Darstellung von Iso-Oberflächen und direkte Volumenvisualisierung	Kombinierte Darstellung von Texturebenen, polygonalen Oberflächen und direkter Volumenvisualisierung
F ₃	3D Modellrekonstruktion	Iso-Oberflächen bzw. manuelle 2D Segmentierung in einzelnen Schichten	Iso-Oberflächen, manuelle 2D/3D Segmentierung, semi-automatische Segmentierung mittels Region Growing, Level Sets, aktiver Konturmodelle etc.	Automatische Segmentierung durch robuste 3D Bild- und Formanalyse, Nutzung von statistischen Modellen und Atlanten
F ₄	Diagnostische Analyse	euklidische 2D Längen- und Winkelmessung in der Schnittansicht	euklidische 2D/3D Längen- und Winkelmessung, kephalometrische 2D Analyse	2D/3D Längen- und Winkelmessung (euklidisch und geodätisch), 2D/3D Kephalmetrie, Vergleich mit Referenzdaten
F ₅	Osteotomieplanung	Platzierung von Schnittebenen, visueller Schnitt via 'model clipping'	Definition von freien Schnitten in der Projektionsansicht, diskreter Schnitt durch Voxel- bzw. Dreiecksentfernung, Ebenenschnitte	Definition von freien Schnitten am 3D Modell, realer Schnitt entsprechend der chirurgischen Vorgabe, Berücksichtigung von Risikostrukturen
F ₆	Knochenumstellungsplanung	Individuelle Translation und Rotation in der 2D Ansicht bzw. in 3D mit visuellem Bezug zum Gesamtmodell	modellbezogene Translation und Rotation von Knochensegmenten bzw. Segmentgruppen in 2D/3D, frei wählbare Drehpunkte bzw. Drehachsen	Translation und Rotation wie Q ₂ jedoch unter Kollisionskontrolle und im kephalometrischen Koordinatensystem
F ₇	Osteosyntheseplanung	Positionierung separierter Knocheile ohne Berücksichtigung von Osteosynthesematerialien	Platzierung und 3D Darstellung gängiger Osteosynthesematerialien (Schrauben, Miniplatten) in Kombination mit dem Knochenmodell	Konfektionierung von Osteosynthesen am Knochenmodell, Berücksichtigung des Knochenangebotes, Verlagerung gemäß vorgegebener Freiheitsgrade
F ₈	Weichgewebeprediktion	Abschätzung der Deformation über durchschnittliche Verhältniszahlen in der 2D Profilsansicht	Übertragung der Knochenverschiebung auf die 3D Hautoberfläche unter Nutzung vereinfachter Annahmen zur Elastizität und Konnektivität	Modellierung des kompletten Weichgewebelumens unter Berücksichtigung von Inhomogenitäten und materialspezifischen Eigenschaften
F ₉	Patientenaufklärung	2D Darstellung der Knochenumstellung, 2D Profilprognose	statische 2D Darstellung beliebig wählbarer 3D Ansichten zur Knochenumstellung inklusive 3D Weichgewebeprediktion	animierte 3D Darstellung der Knochenumstellung inklusive 3D Weichgewebeprognose
F ₁₀	Ausbildung, Training	Abschätzbarkeit standardisierter Techniken, Strategiewahl, Lehrbuchmethode	Planung <i>standardisierter</i> Vorgehensweisen, grobe Abschätzung der funktionellen und ästhetischen Rehabilitation	Planung <i>fallbezogener</i> Vorgehensweisen, verlässliche Prognose der funktionellen und ästhetischen Rehabilitation, Bereitstellung umsetzbarer Daten
F ₁₁	Qualitätssicherung, Dokumentation	Dokumentation des Behandlungskonzeptes, Begründung der gewählten Strategie	verbesserte Vorbereitung durch Berücksichtigung patientenspezifischer 3D Verhältnisse, patientenspezifische Dokumentation	Planungsvorgaben können in das Behandlungskonzept einfließen, Überprüfbarkeit des postoperativen Ergebnisses

2.5 Positionierung dieser Arbeit

Die Bearbeitung der vorliegenden Arbeit begann im Herbst 1999 am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) auf Basis der in Abschnitt 2.2 genannten Vorarbeiten. Bereits in einer Voruntersuchung zwischen 1996 und 1997 wurde in einer Studienarbeit an der TU Berlin erkannt, dass ein volumetrischer Modellierungsansatz für die Simulation von Weichgewebedeformation mittels Finite-Elemente-Methoden ein gangbarer und vor allem auch sinnvoller Weg für die chirurgische Planung ist [Zachow, 1998]. Im Rahmen einer Diplomarbeit [Zachow, 1999] entstand am *Surgical Robotics Lab* der Charité Berlin, in der Zeit von 1997 bis 1999, ein Planungssystem für die MKG-Chirurgie, mit dem Implantat getragene Epithesen an aus CT-Daten rekonstruierten 3D Schädelmodellen angepasst und die Planungsdaten für die navigierte OP bereitgestellt werden können [Hein et al., 1999; Stalling et al., 1999; Zachow et al., 1999]. Nach gründlicher Analyse aller dafür in Frage kommender Entwicklungsplattformen [Demirtas und Zachow, 1997] fiel die Wahl auf das am ZIB entwickelte Hyperplan-System – eine Software zur Planung und Simulation der Einstrahlung und Ausbreitung elektromagnetischer Wellen am aus CT-Daten rekonstruierten 3D Modell des menschlichen Körpers. Die Softwareplattform Hyperplan, die später unter dem Namen Amira¹¹ am ZIB weiterentwickelt wurde, erwies sich dabei als so vielseitig einsetzbar, dass sie auch für die Bearbeitung der vorliegenden Arbeit geeignet erschien. Die wesentlichen Eignungskriterien waren: i) Die Möglichkeit der Verarbeitung medizinischer Bilddaten, ii) Segmentierungsverfahren zur Rekonstruktion anatomisch korrekter 3D Oberflächenmodelle, iii) Möglichkeiten der Erzeugung volumetrischer Gitter aus Oberflächenmodellen und iv) eine schnelle und qualitativ hochwertige 3D Visualisierung einschließlich der Möglichkeiten einer interaktiven Modellmanipulation.

Neben der Tatsache, dass es noch kein integriertes, klinisch nutzbares System zur 3D Planung knochenverlagernder Eingriffe mit verlässlicher Weichgewebepräädiktion für die MKG-Chirurgie gibt, konnten aus den Anforderungen und den existierenden Vorarbeiten auch noch die folgenden, grundsätzlichen Defizite identifiziert werden:

1. Die Segmentierung mittels eines fixen Schwellenwertes, d.h. die Berechnung von Iso-Oberflächen, erscheint für die Rekonstruktion anatomisch getreuer 3D Schädelmodelle aus CT-Daten nicht ausreichend. Insbesondere in Regionen mit sehr dünnen knöchernen bzw. knorpligen Strukturen, wie z.B. den Orbitawänden, dem Gaumenboden, der Nasenscheidewand und den Nervenausgängen (Foramina), aber auch in den Zahnregionen (speziell bei störenden Metallartefakten) muss aufgrund des sogenannten Partialvolumeneffektes bzw. der Abschattungsfehler eine Feinsegmentierung erfolgen.
2. Die geometrische Auflösung der Planungsmodelle sollte unter Berücksichtigung der anatomischen Details so gering wie möglich sein, da sowohl die Anzahl der Strukturelemente des daraus resultierenden Volumengitters als

¹¹ www.amiravis.com

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

auch die Interaktionsgeschwindigkeit für die 3D Planung davon abhängt. Gezeigte Verfahren zur Oberflächensimplifizierung reduzieren die Dreiecksanzahl entweder zu wenig oder entfernen wichtige Details, die im Rahmen der Knochenschnitt- und -umstellungsplanung benötigt werden. Eine Simplifizierung unter Berücksichtigung angrenzender Oberflächen und einer konfigurierbaren Fehlerschranke, bei gleichzeitiger Wahrung der Topologie und des Volumens ist daher erforderlich.

3. Die Kombination von Haut- und Knochenoberfläche aus verschiedenen Aufnahmemodalitäten erscheint unzweckmäßig. Die Registrierung der Daten bildet eine zusätzliche Fehlerquelle und aufgrund der notwendigen Simplifizierung ist auch aus der höheren Detailgenauigkeit der optisch erfassten Oberflächenmodelle kein besonderer Nutzen zu ziehen.
4. In nahezu allen Vorarbeiten erfolgte die Generierung eines Gitters zur Repräsentation des Weichgewebenvolumens durch eine Projektion zwischen Knochen- und Hautoberfläche. Unabhängig davon, dass dieses Verfahren keine robuste Methode zur Gittergenerierung darstellt, wird auch die reale räumliche Gewebezusammensetzung nicht berücksichtigt. Zur geometrischen Modellierung inhomogener Materialien, d.h. der Generierung eines anatomisch korrekten Schädel-/Kopfmodells, bestehend aus Haut, Fett- bzw. Bindegewebe mit eingebetteten muskulären und knöchernen Strukturen, muss daher die volle Information aus den tomografischen Daten genutzt werden. Zur geometrischen Approximation komplex geformter anatomischer Regionen bietet sich zudem eine Diskretisierung durch Tetraederelemente an.
5. Die chirurgische Planung an dreidimensionalen Modellen der individuellen Patientenanatomie soll uneingeschränkt und intuitiv vom Chirurgen durchgeführt werden können. Dazu gehört eine realistische 3D Knochenschnitt- und -umstellungsplanung unter Berücksichtigung von typischen Behandlungsstrategien und Risikostrukturen (Nerven, Blutgefäße usw.), wie sie in keiner der Vorarbeiten bisher behandelt wurde. Für die Umsetzung einer Planung müssen quantifizierbare Daten in Form von Positions-, Abstands- und Dickemesswerten, räumlichen Schnittpfaden und Transformationsparametern bzw. Distraktionsvektoren bereitgestellt werden.
6. Für die Simulation räumlicher Deformationszusammenhänge stellen Bild- bzw. Landmarken-basierte Verfahren und Feder-Masse Ansätze lediglich einen Kompromiss für geringfügige Deformationen dar. In der Strukturmechanik haben sich Finite-Elemente-Methoden zur Lösung von Kontinuumsproblemen bewährt. Eine FE-Simulation auf Problem angepassten Gittern mit geeignet gewählten Strukturelementen und konsistenten, aus der Knochenverlagerung resultierenden Randbedingungen erscheint für eine verlässliche Weichgewebeprediktion nach Umstellungsplanung die einzig robuste und somit sinnvolle Methode zu sein.

7. In keiner der Vorarbeiten erfolgte eine 3D Validierung der Weichgewebeprä-diktion durch einen Vergleich der Simulationsergebnisse mit postoperativen tomografischen Daten, unter Berücksichtigung der tatsächlich erfolgten Knochenverlagerung. Solch eine Untersuchung ist für die Bewertung der Simula-tionsgüte jedoch zwingend erforderlich. Über einen quantitativen Vergleich lässt sich zudem das biomechanische Modell im Hinblick auf die angenom-menen Materialeigenschaften anpassen und verbessern.
8. Für die Bewertung einer Verlagerung von Teilen des Gesichtsskeletts ist nicht nur das statische sondern auch das dynamische postoperative Erschei-nungsbild maßgeblich. Die Simulation der Gesichtsmimik auf Basis der pa-tientenspezifischen Muskelanatomie wurde noch in keiner der Vorarbeiten berücksichtigt, sie würde aber die Qualität der visuellen Patientenaufklärung noch deutlich verbessern. Eine entsprechende Möglichkeit der Modellierung wird in dieser Arbeit vorgestellt.

In der vorliegenden Arbeit wird auf Basis der Softwareplattform Amira eine drei-dimensionale, computergestützte Planung von Knochenumstellungen in der MKG-Chirurgie entwickelt, die existierende Ansätze in der Qualität der Planungsmodelle und den Planungsmöglichkeiten deutlich übertrifft und zudem durch die Gene-rierung und Nutzung von anatomisch und topologisch korrekten Tetraedergittern die Grundlage für eine robuste Weichgewebesimulation auf Basis der FE-Analyse bietet, wie sie bislang noch in keiner anderen Arbeit erreicht wurde. Anhand von diversen klinischen Fallstudien wird gezeigt, dass eine 3D Planung von Knochenum-stellungen unter Berücksichtigung der Verlagerung von weichgewebigen Strukturen möglich und vor allem klinisch nutzbar ist. Weiterhin erfolgt eine Validierung der Simulationsergebnisse anhand postoperativer tomografischer Daten, durch die ei-ne Anpassung des Weichgewebemodells bzgl. seiner mechanischen Eigenschaften ermöglicht wird. Ziel der Arbeit ist die Bereitstellung eines integrierten Systems zur Planung von Umstellungsosteotomien an individuellen Patientenmodellen un-ter Berücksichtigung einer verlässlichen 3D Weichgewebeprä-diktion.

Ein Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf der anschaulichen Patientenaufklärung, der chirurgischen Ausbildung und der Dokumentation. Insbesondere bei der Bewertung der Gesichtsästhetik im Zusammenhang mit einem chirurgischen Eingriff kann sich die Vorstellung des Chirurgen deutlich von der eines Patienten unterscheiden. Gibt es mehrere Möglichkeiten durch Verlagerung von Knochensegmenten eine korrekte Funktion herzustellen, dann sind die Patienteninteressen im Zusammenhang mit der resultierenden Gesichtsform zu berücksichtigen. Dafür ist eine realistische 3D Vi-sualisierung der präoperativen und der simulierten Ansicht gefordert. Änderungen der Schädel- und Gesichtsform sind am besten durch 3D Animationen zu verdeut-lichen. In einer Untersuchung von Mösges [1993] konnte gezeigt werden, dass ei-ne unmissverständliche Aufklärung durch den Einsatz computergestützter Planung und Visualisierung bei gleichzeitiger Darstellung aller Vorteile aber auch aller Un-sicherheiten, im Vergleich zu herkömmlichen Methoden, in den meisten Fällen zu einer „*unerwartet positiven*“ Akzeptanz führte.

2.6 Literatur

- Altobelli D.E., Kikinis R., Mulliken J.B., Cline H. et al.: *Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery*. *Plastic and Reconstructive Surgery* 92, S. 576–585 (1993)
- Barré S.: *Modélisation, fusion et reconstruction 3D pour l'aide à la chirurgie maxillo-faciale*. Dissertation, Université de Poitiers (2001)
- Barré S., Fernandez C., Paume P. und Subrenat G.: *Simulating facial surgery*. In: *Visualization, Display, and Image Guided Procedures* (2000), Bd. 3960 von *Proc. of SPIE*, S. 334–345
- Barré S., Fernandez C., Paume P. und Subrenat G.: *Three-dimensional visualization system as an aid for facial surgical planning*. In: *Visualization, Display, and Image Guided Procedures* (2001), Bd. 4319 von *Proc. of SPIE*, S. 252–263
- Baumrind S., Moffitt F. und Curry S.: *Three-dimensional x-ray stereometry from paired coplanar images: A progress report*. *American Journal of Orthodontics* 84, S. 292–312 (1983)
- Bettega G., Leitner F., Raoult O., Dessenne V. et al.: *Computer-assisted orthognathic surgery: Consequences of a clinical evaluation*. In: Delp et al. [2000], S. 1008–1018
- Bettega G., Payan Y., Mollard B. et al.: *A simulator for maxillofacial surgery integrating 3D cephalometry and orthodontia*. *Computer Aided Surgery* 5(3), S. 156–165 (2000b)
- Bier J.: *Robotik*. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 4(5), S. 356–368 (2000)
- Binucci M.M., Corsi C., Gori R., Lamberti C. et al.: *Biomechanical modeling and multigrid methods for cranio-facial surgery simulation* (2003), submitted to *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*
- Binucci M.M., Lamberti C., Gori R., Montagna L. et al.: *An integrated system for maxillo-facial surgery simulation*. In: Lemke et al. [2002], S. 19–24
- Bohner P., Haßfeld S., Holler C., Damm M. et al.: *Operation planning in cranio-maxillo-facial surgery*. In: *Proc. of the 2nd Int. Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS)*, Baltimore, USA (1995)
- Bohner P., Holler C., Haßfeld S. et al.: *Operation planning in cranio-maxillofacial surgery*. *Computer Aided Surgery* 2(3), S. 153–161 (1997)
- Brief J., Hassfeld S., Däuber S. et al.: *3D norm data: The first step towards semi-automatic virtual craniofacial surgery*. *Computer Aided Surgery* 5(5), S. 353–358 (2000)

- Broadbent B.H., Broadbent Jr. B.H. und Golden W.H.: *Bolton standards of dentofacial developmental growth* (1975), URL www.cwru.edu/dental/bbgsc/bbexamp.html, the Bolton-Brush Growth Study: Average, Male and Female, Transparencies. Templates for Cephalometric X-Ray Diagnosis and Evaluation
- Burgert O., Salb T. und Dillmann R.: *Modellierung von Gewebestrukturen und Simulation risikominimierender chirurgischer Eingriffe*. In: Wörn et al. [2001], S. 135–147
- Carls F.R., Schuknecht B. und Sailer H.F.: *Value of three-dimensional computed tomography in craniomaxillofacial surgery*. *Journal of Craniofacial Surgery* 5, S. 282–288 (1994)
- Chabanas M., Marécaux C., Payan Y. und Boutault F.: *Computer aided planning for orthognathic surgery*. In: Lemke et al. [2002], S. 988–993
- Chabanas M., Marecaux C., Payan Y. und Boutault F.: *Models for planning and simulation in computer assisted orthognathic surgery*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Dohi T. und Kikinis R., Springer-Verlag (2002b), Nr. 2489 in *Lecture Notes in Computer Science*, S. 315–322, ISBN 3-540-44225-1
- Chabanas M. und Payan Y.: *A 3D finite element model of the face for simulation in plastic and maxillofacial surgery*. In: Delp et al. [2000], S. 1068–1075
- Chabanas M. und Payan Y.: *Finite element model of the face soft tissue for computer-assisted maxillofacial surgery*. In: *Proc. of the 5th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (2001), S. 520–521
- Cline H.E., Lorensen W.E., Ludke S., Crawford C.R. et al.: *Two algorithms for the three-dimensional construction of tomograms*. *Medical Physics* 15(3), S. 320–327 (1988)
- Cutting C., Bookstein F.L., Grayson B., Fellingham L. et al.: *Three-dimensional computer-assisted design of craniofacial surgical procedures: Optimization and interaction with cephalometric and CT-based models*. *Plastic and Reconstructive Surgery* 77(6), S. 877–885 (1986)
- Cutting C., Grayson B., McCarthy J.G. et al.: *A virtual reality system for bone fragment positioning in multisegment craniofacial surgical procedures*. *Plastic and Reconstructive Surgery* 102(7), S. 2436–2443 (1998)
- Cutting C.B., Bookstein F.L. und Taylor R.H.: *Applications of simulation, morphometrics, and robotics in craniofacial surgery*, Kap. 52, S. 641–662. In: Taylor et al. [1996] (1996)

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

- Dean D., Min K.J., Palomo J.M., Han S. et al.: *Tracking the progress of craniofacial surgery patients with bi-plane X-rays and laser range data: The poor man's 3D CT* (2001), submitted to IEEE Computer Graphics & Applications
- Delingette H.: *Modélisation, déformation et reconnaissance d'objets tridimensionnel a l'aide de maillages simplexes*. Thèse de sciences, Ecole Centrale de Paris (1994a)
- Delingette H.: *Simplex meshes: A general representation for 3D shape reconstruction*. Rapport de recherche 2214, INRIA – Institut National de Recherche en Informatique et Automatique, Epidaure group, Sophia Antipolis Cedex, France (1994b)
- Delingette H., Subsol G., Cotin S. und Pignon J.: *A craniofacial surgery simulation testbed*. Rapport de recherche 2199, INRIA – Institut National de Recherche en Informatique et Automatique, Epidaure group, Sophia Antipolis Cedex, France (1994)
- Delp S.L., DiGioia A. und Jaramaz B. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 1935 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (2000), ISBN 3-540-41189-5
- Demirtas M. und Zachow S.: *Comparison of visualization software for medical image data*. Techn. Ber. TR-MKG-SRL 001/97, Surgical Robotics Lab, Charité – Campus Virchow, Berlin (1997)
- Deng X.Q.: *A finite element analysis of surgery of the human facial tissue*. Dissertation, Columbia University, New York City (1988)
- Eales E., Newton C., Jones M. und Sugar A.: *The accuracy of computerized prediction of the soft tissue profile: A study of 25 consecutive patients treated by means of the Le Fort I osteotomy*. Int. Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery 9(2), S. 141 – 152 (1994)
- Everett P.C., Seldin E.B., Troulis M., Kaban L.B. et al.: *A 3D system for planning and simulating minimally-invasive distraction osteogenesis of the facial skeleton*. In: Delp et al. [2000], S. 1029–1039
- Evers H., Weingärtner T., Dalb T., Mayer A. et al.: *Interaktive Visualisierung und Simulation zur Planung chirurgischer Eingriffe*. Informatik Forschung und Entwicklung 14, S. 9–15 (1999)
- Ewing M., Orth D. und Ross R.B.: *Soft tissue response to mandibular advancement and genioplasty*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 101(6), S. 550–555 (1992)
- Farkas L.G. (Hg.): *Anthropometry of the Head and Face*. Raven Press, New York, 2. Aufl. (1994a), ISBN 0-7817-0159-7

- Farkas L.G.: *Anthropometry of the Head and Face in Clinical Practice*, Kap. 4, S. 71–77. In: Farkas [1994a], 2. Aufl. (1994b)
- Fedtke S., Haßfeld S. und Mühling J.: *Computerunterstützte Chirurgie*. Vieweg, Braunschweig · Wiesbaden (1994), ISBN 3-528-05425-5
- Ferrant M., Macq B. und Warfield S.K.: *Deformable modeling for characterizing biomedical shape changes*. In: *Proc. of the 9th Int. Conf. on Discrete Geometry for Computer Imagery*, herausgegeben von Borgefors G., Nyström I. und di Baja G.S., Springer-Verlag (2000), Bd. 1953 von *Lecture Notes in Computer Science*, S. 235–248
- Fischer-Brandies E., Seeholzer H., Fischer-Brandies H. und Wimmer R.: *Die Genauigkeit der Weichteilprofil-Vorhersage mit dem "Dentofacial Planner" bei skelettaler Progenie*. Fortschritte in der Kieferorthopädie 52, S. 297–301 (1991)
- Geiger B.: *3-D modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning*. Phd thesis, Ecole des Mines de Paris, Sophia Antipolis, France (1993)
- Gering D.T.: *A system for surgical planning and guidance using image fusion and interventional MR*. Diplomarbeit, Massachusetts Institute of Technology (MIT) (1999)
- Girod S., Keeve E. und Girod B.: *Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation and visualization*. Int. Journal for Oral Maxillofacial Surgery 24(1, Part. II), S. 120–125 (1995), ISSN 0901-5027
- Gross M.H., Koch R.M. und Roth S.H.M.: *FACE – the FACE-project* (2001), URL graphics.ethz.ch/face
- Hajeer M.Y., Ayoub A.F., Millet D.T., Bock M. et al.: *Three-dimensional imaging in orthognatic surgery: The clinical application of a new method*. Int. Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery 17(4), S. 318–330 (2002)
- Haßfeld: *Rechnerunterstützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2000), ISBN 3-87652-637-X
- Haßfeld S. und Mühling J.: *Navigation in maxillofacial and craniofacial surgery*. Computer Aided Surgery 3(4), S. 183–187 (1998)
- Hein A., Lueth T.C., Zachow S. und Stien M.: *A 2D planning system for robot-assisted interventions*. In: Lemke et al. [1999], S. 1049
- Holler C., Bohner P., Haßfeld S. et al.: *Planning of osteotomy paths for robotized surgical support*. In: Lemke et al. [1996], S. 745–750

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

- Ibáñez L. und Schroeder W.: *The ITK Software Guide*. The Insight Consortium, www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf (2003)
- Jans G., Vander Sloten J., Gobin R. et al.: *Computer-aided craniofacial surgical planning implemented in CAD software*. *Computer Aided Surgery* 4(3), S. 117–128 (1999a)
- Jans G., Vander Sloten J., Gobin R. et al.: *A preoperative CAD-based planning environment for cranial surgery: A first clinical case*. In: Lemke et al. [1999], S. 779–783
- Jansen T., Rymon-Lipinski B.v., Król Z., Ritter L. et al.: *An extendable application framework for medical visualization and surgical planning*. In: *Visualization, Display, and Image Guided Procedures* (2001), Bd. 4319 von *Proc. of SPIE*, S. 349–357
- Jolesz F.A., Kikinis R. und Shtern F.: *The Vision of Image-Guided Computerized Surgery: High-Tech Operating Room*, Kap. 58, S. 713–721. In: Taylor et al. [1996] (1996)
- Keeve E.: *Visualisierungs- und Simulationsverfahren zur interaktiven Planung kraniofazialer Korrekturoperationen*. Dissertation, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (1996), veröffentlicht beim infix Verlag
- Keeve E., Girod S., Augustin A., Binner A. et al.: *Interactive craniofacial surgery simulation*. In: *Proc. 3D Image Analysis and Synthesis*, infix Verlag (1996a), S. 219–224
- Keeve E., Girod S. und Girod B.: *Interaktive Operationsplanung: 3D-Rekonstruktion tomographischer Sequenzen für die Simulation des postoperativen Erscheinungsbildes eines Patienten nach einer craniofacialen Korrekturoperation*. In: *Visualisierung in der Medizin, Freiburg* (1993)
- Keeve E., Girod S. und Girod B.: *Computer-aided craniofacial surgery*. In: Lemke et al. [1996], S. 757–763
- Keeve E., Girod S. und Girod B.: *Computergraphik in der craniofacialen Chirurgieplanung*. *Informationstechnik und Technische Informatik (it+ti)*, Sonderheft *Graphische Datenverarbeitung* 38(3), S. 29–34 (1996c)
- Keeve E., Girod S. und Girod B.: *Craniofacial surgery simulation*. In: *Visualization in Biomedical Computing*, herausgegeben von Höhne K.H. und Kikinis R., Springer-Verlag, Hamburg, Ngermany (1996d), Nr. 1131 in *Lecture Notes in Computer Science*, S. 541–546, ISBN 3-540-61649-7
- Keeve E., Girod S., Kikinis R. und Girod B.: *Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation*. *Computer Aided Surgery* 3(5), S. 228–238 (1998)

- Keeve E., Girod S., Pfeifle P. und Girod B.: *Anatomy based facial tissue modeling using the finite element method*. In: *Proc. IEEE Visualization* (1996e), S. 21–28
- Keeve E., Jansen T., von Rymon-Lipinski B., Burgielski Z. et al.: *An open software framework for medical applications*. In: *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*, herausgegeben von Ayache N. und Delingette H., Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg, Bd. 2673 von *Lecture Notes in Computer Science*, S. 302–310 (2003)
- Keeve E. und Kikinis R.: *Deformable modeling of facial tissue*. In: *Proc. of the 1st Joint Conference of the Biomedical Engineering Society and the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (1999)
- Kessler P., Wiltfang J., Teschner M., Girod B. et al.: *Computergraphische Simulationsmöglichkeiten in der orthopädischen Chirurgie*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(6), S. 373–376 (2000)
- Kitware: *The Visualization Toolkit* (2003a), URL www.vtk.org
- Kitware I. (Hg.): *The VTK User's Guide*. Kitware, Inc., 3. Aufl. (2003b), ISBN 1-93093408-4, public Domain Visualization Toolkit: vtk v. 4.2
- Kobayashi M., Ueda K., Honma K., Sasakura H. et al.: *Three-dimensional analysis of facial morphology before and after orthognathic surgery*. Craniomaxillofacial Surgery 18, S. 68–73 (1990)
- Koch R.M.: *Methods for physics based facial surgery prediction*. Dissertation nr. 13912, ETH Zürich (2000)
- Koch R.M., Gross M.H., Carls F.R. et al.: *Simulating facial surgery using finite element models*. In: Rushmeier [1996], S. 421–428
- Koch R.M., Roth S.H.M., Gross M.H., Zimmermann A.P. et al.: *A framework for facial surgery simulation*. Techn. Ber. 326, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich (1999), URL [ftp.inf.ethz.ch/pub/publications/tech-reports/3xx/326.pdf](ftp://ftp.inf.ethz.ch/pub/publications/tech-reports/3xx/326.pdf)
- Konstantos K., O'Reilly M. und Close J.: *The validity of the prediction of soft tissue profile changes after Le Fort I osteotomy using the dentofacial planner (computer software)*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 105, S. 241–249 (1994)
- Król Z., Zerfass P., Rymon-Lipinski B.v., Jansen T. et al.: *Computer aided osteotomy design for harvesting autologous bone grafts in reconstructive surgery*. In: *Visualization, Display, and Image Guided Procedures* (2001a), Bd. 4319 von *Proc. of SPIE*, S. 244–251

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

- Król Z., Zerfass P., Rymon-Lipinski B.v., Jansen T. et al.: *Computer assisted osteotomy design for autografts in craniofacial reconstructive surgery*. In: Lemke et al. [2001], S. 45–50
- Landes C.A., Bitsakis J., Diehl T. und Bitter K.: *Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part I: Measurement of craniofacial development and establishment of standard values and growth functions*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 30, S. 18–24 (2002a)
- Landes C.A., Zachar R., Diehl T. und Kovács A.F.: *Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part II: Evaluating osseous and soft tissue changes following orthognatic surgery*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 30, S. 25–34 (2002b)
- Larrabee W.F.: *A finite element model of skin deformation: I. Biomechanics of skin and soft tissue: A review*. Laryngoscope 96, S. 399–405 (1986a)
- Larrabee W.F.: *A finite element model of skin deformation: II. An experimental model of skin deformation*. Laryngoscope 96, S. 406–412 (1986b)
- Larrabee W.F. und Galt J.A.: *A finite element model of skin deformation: III. The finite element model*. Laryngoscope 96, S. 413–419 (1986)
- Lee M.Y., Chang C.C., Lin C.C., Lo L.J. et al.: *Custom implant design for patients with cranial defects*. IEEE Engineering in Medicine and Biology 21(2), S. 38–43 (2002)
- Lee Y., Terzopoulos D. und Waters K.: *Realistic modeling for facial animation*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Cook R., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1995), Bd. 29 von *Annual Conference Series*, S. 55–62, ISBN 0-201-84776-0
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K. und Farman A.G. (Hg.): *Proceedings of the International Symposium: Computer Assisted Radiology*, Elsevier Science B.V., Paris (1996), ISBN 0-444-82497-9
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K. und Farman A.G. (Hg.): *Proceedings of the International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science B.V., Paris (1999), ISBN 0-444-50290-4
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 14th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science B.V., San Francisco (2000), ISBN 0-444-50536-9
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 15th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science B.V., Berlin (2001), ISBN 3-444-50866-X

- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 16th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Springer-Verlag, Paris (2002), ISBN 3-540-43655-3
- Lines P.A. und Steinhäuser E.W.: *Soft tissue changes in relationship to movement of hard structures in orthognathic surgery: A preliminary report*. Oral Surgery (32), S. 891–896 (1974)
- Lo L., Marsh J., Vannier M. und Patel V.: *Craniofacial computer-assisted surgical planning and simulation*. Clinics in Plastic Surgery 21, S. 501–516 (1994)
- Lorensen W.E. und Cline H.E.: *Marching Cubes: A high resolution 3-D surface construction algorithm*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Stone M.C., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Anaheim, California (1987), Bd. 21 von *Annual Conference Series*, S. 163–169
- Lueth T.C., Hein A., Albrecht J., Demirtas M. et al.: *A surgical robot system for maxillofacial surgery*. In: *IEEE Int. Conf. on Industrial Electronics, Control, and Instrumentation (IECON)*, Aachen (1998), S. 2470–2475
- Mann R.W.: *Computer-aided surgery*. Proc. Rehabilitation Engineering Society of North America (RESNA) 8th Annual Conference, Memphis, Tennessee (1985)
- Marmulla R.: *Computergestützte Knochensegmentnavigation*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2000), ISBN 3-87652-869-0, Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
- Marmulla R. und Niederdelmann H.: *A 3D relaxation mesh for soft-tissue prediction in surgical planning of computer assisted repositioning osteotomies*. In: Lemke et al. [2000], S. 905–909
- Marsh J.L. und Vannier M.W.: *The "third" dimension in craniofacial surgery*. Plastic and Reconstructive Surgery 71(6), S. 759–767 (1983)
- Mollard B., Lavallée S. und Bettega G.: *Computer assisted orthognathic surgery*. In: Wells et al. [1998], S. 21–28
- Mösges R.: *Computergestützte Chirurgie (CAS) der Schädelbasisregion: Ergänzung, Revolution oder Science Fiction?* European Archives of Oto-Rhino-Laryngology 250, S. 373–383 (1993)
- Moyers R.E. und Bookstein F.L.: *The inappropriateness of conventional cephalometrics*. American Journal of Orthodontics 75, S. 599–617 (1979)
- Neumann P., Faulkner G., Krauss M., Haarbeck K. et al.: *MeVisTo-Jaw: A visualization-based maxillofacial surgical planning tool*. In: *Proc. SPIE Medical Imaging* (1998), Bd. 3335, S. 110–118

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

- Niessen W. und Viergever M.A. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 2208 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (2001), ISBN 3-540-42697-3
- Nkenke E.: *persönliche Kommunikation*. Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (2003)
- NLM: *Insight Segmentation and Registration Toolkit* (2003), URL www.itk.org
- Patel V.V., Vannier M.W., Marsh J.L. und Lo L.J.: *Assessing craniofacial surgical simulation*. IEEE Computer Graphics & Applications 16(1), S. 46–54 (1996)
- Pieper S.D.: *CAPS: Computer-Aided Plastic Surgery*. Phd thesis, Massachusetts Institute of Technology, Media Lab, Cambridge, MA (1991)
- Pieper S.D., Laub D.R. und Rosen J.M.: *A finite-element facial model for simulating facial surgery*. Plastic Reconstructive Surgery 96(5), S. 1100–1105 (1995)
- Pieper S.D., Rosen J. und Zeltzer D.: *Interactive graphics for plastic surgery: A task-level analysis and implementation*. ACM Computer Graphics 25(2), S. 127–134 (1992)
- Posnick J.C. und Farkas L.G.: *The Application of Anthropometric Surface Measurements in Craniomaxillofacial Surgery*, Kap. 10, S. 125–137. In: Farkas [1994a], 2. Aufl. (1994)
- Remmler D., Olson L., Ekstrom R., Duke D. et al.: *Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: I. methodology, development, and validation of the cranial finite element model*. Medical Engineering & Physics 20, S. 607–619 (1998a)
- Remmler D., Olson L., Ekstrom R., Duke D. et al.: *Presurgical finite element analysis from routine computed tomography studies for craniofacial distraction: II. an engineering prediction model for gradual correction of asymmetric skull deformities*. Plastic and Reconstructive Surgery 102(5), S. 1395–1404 (1998b)
- Richardson A.: *A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis*. European Journal of Orthodontics 3, S. 15–20 (1981)
- Richolt J.A., Teschner M., Everett P., Millis M.B. et al.: *Planning and evaluation of reorienting osteotomies of the proximal femur in cases of SCFE using virtual three-dimensional models*. In: Wells et al. [1998], S. 1–8
- Ricketts R.M., Bench R., Hilgers J.J. und Schulhof R.: *An overview of computerized methods of cephalometric analysis*. American Journal of Orthodontics 61, S. 1–28 (1972)

- Ritter L., Liévin M., Sader R., Zeilhofer H.F. et al.: *Fast generation of 3D bone models for craniofacial surgical planning: An interactive approach*. In: Lemke et al. [2002], S. 269–274
- Robb R.A. und Hanson D.P.: *The ANALYZE Software System for Visualization and Analysis in Surgery Simulation*, Kap. 10, S. 175–189. In: Taylor et al. [1996] (1996)
- Roth S.H.M., Gross M.H., Turello S. und Carls F.R.: *A bernstein-bezier based approach to soft tissue simulation*. In: *Proc. of the Eurographics'98*, Lissabon, Portugal (1998), Bd. 17, S. C285–C294
- Rudzki-Janson I. und Thedens K.: *Fotodokumentation, Profil- und Enface-Analyse, Videoimaging*, Urban & Fischer, Bd. 11 von *Praxis der Zahnheilkunde*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 311 ff. 4 Aufl. (2000), ISBN 3-437-05280-2
- Rushmeier H. (Hg.): *Computer Graphics Proceedings*, Bd. 30 von *Annual Conference Series*, ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, New Orleans, Louisiana (1996), ISBN 0-201-94800-1
- Rymon-Lipinski B.v., Jansen T., Król Z., Ritter L. et al.: *JULIUS - an extendable application framework for medical visualization and surgical planning*. In: Lemke et al. [2001], S. 181–186
- Sarti A., Gori R. und Lamberti C.: *A physically based model to simulate maxillo-facial surgery from 3D CT images*. *Future Generation Computer Systems* 15, S. 217–221 (1999)
- Schorr O., Brief H., Haag C., Raczkowsky J. et al.: *KasOp – Operationsplanung in der kranio-maxillo-fazialen Chirurgie*. In: Wörn et al. [2001], S. 270–278
- Schroeder W., Martin K. und Lorensen B.: *The Visualization Toolkit: An Object Oriented Approach to 3D Graphics*. Kitware, Inc., 3. Aufl. (2003), ISBN 1-93093407-6, public Domain Visualization Software: vtk v. 4.2
- Schultes G., Gaggi A. und Karcher H.: *Accuracy of cephalometric and video imaging program Denofacial Planner Plus in orthognathic surgical planning*. *Computer Aided Surgery* 3(3), S. 108–114 (1998)
- Schutyser F., Van Cleynenbreugel J., Ferrant M., Schoenaers J. et al.: *Image-based 3D planning of maxillofacial distraction procedures including soft tissue implications*. In: Delp et al. [2000], S. 999–1007
- Schutyser F., Van Cleynenbreugel J., Nadjmi N., Schoenaers J. et al.: *3D image-based 3D planning for unilateral mandibular distraction*. In: Lemke et al. [2000], S. 899–904

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

- Schutyser F., Van Cleynenbreugel J., Schoenaers J., Marchal G. et al.: *A simulation environment for maxillofacial surgery including soft tissue implications*. In: Taylor und Colchester [1999], S. 1210–1217
- Siebert D., Neumann P., Schulz A., Faulkner G. et al.: *Kieferchirurgische Operationsplanung mit Hilfe von Techniken der virtuellen Realität*. Informatik Forschung und Entwicklung 16, S. 93–102 (2001)
- Spiegel A.: *Mathematische Modellierung von menschlichem Gewebe zur präoperativen Planung in der Gesichtschirurgie*. Dissertation, Technische Universität München (1998)
- Stalling D., Seebass M. und Zachow S.: *Mehrschichtige Oberflächenmodelle zur computergestützten Planung in der Chirurgie*. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, herausgegeben von Evers H., Glombitza G., Lehmann T. und Meinzer H.P., Springer-Verlag, Bd. 24, S. 203–207 (1999)
- Steinhäuser E.W. und Palluck E.F.: *Weichteilvorhersage bei bimaxillären Operationen*. In: *Fortschritte in der Kiefer- und Gesichtschirurgie*, Thieme Medical Publishers, Stuttgart, S. 50–57 (1995)
- Taylor C. und Colchester A. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 1679 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (1999), ISBN 3-540-66503-X
- Taylor R.H., Lavallé S., Burdea G. und Moesges R. (Hg.): *Computer Integrated Surgery. Technology and Clinical Applications*, MIT-Press, Cambridge, MA (1996), ISBN 0-262-20097-X
- Teschner M.: *Direct computation of soft-tissue deformation in craniofacial surgery simulation*. Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (2000), Kommunikations- und Informationstechnik 22, Shaker Verlag
- Teschner M., Girod S. und Girod B.: *Optimization approaches for soft-tissue prediction in craniofacial surgery simulation*. In: Taylor und Colchester [1999], S. 1183–1190
- Teschner M., Girod S. und Girod B.: *Direct computation of nonlinear soft-tissue deformation*. In: *Proc. Vision, Modeling, and Visualization* (2000a), S. 383–390
- Teschner M., Girod S. und Girod B.: *Interactive simulation environment for craniofacial surgery planning*. In: Lemke et al. [2000], S. 47–52
- Teschner M., Girod S. und Girod B.: *Realistic modeling of elasto-mechanical properties of soft tissue and its evaluation*. In: Lemke et al. [2001], S. 51–56

- Troulis M.J., Everett P., Seldin E.B., Kikinis R. et al.: *Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data*. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 31(4), S. 349–357 (2002)
- Vannier M.W., Marsh J.L. und Warren J.W.: *Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation*. Radiology 150, S. 179–184 (1984)
- VHD: *The visible human project*[®] (1994), URL www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- Wells W.M., Colchester A. und Delp S. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 1496 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (1998), ISBN 3-540-65136-5
- Wörn H., Mühling J., Vahl C. und Meinzer H.P. (Hg.): *Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, GI Lecture Notes in Informatics, Gesellschaft für Informatik, Heidelberg (2001)
- Xia J., Gateno J., Teichgraber J. und Rosen A.: *Methodology of precise skull model creation*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 434–440
- Xia J., Ip H.H.S., Samman N. et al.: *Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation – 3D virtual osteotomy*. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 29, S. 11–17 (2000a)
- Xia J., Samman N., Chua C.K., Yeung R.W.K. et al.: *PC-based virtual reality surgical simulation for orthognathic surgery*. In: Delp et al. [2000], S. 1019–1029
- Xia J., Samman N., Yeung R.W.K. et al.: *Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation – 3D soft tissue planning and prediction*. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 29, S. 250–258 (2000c)
- Xia J., Wang D., Qi F. et al.: *Computer aided simulation system of orthognathic surgery*. 8. IEEE Symposium on Computer-based Medical Systems S. 237–244 (1995)
- Xia J., Wang D., Samman N. et al.: *Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation – 3D color facial model generation*. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 29, S. 2–10 (2000d)
- Yasuda T., Hashimoto Y., Yokoi S. und Toriwaki J.I.: *Computer system for craniofacial surgical planning based on CT images*. IEEE Transactions on Medical Imaging 9(3), S. 270–280 (1990)
- Zachow S.: *Modellierung von Weichgewebe - Simulation von Deformation und Destruktion: Neue Möglichkeiten in der computergestützten Chirurgie*. Medizinische Informatik und Bioinformatik, Shaker Verlag (1998), ISBN 3-8265-3454-9

2. Computergestützte Planung knochenverlagernder Operationen

Zachow S.: *Entwurf und Implementierung eines chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik*. Diplomarbeit, Technische Universität Berlin & Charité Campus Virchow Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (1999)

Zachow S., Lueth T.C., Stalling D., Hein A. et al.: *Optimized arrangement of osseointegrated implants: A surgical planning system for the fixation of facial prostheses*. In: Lemke et al. [1999], S. 942–946

Zerfass P. und Keeve E.: *Towards functional simulation of soft tissue deformation for preoperative planning and postoperative evaluation*. In: Lemke et al. [2002], S. 25–30

Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

*The best material model of a cat is another,
or preferably the same, cat.*

Norbert Wiener, 1894–1964

Aus den chirurgischen Anforderungen und den relevanten Vorarbeiten wurde ersichtlich, dass für die Planung komplexer Knochenumstellungen unter Berücksichtigung der resultierenden räumlichen Weichgewebeanordnung individuelle 3D Schädel- bzw. Kopfmodelle eines Patienten erforderlich sind. Die aus tomografischen Daten rekonstruierten Knochenoberflächen müssen dabei die realen anatomischen Gegebenheiten so genau wie möglich repräsentieren und sich computergrafisch dreidimensional visualisieren lassen, um eine Fehlstellung bzw. Fehlbildung erkennen und quantifizieren zu können. Weiterhin müssen diese Modelle im Rahmen einer interaktiven Planung nach chirurgischen Vorgaben manipuliert, d.h. zerschnitten und neu angeordnet werden können.

Das geometrische Weichgewebemodell ist durch die Grenzflächen zu Luft sowie zu Knochen, Knorpel und Zähnen berandet. Die Übertragung von Knochenverlagerungen auf das Weichgewebenvolumen erfolgt über die korrespondierenden Grenzflächen. Zur mechanischen Simulation muss das gesamte Weichgewebenvolumen über ein Gitter diskretisiert werden, das sich aus Strukturelementen definierter Form und adäquater Größe zusammensetzt und eine topologisch korrekte Konnektivität besitzt. Weichgewebe kann dabei in der einfachsten Annahme als ein homogenes Material mit gemittelten Eigenschaften betrachtet werden oder als ein inhomogenes Materialvolumen mit eingebetteten Substrukturen, wie z.B. Muskelgewebe, Sehnen, Nerven und Gefäße. Zur geometrischen Modellierung von Materialinhomogenitäten müssen alle inneren Gewebegrenzen ebenfalls berücksichtigt werden. Im resultierenden Strukturmodell kann jedem Punkt eindeutig ein Material, d.h. ein Gewebetyp, mit seinen mechanischen Eigenschaften zugeordnet werden. Ein etabliertes mathematisches Approximationsverfahren zur Analyse strukturmechanischer Vorgänge auf diskreten Gittern stellt die Finite-Elemente-Methode (FEM) dar, auf die in Kapitel 5 näher eingegangen wird.

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

In diesem Kapitel wird die Generierung anatomisch korrekter, dreidimensionaler Planungsmodelle aus tomografischen Bilddaten beschrieben, wie sie in der vorliegenden Arbeit verwendet werden. Die Modelle spiegeln die individuellen anatomischen Gegebenheiten derart wider, dass die Fragestellung einer computergestützten Planung von Knochenumstellungen mit daraus resultierender Weichgewebeprogno- se allgemein beantwortet werden kann. Ein 3D Planungsmodell beschreibt dabei sowohl alle Gewebegrenzen, d.h. die Grenzflächen aller relevanten Strukturen, als auch das diskretisierte Materialvolumen mit einer eindeutigen Zuordnung von Materialeigenschaften sowie einer konsistenten inneren Konnektivität in Form eines Tetra- edergitters. Die Hauptforderung an solche Modelle ist, dass sie die anatomischen Verhältnisse für die Planung und die Patientenaufklärung *so genau wie erforderlich* wiedergeben und das Weichgewebevolumen für die biomechanische Simulation durch eine *kleinstmögliche Anzahl* von materialspezifischen Strukturelementen re- präsentieren. Die Qualität der Strukturelemente wird bei der Modellgenerierung kontrolliert, sodass im Ergebnis FE taugliche Gitter für eine robuste numerische Approximation von Deformationsvorgängen vorliegen.

3.1 Ausgangsdaten und deren Interpretation

Um ein patientenspezifisches dreidimensionales Modell zu generieren, das auch in- nere Strukturen anatomisch korrekt repräsentiert, müssen entsprechende Daten vor- liegen, die eine Aussage über die räumliche Verteilung von Geweben ermöglichen. Mittels tomografischer Verfahren können Schichtaufnahmen erstellt werden, die bei kontrolliertem Vorschub des Patienten bzw. des Detektors zu einem Bildsta- pel führen, der sich zu einem 3D Skalarfeld zusammenfassen lässt. Die Skalare korrelieren dabei mit spezifischen Gewebeeigenschaften über die eine räumliche Re- konstruktion anatomischer Strukturen möglich ist. Entscheidend für die Rekon- struktionsgüte ist die Ortsauflösung innerhalb der Schichten sowie der Abstand der Schichten zueinander und die durch die Aufnahmewerte repräsentierte Dicke der Schichten mit eventueller Überlappung (Abb. 3.1). Jeder Messwert steht dabei für den Mittelwert eines um diesen Punkt befindlichen Volumenelementes (Voxel), dessen Ausdehnung sich aus der räumlichen Ortsauflösung des Aufnahmeverfahrens ergibt. Die Größe der Volumenelemente definiert in Kombination mit eventuellen Messfehlern die Grenze der verlässlichen Rekonstruktionsgenauigkeit.

Für die Generierung anatomisch korrekter dreidimensionaler Modelle ist die höchst- mögliche Ortsauflösung, sowohl innerhalb der Schichten, durch geeignete Wahl des sogenannten *'Field of View'*, als auch zwischen den Schichten, durch einen gerin- gen Schichtabstand mit optimaler Überlappung gefordert. Bei den tomografischen Verfahren erreichen derzeit nur die Röntgen-Computertomografie (RCT) und die Magnetresonanztomografie (MRT) eine ausreichende Ortsauflösung.

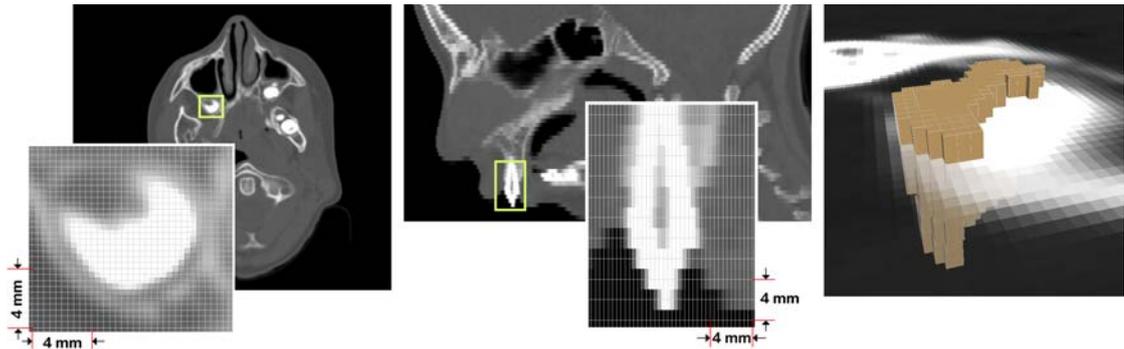


Abbildung 3.1: Räumliche Diskretisierung tomografischer Verfahren: CT mit 512×512 Bildpunkten und 53 Schichten (Schichtabstand 2 mm)

Bei der RCT werden in der Regel transversale Schichten akquiriert. Die Messwerte korrelieren dabei mit der gewebespezifischen Röntgendichte (dem Röntgenabsorptionskoeffizient μ) und werden über den Zusammenhang (3.1) in sogenannte HOUNSFIELD Einheiten (*Hounsfield Units*) umgerechnet.

$$f_{CT}(x, y) = 1000 \cdot \frac{\mu(x, y) - \mu_{Wasser(73kV)}}{\mu_{Wasser(73kV)}} \quad [HU] \quad (3.1)$$

HOUNSFIELD-Einheiten stellen somit relative Schwächungswerte dar, die auf den Absorptionskoeffizient von Wasser bei einer Röhrenspannung von 73 kV normiert werden. Typischerweise umfassen die Skalare eines Röntgentomogramms einen ganzzahligen Wertebereich von -1000 bis 3095 HU, was einer Diskretisierung mit einem 12 Bit A/D Wandler entspricht. In Abbildung 3.2 sind charakteristische HOUNSFIELD-Bereiche für unterschiedliche Organe dargestellt. Eine eindeutige Rekonstruktion ist aufgrund der Überlappung ohne Zusatzinformation jedoch nicht möglich. Lediglich zwischen Knochen, Weichgewebe und Luft kann weitgehend automatisch differenziert werden.

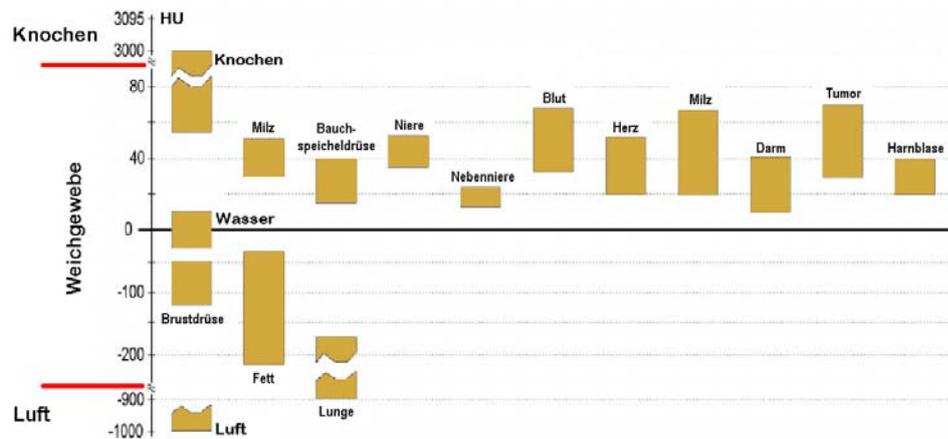


Abbildung 3.2: HOUNSFIELD-Bereiche unterschiedlicher Gewebe

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Da eine röntgentomografische Untersuchung immer auch eine Gewebeschädigung durch ionisierende Strahlung zur Folge hat, muss stets ein Kompromiss zwischen Schichtabstand und Rekonstruktionsgüte gefunden werden. Insbesondere die Augenlinse unterliegt einem hohen Risiko der Schädigung durch Trübung bei einer zu hohen Dosis. Wenn die Diagnostik bzw. die Planung eines Eingriffes eine hohe Ortsauflösung erfordern, dann werden unter Risiko-Nutzen Abschätzung Daten mit geringem Schichtabstand akquiriert. Das gilt im Allgemeinen aber nicht für den gesamten Kopf, sodass üblicherweise nur planungsrelevante Teilbereiche von der Aufnahme erfasst werden.

Eine Alternative zur RCT stellt die Magnetresonanztomografie (MRT) dar, bei deren Einsatz noch keine gewebeschädigenden Einflüsse festgestellt werden konnten. Bei der MRT wird im Allgemeinen der hohe Anteil an Wasserstoff in organischem Gewebe zur Bildakquisition genutzt, wodurch das Verfahren für die Weichgewebediagnostik prädestiniert ist. Knochen hingegen lässt sich nicht sehr differenziert und quantitativ verlässlich abbilden (Abb. 3.3 b). Ein Vorteil der MR-Tomografie ist, dass sich die Aufnahmen nicht auf transversale Schnitte beschränken. Das Hauptproblem sind Verzerrungen und Störungen der Magnetfelder, die zu Abbildungsfehlern führen, sowie der Umstand, dass die Ortsauflösung von der Messdauer abhängt und somit durch Patienten- bzw. Organbewegungen limitiert ist. Die MRT besitzt eine hohe Sensitivität, jedoch nur eine geringe Spezifität, d.h. es gibt keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen Aufnahmewerten und den entsprechenden Geweben. Somit müssen immer Parameter der Aufnahmesequenz berücksichtigt werden, um entweder auf eine gewebespezifische Protonendichte oder eine magnetische Relaxationszeit (T_1, T_2) von Geweben schließen zu können [Hornack, 1996].

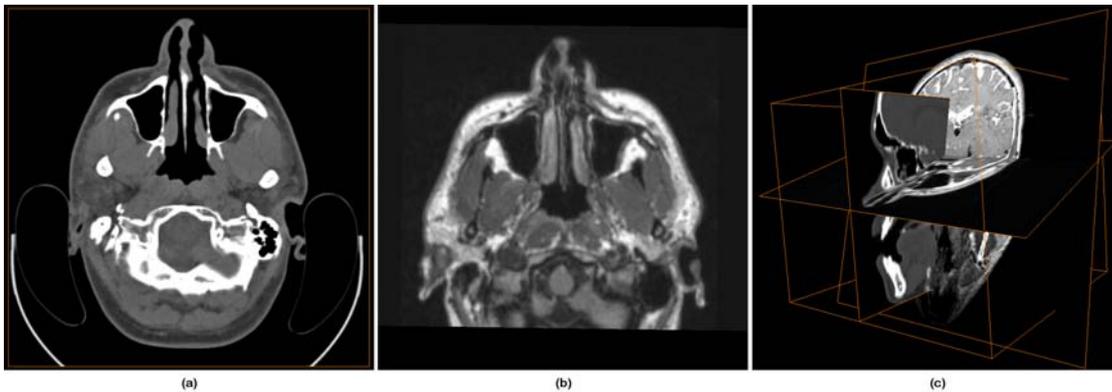


Abbildung 3.3: a,b) korrespondierende RCT- und MRT-Schichten eines Kopfes, c) kombinierte und überlagerte Darstellung der registrierten Daten

Zur Generierung geeigneter Modelle für die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung in der MKG-Chirurgie sind RCT-Datensätze gefordert. Für eine anschauliche Weichgewebeprognose ergibt sich die Forderung, dass neben der Anatomie des knöchernen Gesichtsschädels auch das gesamte umliegende Weichgewebe von der Aufnahme erfasst werden muss. Um eine unnötige Gewebeschädigung zu vermeiden, werden Schichtsequenzen mit variierendem Schichtabstand unterstützt (Abb. 3.4 c).

3.2 Segmentierung tomografischer Bilddaten

Auf diese Art können planungsrelevante Bereiche feiner (axial 0.5–2 mm) und angrenzende Bereiche gröber aufgelöst werden (2–5 mm). Optimal sind Aufnahmen mehrzeiliger Spiral-CT Scanner (Abb. 3.4 d). Eine Alternative stellt die kombinierte Verwendung von RCT und MRT Daten dar.



Abbildung 3.4: Sagittale Darstellung axialer CT-Schnitte mit einem Grauwertfenster von $-400 \dots 400$ HU: a) 98 äquidistante Schichten, Schichtabstand 2 mm, Schichtdicke 2 mm b) 110 äquidistante Schichten Schichtabstand 1,47 mm, Schichtdicke 2 mm, *gantry tilt* $11,5^\circ$ c) 289 Schichten mit variablem Schichtabstand von 2.0/0.5/1.0 mm, Schichtdicke 1 mm d) Spiral CT mit 393 im Abstand von 0.5 mm rekonstruierten Schichten, Schichtdicke 1 mm

In der vorliegenden Arbeit wird aufgrund des gewählten Modellierungsansatzes von der generellen Verfügbarkeit tomografischer Daten ausgegangen. Die korrekte Interpretation des standardisierten DICOM Formates stellt dabei sicher, dass auch zukünftige Modalitäten berücksichtigt werden können. Zu diesem Zweck wurde eine DICOM Bibliothek entwickelt [Zachow, 1999] und im Rahmen dieser Arbeit kontinuierlich verbessert. Der verlässliche DICOM Import stellt ein wesentliches Merkmal der Software Amira für den Einsatz im medizinischen Anwendungsbereich dar [Amira]. Entscheidend für die Planung an dreidimensionalen Patientenmodellen ist die anatomisch korrekte geometrische Rekonstruktion aus tomografischen Daten. Dazu muss u.a. gesichert werden, dass Bildserien zusammengehören, d.h. fehlende, doppelte oder falsche Schichten erkannt werden, dass die Position und Ausrichtung aller Schichten sowie die Pixelgröße innerhalb der Schichten korrekt interpretiert wird und dass z.B. Scherungen erkannt werden, die aus einer zum Patienten verkippten Aufnahmeeinheit (*Gantry*) resultieren (siehe Abb. 3.4 b). Konsistente Bildstapel mit konstanten und auch variablen Schichtabständen bilden die Grundlage für geometrisch korrekte 3D Skalarfelder der Aufnahmewerte.

3.2 Segmentierung tomografischer Bilddaten

Mit den Schichtdaten, die zu einem 3D Skalarfeld zusammengefasst werden, liegt ein undifferenziertes Datenvolumen vor, in dem die Skalare noch keine eindeutige Gewebeanformation repräsentieren. Ziel der Volumensegmentierung ist die Klassifi-

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

kation aller relevanten Geweberegionen und die Erzeugung eines korrespondierenden 3D Skalarfeldes, in dem jedem Gewebe ein spezifischer Wert (*Label*) zugeordnet wird. Die Segmentierung führt letztendlich zu einer Reduktion des Informationsgehaltes der ursprünglichen Bilddaten auf die Grenzflächen von relevanten Organen (körperinnere Strukturen und Haut). Scharfe Grenzen zwischen Geweben liegen im 3D Skalarfeld der Aufnahmewerte in der Regel nicht vor. Aufgrund des Partialvolumeneffektes werden röntgendichtere Gewebe immer mit einem zu geringen Volumen segmentiert, da an den Gewebegrenzen aufgrund der Diskretisierung stets eine Fehlinterpretation zu Gunsten des Gewebes mit geringerer Röntgenabsorptionsdichte erfolgt. Schwellenwerte zur automatischen Trennung von Gewebebereichen lassen sich lediglich für Knochen und Luft zum restlichen Gewebe über entsprechende HOUNSFIELD-Werte finden (siehe Abb. 3.2). Diese Schwellenwerte dienen jedoch nur einer ersten Grobsegmentierung (Abb. 3.5) und müssen aufgrund unterschiedlicher Scan-Parameter (Röhrenspannung, Brennfleckgröße usw.) sowie individueller Gewebeeigenschaften für jeden Bildstapel neu festgelegt werden.

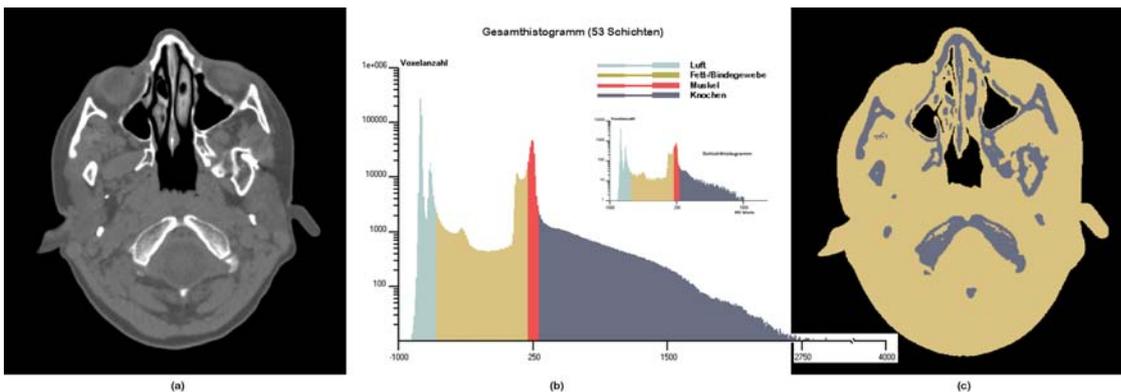


Abbildung 3.5: a) CT-Schnitt (Grauwertfenster -200...800 HU), b) Histogramm der Hounsfieldwerte, c) Binarisierung an der Knochen- und der Weichgewebegrenze

Die Bestimmung der Weichgewebe-Luftgrenze sowie der Knochengrenze und die automatische Grobsegmentierung ist somit lediglich der erste Schritt zur Modellrekonstruktion und führt, in Analogie zu den meisten Vorarbeiten, aufgrund des Partialvolumeneffektes zu Modellen mit typischen Rekonstruktionsfehlern an dünnen knöchernen Strukturen, wie z.B. den Orbitawänden, den fazialen Kieferhöhlenwänden, dünnen Bereichen der Schädelbasiswand, dem Gaumenboden sowie an Nervendurchgängen [Carls et al., 1994]. Durch metallene Zahnfüllungen oder dauerfixierte Zahnsparren (*brackets*) hervorgerufene Abschattungseffekte aufgrund von Totalabsorption der Röntgenstrahlung rufen bei dieser Art der Segmentierung ebenfalls gravierende Störungen hervor (Abb. 3.6).

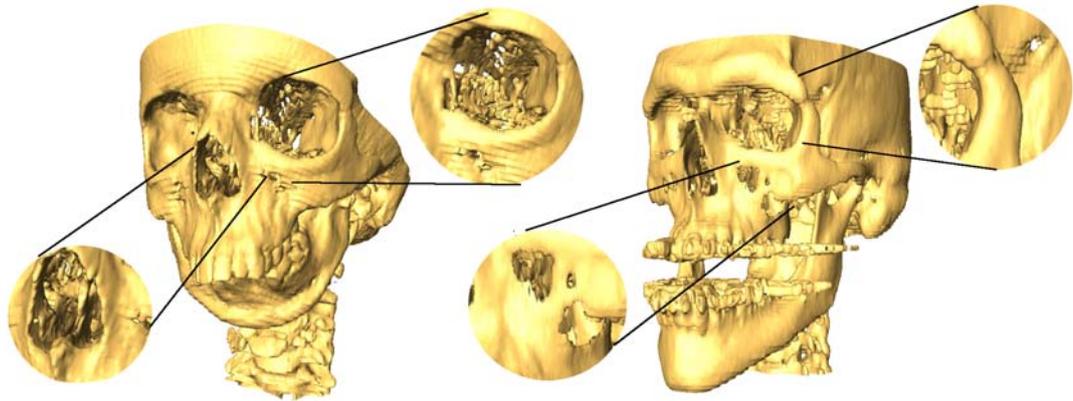


Abbildung 3.6: Typische Rekonstruktionsfehler bei Schwellenwertsegmentierung

Iso-Oberflächen der in Abb. 3.6 gezeigten Art lassen sich sehr schnell aus 3D-Skalarfeldern berechnen und dienen somit der ersten diagnostischen Bewertung. In Kombination mit *volume rendering* Verfahren, die eine direkte Darstellung der dreidimensionalen Ausgangsdaten ermöglichen, können erste Planungsüberlegungen am dreidimensional visualisierten Modell erfolgen (Abb. 3.7), die durch zusätzliche Darstellungen von Projektionsansichten, frei wählbaren Schnittebenen und Werkzeugen zur Längen- und Winkelmessung unterstützt werden [Zachow et al., 2001].

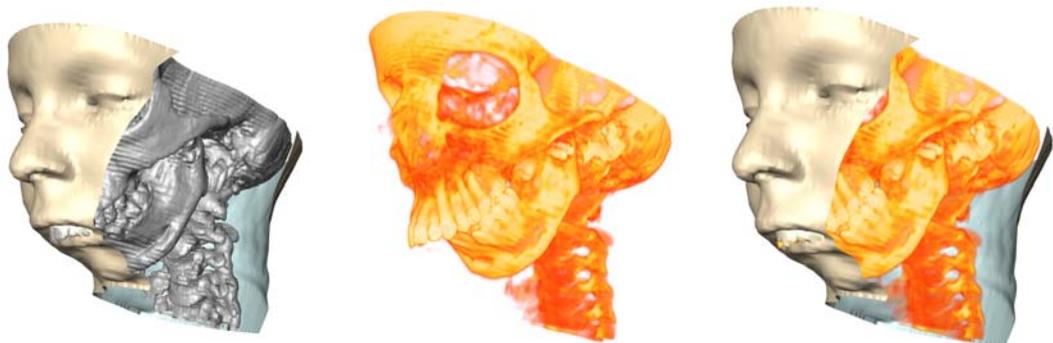


Abbildung 3.7: a) Iso-Oberflächen zur Haut- und Knochengrenze, b) Volumenvisualisierung, c) Kombination beider Visualisierungsverfahren

Zur Generierung eines *anatomisch korrekten* 3D Schädelmodells für die Planung folgt der Grobsegmentierung zwingend eine Feinsegmentierung. Hier müssen die vorab genannten Segmentierungsfehler erkannt und manuell bzw. semi-automatisch unter Benutzerkontrolle korrigiert werden. Die Beurteilbarkeit der Rekonstruktionsgüte ist somit eine wesentliche Voraussetzung für die Erstellung anatomischer Modelle aus tomografischen Aufnahmedaten. Eine Beurteilung kann dabei i) visuell im Vergleich zum ursprünglichen Skalarfeld erfolgen, dessen Inhalt via *volume rendering* oder durch einzelne Schichten in Kombination mit dem rekonstruierten Modell

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

dargestellt wird, ii) durch Tests mit synthetischen Daten und anschließendem Vergleich, iii) durch definierte Landmarken, die direkt am Patienten vermessen und mit dem Modell verglichen werden und iv) durch Vermessungen von Tierkörpern oder Humanpräparaten, bei denen im Anschluss auch innere Strukturen exakt vermessen werden können. Das Problem bei der Überprüfung der Rekonstruktionsgenauigkeit ist somit nicht der Mangel an exakten Vergleichsmöglichkeiten sondern eher der fehlende Zugang [Gerig et al., 2001]. Ziel aus chirurgischer Sicht ist nach Haßfeld: „...den Segmentierungsprozess weitgehend zu automatisieren, was im Gesichtsbereich mit extremen Anomalien nicht so einfach funktionieren wird, und eine manuelle Nachkorrektur zu erlauben...“ [Haßfeld, 2000].

Die manuelle Nachkorrektur erfolgt im Rahmen dieser Arbeit mit dem eigens dafür konzipierten Segmentierungseditor, der Bestandteil der Software Amira ist. Die Vorgehensweise entspricht dem Grundprinzip "Teile und herrsche", bei dem das Skalarfeld durch sukzessive Trennung von Kopf und Hintergrund, Knochen und Weichgewebe, Schädel und Unterkiefer, Fett-/Bindegewebe und Muskeln usw. in Geweberegionen unterteilt wird. Anatomische Grundkenntnisse sind bei der Arbeit von Vorteil – Kunststoffmodelle und anatomische Atlanten [Bo et al., 1998; Putz und Pabst, 1999] eine weitere anschauliche Hilfe. Durch die Möglichkeit aus dem aktuellen 3D Label-Feld jederzeit die Gewebegrenzflächen zu extrahieren und computergrafisch darzustellen, lassen sich Segmentierungsfehler in der dreidimensionalen Darstellung schnell erkennen, lokalisieren und korrigieren (Abb. 3.8).

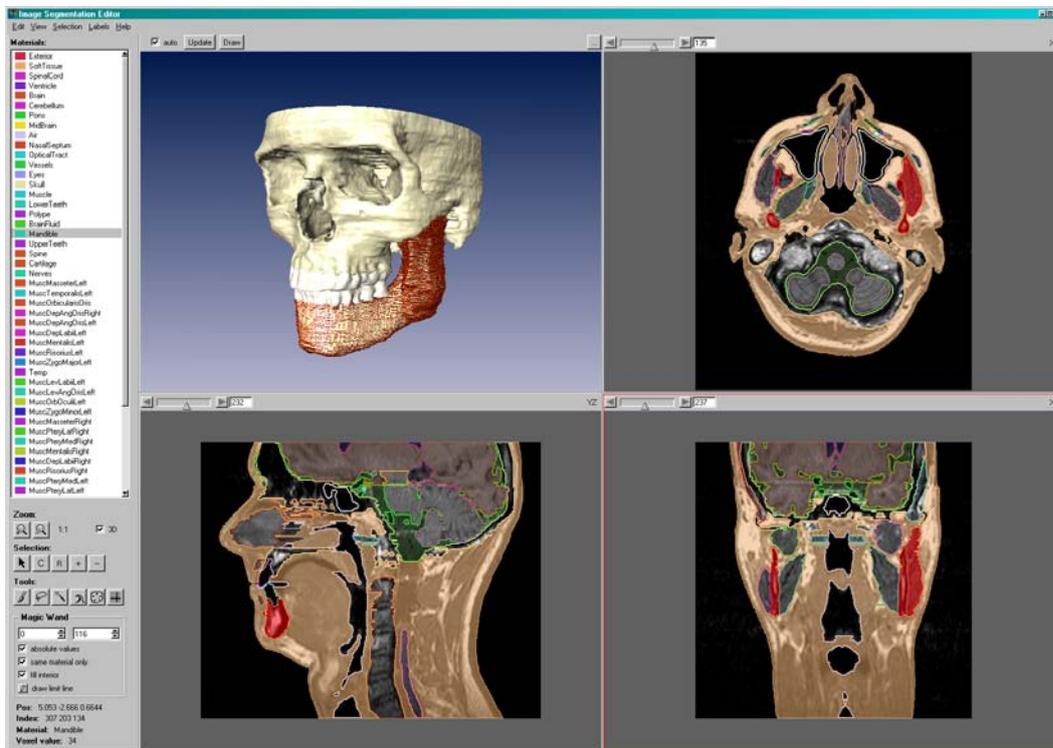


Abbildung 3.8: Segmentierung mit Amira in drei Ansichten mit 3D Kontrolle

3.2 Segmentierung tomografischer Bilddaten

Die Gewebeklassifikation erfolgt im kompletten 3D Skalarfeld, wobei die Originalschichten typischerweise die Grundlage für die Segmentierung bilden. Um die räumlichen Zusammenhänge und die Verläufe von Organen bei der Segmentierung besser beurteilen zu können, ist es auch möglich, in den beiden berechneten, orthogonal zu den Originalschichten liegenden Schnittansichten zu arbeiten und selektierte Regionen in allen drei Ansichten sowie in einer dreidimensionalen Ansicht zu kontrollieren (Abb. 3.8). Die Klassifikation erfolgt im Wesentlichen durch Markierung von Bildbereichen und Zuweisung eines Materials (*Label*). Die Markierung kann dabei entweder schichtweise und vollständig manuell durch Verwendung eines pinselähnlichen Werkzeuges erfolgen, oder durch Techniken der digitalen 2D und 3D Bildverarbeitung unterstützt werden. Dazu gehören u.a. ein 2D Verfahren zur automatischen Kantenverfolgung (*intelligent scissor*) [Stalling und Hege, 1996], ein *region growing* Verfahren in 2D und 3D, bei dem ein Grauwert im Bild ausgewählt und ein korrespondierender Grauwertbereich in Abhängigkeit von einer gegebenen Toleranz automatisch markiert wird [Adams und Bischof, 1994], sowie ein auf *level sets* basierendes Verfahren [Sethian, 1996], bei dem eine initiale geschlossene 2D Kontur in einer Region platziert wird, die sich Benutzer gesteuert expandieren lässt und sich in Abhängigkeit von Grauwertgradienten automatisch an Konturen in den Bilddaten anpasst [Chan und Vese, 2002; McInerney und Terzopoulos, 1996; Miller et al., 1991]. Die Verfahren lassen sich dabei auch auf einen unklassifizierten Bereich beschränken, in dem dann wieder, unter Bewahrung bereits segmentierter Gewebe, über das gesamte Grauwertspektrum segmentiert werden kann.

Mit morphologischen Operatoren (z.B. *dilation*) lassen sich Partialvolumenfehler ausgleichen [Soille, 2003]. Glättungsverfahren entfernen Segmentierungsfehler, die durch Bildstörungen entstanden sind. Regionen, die ein vorgegebenes Volumen bzw. eine vorgegebene Dicke unterschreiten, können automatisch unter Einhaltung der Konsistenz bereits klassifizierter Gewebe entfernt werden. Nicht klassifizierbare Bereiche, wie z.B. Störungen durch Metallartefakte lassen sich durch Interpolationsverfahren über benachbarte Schichten rekonstruieren (Abb. 3.9 a), und durch Auswahl weniger, orthogonaler Schichten lässt sich ein Hüllvolumen interpolieren, das den Segmentierungsraum eingrenzt in dem anschließend mittels Grauwert oder Kanten basierten Verfahren exakt segmentiert werden kann (Abb. 3.9 b).

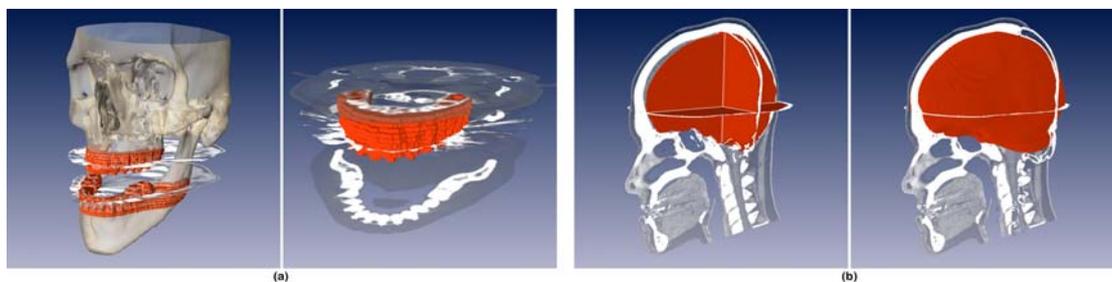


Abbildung 3.9: Segmentierung mit Amira: a) planare Interpolation zur Artefaktreduktion, b) multi-planare Interpolation zur Gebietseingrenzung

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Der Segmentierungseditor in Amira bildet ein mächtiges Werkzeug zur Klassifikation von Geweben in tomografischen Bilddaten. Durch medizinische und biologische Anwendungen erfolgt eine kontinuierliche Verbesserung, auch im Hinblick auf spezielle Fragestellungen, wie z.B. der Segmentierung sehr feiner Strukturen (Neuronen) in Schichtdaten aus der konfokalen Mikroskopie [Westerhoff, 2003], der Segmentierung ganzer Gefäßbäume mit sehr vielen Verzweigungen aus hochauflösenden tomografischen Angiogrammen [Fouard et al., 2004] oder der Atlas basierten Segmentierung von Organen unter Nutzung von a priori Wissen und mathematischen Methoden der 3D Formanalyse [Lamecker et al., 2003a, b]. Für den Fall, dass die Ausgangsdaten einen relativ großen bzw. variablen Schichtabstand aufweisen, lassen sich sowohl für das initiale 3D Skalarfeld der Aufnahmedaten als auch für das aus der Segmentierung resultierende 3D *Label*-Feld Zwischenschichten interpolieren, die zu kubischen Volumenelementen führen. Die Qualität der computergrafischen Darstellung und die Verlässlichkeit der anatomischen Repräsentation für die Planung hängen direkt von der Qualität der Segmentierung ab [Hege et al., 2002].

3.3 Oberflächenrekonstruktion

Zur Oberflächenrekonstruktion werden aus dem 3D *Label*-Feld die Grenzflächen extrahiert, wobei die Rekonstruktionsgüte durch die räumliche Auflösung, d.h. die Voxelgröße definiert ist. In einem naiven Ansatz würden die sichtbaren Voxeloberflächen auch die Oberfläche des rekonstruierten Modells beschreiben, was zu 'Lego' ähnlichen 3D Modellen führt (Abb. 3.10 a). Eine lineare Interpolation mit Subvoxelgenauigkeit verbessert die Rekonstruktion, doch sind in Abhängigkeit von der Voxelgröße (insbesondere bei einem relativ hohen Schichtabstand) oft deutliche Stufen zu erkennen (Abb. 3.10 b). Diesem Problem kann auf zwei Arten begegnet werden: Zum einen können Zwischenschichten bzw. innerhalb der Schichten Zwischenwerte interpoliert werden, wodurch sich die Anzahl der Voxel und somit auch der resultierenden Dreiecksflächen drastisch erhöht, zum anderen kann eine nicht-lineare Interpolation erfolgen [Nielson, 2003; Westerhoff, 2003] (Abb. 3.10 c).

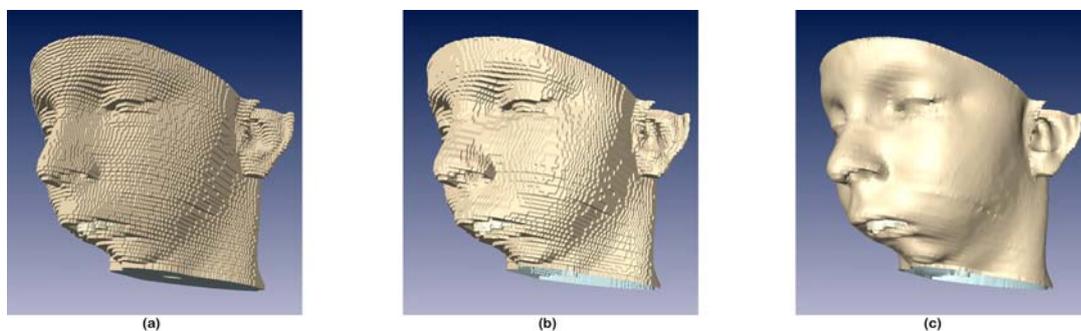


Abbildung 3.10: a) Voxeldarstellung eines *Label*-Feldes, b) linear interpolierte Oberflächen, c) kubisch interpolierte Oberflächen

Konventionelle Verfahren, wie z.B. der *Marching Cubes* Algorithmus von Lorenzen und Cline [1987], extrahieren aus einem 3D Skalarfeld zu *einem* Schwellenwert Oberflächen mannigfaltiger Topologie. Die Topologie eines polygonalen Oberflächenmodells bezieht sich auf die Konnektivität des zu Grunde liegenden Dreiecksnetzes und beschreibt Nachbarschaftsbeziehungen von Dreiecksflächen, Kanten oder Vertizes. Ein Dreiecksnetz bildet genau dann eine 2D Mannigfaltigkeit, wenn dessen lokale Topologie der einer Kreisscheibe entspricht. In geschlossenen Dreiecksnetzen besitzen immer genau zwei Dreiecksflächen eine gemeinsame Kante und jedes Dreieck hat genau drei Nachbardreiecke. Eine berandete 2D Manigfaltigkeit besitzt zudem Kanten, an denen nur ein Dreieck angrenzt. Für die vorliegende Arbeit sind allerdings Oberflächenmodelle gefordert, die eine Vielzahl von Materialregionen repräsentieren und somit auch eine nicht-mannigfaltige Topologie besitzen können. Dies ist bei anatomischen Modellen dann der Fall, wenn mehrere segmentierte Strukturen aneinandergrenzen, wie z.B. Muskeln und Weichgewebe an Knochen, Weichgewebe und Luft an Zähne usw. (siehe Abb. 3.11).

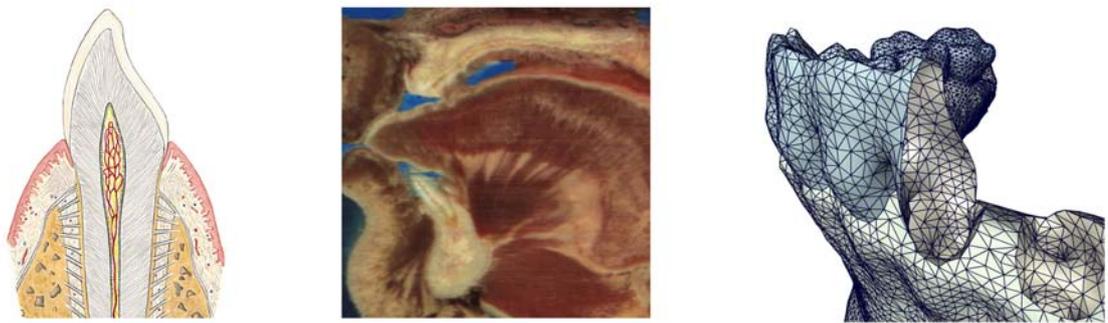


Abbildung 3.11: Gewebegrenzflächen mit nicht-mannigfaltiger Topologie

Keine der bekannten Arbeiten zur chirurgischen Planung an dreidimensionalen Oberflächenmodellen berücksichtigt die Kombination unterschiedlicher Gewebe in einem konsistenten Oberflächenmodell. Wenn überhaupt, dann werden separate Oberflächen für jede Teilstruktur erstellt, die dann zwar visuell in Kombination dargestellt werden können, doch keine korrekte Konnektivität besitzen. Nicht-mannigfaltige Oberflächenmodelle können zudem von vielen 3D Modellierungs- und Visualisierungsprogrammen nicht korrekt verarbeitet werden, sodass sogar Verfahren entwickelt wurden, diese zu 'reparieren', d.h. automatisch in sogenannte *patches*, also 2D Mannigfaltigkeiten zu überführen und so die 'mehrdeutige' Konnektivität wieder aufzuheben [Guéziec et al., 2001].

Das in Amira implementierte Rekonstruktionsverfahren generiert in Abhängigkeit des zu Grunde liegenden *Label*-Feldes Oberflächenmodelle mannigfaltiger und nicht-mannigfaltiger Topologie mit Subvoxelgenauigkeit, wobei, im Vergleich zu existierenden Verfahren mit binärer Klassifikation, mehr als zwei *label* pro Zelle erlaubt sind und die Interpolation des Grenzflächenverlaufes durch die Nutzung von Zu-

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

gehörigkeitswahrscheinlichkeiten noch verbessert wird [Hege et al., 1997; Stalling et al., 1998]. Das Verfahren ist robust und gewährleistet, dass die Oberflächenmodelle topologisch korrekt sind, d.h. keine Selbstüberschneidungen oder Löcher besitzen, dass jede Dreiecksfläche die beidseitig angrenzenden Gebiete korrekt repräsentiert und dass die Gewebegrenzflächen im gesamten Modell konsistent sind. Auch in Bereichen wo Geweberegionen an den Rand des Skalarfeldes stoßen werden Grenzflächen erzeugt, sodass alle Strukturen stets vollständig berandet sind. Oberflächenmodelle dieser Art sind eine wesentliche Voraussetzung für die Erzeugung konsistenter Volumengitter, bei denen jedes räumlich abgegrenzte Gebiet mit eindeutig klassifizierbaren Strukturelementen gefüllt ist.

3.4 Oberflächenvergrößerung

Die aus der Oberflächenrekonstruktion resultierenden Modelle besitzen typischerweise eine sehr hohe Auflösung. Bei Aufnahmen eines menschlichen Kopfes mit ca. 100 Schichten von 512×512 Bildpunkten und einem Abstand von 1–2 mm, bei denen 2 bis 4 Zwischenschichten interpoliert wurden, um kubische Voxel zu erhalten, steigt die Zahl der Dreiecksflächen bereits in den Bereich von mehreren Millionen. Solche Oberflächen im Rahmen der chirurgischen Planung interaktiv zu manipulieren ist derzeit auch auf den leistungsfähigsten Rechnern nicht möglich, sodass eine Vergrößerung des Oberflächenmodells vorgenommen werden muss. Für eine verzögerungsfreie 3D Visualisierung und die interaktive Schnitt- und Umstellungsplanung unter Kollisionkontrolle ist auf derzeitigen PC Grafikkarten die Oberflächenauflösung mit einer maximalen Anzahl von ca. 100 000–250 000 Dreiecksflächen limitiert. Dieser Wert stellt im Prinzip auch eine Obergrenze im Hinblick auf die Generierung eines Volumengitters aus diesen Grenzflächen dar, das typischerweise aus ca. der fünffachen Tetraederzahl besteht. Je nach Datenstruktur und Lösungsstrategie führt ein Gitter dieser Größe bei vielen FEM-Lösungsverfahren zu Speicherproblemen bzw. extrem langen Berechnungszeiten.

Anatomische Strukturen zeichnen sich im Allgemeinen durch komplexe organisch geformte Oberflächen aus. Bei der Simplifizierung von polygonalen Patientenmodellen für die computergestützte Planung müssen die realen anatomischen Verhältnisse erhalten bleiben und das Vergrößerungsverfahren im Hinblick auf die Bewahrung anatomischer Details, der Topologie und des Volumens ausgelegt sein. Dazu gibt es unterschiedliche Ansätze: Ein Modell kann z.B. in ein reguläres 3D Gitter wählbarer Auflösung eingebettet und Vertices in Gitterzellen zusammengefasst werden [Low und Tan, 1997; Rossignac und Borrel, 1993], oder das Oberflächenmodell kann durch *Scan*-Konvertierung in ein Volumenmodell überführt werden, aus dem anschließend wieder ein Oberflächenmodell reduzierter Auflösung rekonstruiert wird [He et al., 1995; Huang et al., 1998; Nooruddin und Turk, 2003]. Weiterhin kann zu einem vorgegebenen 3D Oberflächenmodell ein generisches Oberflächenmodell ge-

neriert werden, das anschließend durch kontrollierte iterative Unterteilung wieder an Oberflächendetails angepasst wird [Eck et al., 1995]. Eine weit verbreitete Methode der Oberflächenvergrößerung ist das iterative Entfernen von Vertizes oder Dreiecksflächen mit anschließender Korrektur der Konnektivität [Schroeder, 1997; Schroeder et al., 1992], wie sie auch in *vtk* bereit gestellt wird [Kitware, 2003]. Varianten davon fassen mehrere Vertizes zu einem Vertex zusammen (*vertex merge*) [Cohen et al., 1998, 1996] oder kontrahieren Dreieckskanten zu einem Vertex (*edge collapse*) [Erikson und Manocha, 1999; Garland und Heckbert, 1997, 1998; Hoppe, 1999], der anschließend in Anlehnung an die ursprüngliche Oberfläche geeignet platziert wird. Einen generellen Überblick über Verfahren zur Vergrößerung polygonaler Oberflächenmodelle liefern die Arbeiten von Heckbert und Garland [1997], Puppato und Scopigno [1997], Cignoni et al. [1998] und Luebke [2001].

Aus der Vielzahl von Methoden zur Oberflächensimplifizierung stellen die Arbeiten von Cohen et al. [1996], Garland und Heckbert [1997] und Erikson und Manocha [1999] die geeignetsten Ansätze zur kontrollierten Vergrößerung anatomischer Modelle unter bestmöglicher Bewahrung von Detail, Topologie und Volumen dar. Das Verfahren von Cohen et al. generiert aus einem Oberflächenmodell in Richtung der Oberflächennormalen und der Anti-Normalen zwei korrespondierende Oberflächen mit einem vorgegebenen Abstand $\pm \delta$. Im Falle der Selbstüberschneidung aufgrund der Oberflächenkrümmung wird der Wert für δ lokal sukzessive verringert bis Überschneidungsfreiheit vorliegt. Anschließend können Vertizes des ursprünglichen Oberflächenmodells innerhalb der beiden eingrenzenden Oberflächen unter Berücksichtigung eines maximalen Fehlers neu platziert werden. Das Verfahren führt zwar zu sehr guten Approximationen der Oberfläche, doch eine robuste automatische Generierung der sogenannten 'Simplifizierungshülle' erscheint für komplexe anatomische Geometrien nicht möglich, und ohne aufwändige Modifikationen beschränkt sich dieser Ansatz auch nur auf 2D Mannigfaltigkeiten.

Ein schnelles und robustes Verfahren zur Vergrößerung von polygonalen Oberflächenmodellen stammt von Garland und Heckbert [1997]. Hierbei werden benachbarte Vertizes daraufhin untersucht, welcher Fehler sich aus deren Zusammenfassung ergibt. Der Fehler berechnet sich aus dem Hausdorff-Abstand zwischen einem Vertex und den Flächen aller angrenzenden Dreiecke und kann in Form einer symmetrischen 4×4 Matrix ausgedrückt werden. Der Hausdorff-Abstand d zwischen der ursprünglichen Oberfläche O und der vergrößerten Fläche S besagt dabei allgemein, dass sich jeder Punkt in S im Abstand d zu einem Punkt in O befindet und umgekehrt [Aspert et al., 2002; Guézic, 2001]. Der Vergrößerungsfehler ergibt sich aus der Summe der Matrizen zweier Vertizes, und alle Vertexpaare werden entsprechend der Größe des aus einer Fusion resultierenden Quadrikenfehlers in einer Liste sortiert. Anschließend wird das Vertexpaar mit der geringsten Fehlererwartung entfernt und die Quadrikenfehler aller involvierten Vertexpaare aktualisiert. Da das Verfahren keinen Unterschied zwischen Vertexpaaren macht, die über eine Dreieckskante verbunden sind oder nicht, beschränkt es sich nicht auf die Sim-

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

plifizierung von Oberflächenmodellen mannigfaltiger Topologien. Die Berechnung fällt allerdings aufgrund der Untersuchung benachbarter Vertizes mit einem maximal zulässigen Abstand d in die Aufwandsklasse $O(n^2)$ und wird extrem langsam, wenn d gegen die Länge der Diagonalen der *bounding box* eines hochaufgelösten Oberflächenmodells konvergiert. Dieses Problem wurde u.a. in der Arbeit von Erikson und Manocha [1999] behandelt, in der ein adaptiver Grenzwert für potenzielle Vertexpaare zur Einschränkung des Suchraumes automatisch bestimmt wird.

Für die vorliegende Arbeit wird ein in Amira implementiertes Simplifizierungsverfahren verwendet, das auf der Arbeit von Garland und Heckbert [1997] basiert, die Modifikation von Erikson und Manocha [1999] berücksichtigt und durch die Verwendung geeigneter Datenstrukturen, wie einem *Octree* und einer in Form eines *Fibonacci-Heaps* implementierten *priority queue* [Fredman und Tarjan, 1987] relativ schnell und robust zu vergrößerten polygonalen Oberflächenmodellen mit kontrolliertem Fehler führt. Da die initiale Triangulation immer der ursprünglichen Größe der Volumenelemente entspricht und planare Randflächen durch eine Vielzahl koplanarer Dreiecksflächen repräsentiert werden, können diese vorangehend, also direkt nach der in Abschnitt 3.3 beschriebenen Oberflächenrekonstruktion, iterativ zusammengefasst werden. Hierbei ist lediglich zu beachten, dass die Ausdünnung planarer Bereiche unter Berücksichtigung einer maximal zulässigen Kantenlänge erfolgt, da die Dreiecksgröße Ausschlag gebend für die Größe der nachfolgend zu erzeugenden Volumengitterelemente ist. Der Grenzwert sollte deshalb die Ausdehnung der kleinsten zu rekonstruierenden Strukturen nicht überschreiten (in der Regel max. 2 mm zur Bewahrung von Details im Dentalbereich). Auf diese Art lassen sich oft bereits 20–40% aller Dreiecksflächen aus dem Oberflächenmodell eines Kopfes entfernen (Abb. 3.12 b). Die anschließende oder auch ausschließliche Vergrößerung des Oberflächenmodells mittels Fehlerquadriken kann durch Angabe einer Fehlerschranke und einer maximal zulässigen Kantenlänge gesteuert werden, die für das gesamte Oberflächenmodell gilt.

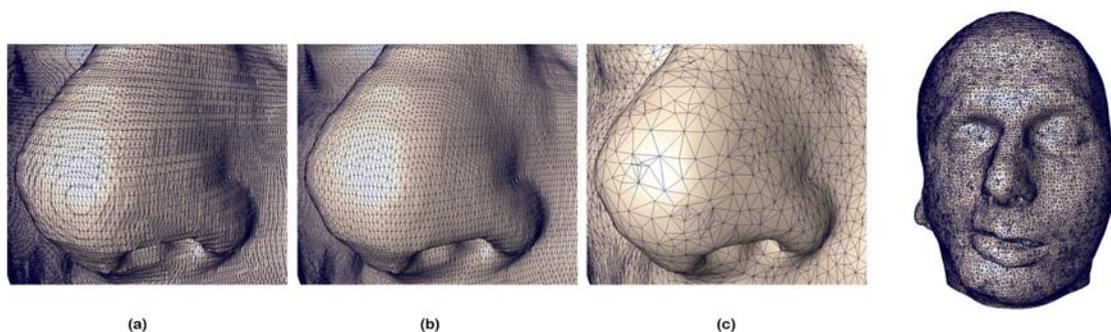


Abbildung 3.12: Beispiele für kontrollierte Oberflächenvergrößerungen: a) initial rekonstruiertes Modell (3,5 Millionen Dreiecke), b) nach Zusammenfassung koplanarer Dreiecke (40% Reduktion), c) simplifiziertes Modell (100 000 Dreiecksflächen)

In Abbildung 3.12 c ist ein vergrößertes Patientenmodell gezeigt. Die Simplifizierung erfolgte homogen für das gesamte Modell und ist in Bereichen mit stärkerer Oberflächenkrümmung etwas geringer als in planaren Regionen. Dennoch lässt sie sich nicht entsprechend lokaler Auflösungsanforderungen steuern. In Gewebebereichen, in denen mit einer Deformation im Rahmen der Simulation zu rechnen ist, sollte die Oberflächendiskretisierung feiner sein als in irrelevanten oder statischen Bereichen. Das gilt insbesondere für die Fälle, bei denen innerhalb der Simulation keine adaptive Gitterverfeinerung erfolgt bzw. keine Formfunktionen höheren Grades Anwendung finden [Braess, 2003]. Zudem müssen bei der Oberflächensimplifizierung visuelle Details des Gesichtes berücksichtigt werden, da Verzerrungen gering aufgelöster Dreiecksnetze deutlicher auffallen. Insgesamt ist es das Ziel, Oberflächenmodelle mit einer für die Planung und Simulation ausreichenden Auflösung zu rekonstruieren, die Gesamtzahl aller Dreiecksflächen jedoch für eine interaktive Visualisierung und Planung sowie die Generierung eines Finite-Elemente Volumengitters so gering wie möglich zu halten.

Zu diesem Zweck wurde im Rahmen dieser Arbeit das Verfahren zur Vergrößerung des Oberflächenmodells dahingehend erweitert, dass nicht nur der gesamten Oberfläche eine Schranke für die maximal zulässige Kantenlänge zugeordnet werden kann, sondern jeder Dreiecksfläche. Diese Vorgaben werden bei der Auswertung der Fehlerquadriken berücksichtigt und Vertexpaare, deren Abstand bei der Vergrößerung die maximal zulässige Kantenlänge übersteigen würde, am Ende der Verarbeitungsliste einsortiert. Das Simplifizierungsverfahren berücksichtigt dadurch solange den Quadrikenfehler bis die allgemein vorgegebene Fehlerschranke erreicht wurde oder alle Kanten ihre maximal zulässige Kantenlänge erreicht haben. Auf diese Art ist eine lokal adaptive Steuerung des Simplifizierungsprozesses möglich.

Die maximale Kantenlänge lässt sich dabei auf zwei Arten festlegen: Zum einen können alle Gewebegrenzen im Modell mit einem individuellen Wert parametrisiert werden. Dieser kann für jede Geweberegion in einer Materialliste explizit angegeben oder einer Datenbank entnommen werden (Abb. 3.13 a). Da Grenzflächen immer ein inneres und ein äußeres Gebiet beranden, überwiegt bei der Zuordnung einer maximalen Elementgröße stets das Minimum der beiden Werte. Das gilt ebenfalls für die Grenzfläche zu Luft, der initial ein maximaler Wert zugewiesen wird. Nicht gesondert spezifizierten Gewebegrenzen wird der Wert der durchschnittlichen Kantenlänge aller zugehörigen Dreiecksflächen zugeordnet, wodurch diese in ihrer Gesamtauflösung nicht vergrößert sondern lediglich homogenisiert werden. Weiterhin lassen sich direkt am 3D Modell Bereiche auswählen, für die der vorgegebene Wert verändert, z.B. lokal reduziert werden kann. Aus dem in Abbildung 3.13 b gezeigten Beispiel ist ersichtlich, dass der Hautoberfläche eine maximal zulässige Kantenlänge von 10 mm zugeordnet, dieser Wert aber im Gesichtsbereich auf bis zu 5 mm reduziert wurde. Die vorgegebene Kantenlänge je Dreieck kann dabei auf der Oberfläche farbkodiert und unter Nutzung einer geeigneten Farbzuoordnungstabelle visualisiert und überprüft werden.

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung



Abbildung 3.13: Vorgabe max. Kantenlängen für die Simplifizierung: a) gewebespezifisch über eine Materialliste, b) regional durch Markierung auf dem Oberflächenmodell

Die Vorgabe lokal unterschiedlicher Kantenlängen auf dem Oberflächenmodell führt zu Sprüngen in der Elementgröße, die im Hinblick auf eine optimale Gitterqualität nicht erwünscht sind [Borouchaki et al., 1998]. Um bei der Vergrößerung solche un stetigen Übergänge zu vermeiden, können die Simplifizierungsvorgaben, die in Form eines Skalarfeldes vorliegen, das auf den Dreiecksflächen des Oberflächenmodells definiert ist, geglättet werden. Im einfachsten Fall wird zu jedem Dreieck t der arithmetische Mittelwert l_{mean} aus dessen vorgegebener Kantenlänge l_t und der aller angrenzenden Dreiecksflächen l_n gebildet und das Minimum aus Mittelwert und ursprünglicher Vorgabe zugewiesen (*minimum propagation* (3.2)).

$$l_{max} = \operatorname{argmin}\left(\frac{1}{N+1}\left(l_t + \sum_{n=1}^N l_n\right), l_t\right) \quad \text{mit } N = \text{Anzahl der Nachbardreiecke} \quad (3.2)$$

Eine bessere Konvergenz ergibt sich, wenn die maximal zulässige Kantenlänge in Abhängigkeit vom Abstand benachbarter Elemente sukzessive vom kleineren zum größeren Wert angepasst wird (Abb. 3.14). Implementiert wurde ein entsprechendes Verfahren unter Berücksichtigung des euklidischen Abstandes zwischen den Schwerpunkten benachbarter Dreiecksflächen.

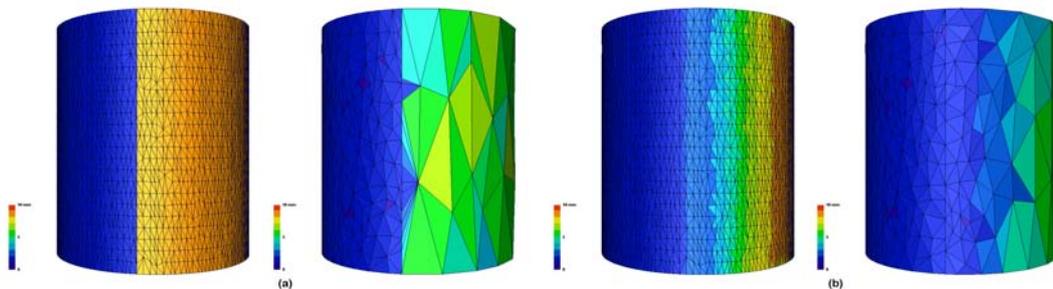


Abbildung 3.14: a) Simplifizierungsvorgabe und entsprechende Vergrößerung, b) Ergebnis nach Glättung der Kantenlängenbeschränkung

3.5 Oberflächenoptimierung zur Gittergenerierung

In Abbildung 3.15 ist ein aus solchen Vorgaben resultierendes Oberflächenmodell im Vergleich zum Resultat einer uneingeschränkten Vergrößerung dargestellt (maximale Kantenlängen farblich kodiert). Die Oberflächenauflösung der Augen-, Nasen- und Mundregion liegt entsprechend der Vorgaben bei ca. 5 mm und nimmt an den Rändern der markierten Regionen kontinuierlich bis zum maximal zulässigen Wert von 10 mm zu. Im Innern, d.h. an der Knochen-/Weichgewebegrenze, dominiert der für Knochen vorgegebene Maximalwert von 8 mm. Auf diese Art lassen sich Oberflächenmodelle mit kontrollierter, *lokal adaptiver* Auflösung zur Bewahrung planungsrelevanter Details generieren.

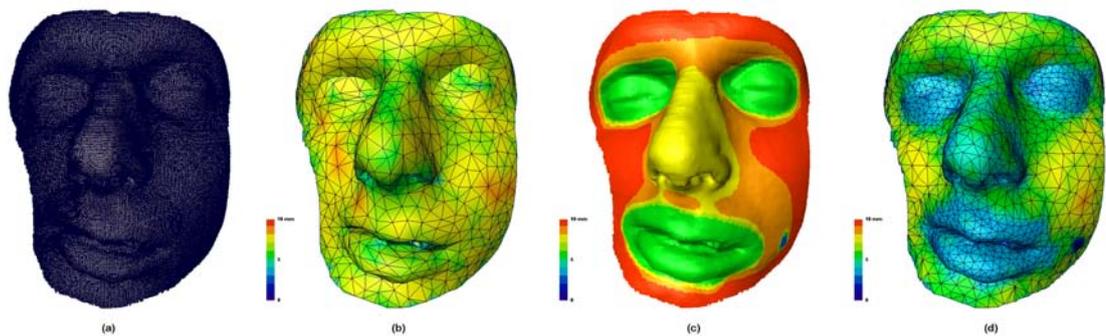


Abbildung 3.15: Selektive Vergrößerung: a) initiales, hochaufgelöstes Oberflächenmodell, b) Vergrößerung mittels Fehlerquadriken, c) Simplifizierungsvorgabe, d) lokal adaptiv vergrößerte Oberfläche

3.5 Oberflächenoptimierung zur Gittergenerierung

Die entsprechend des vorangehenden Abschnitts vergrößerten Modelle sind für eine interaktive Knochenschnitt- und Umstellungsplanung bereits adäquat. Auch die Detailgenauigkeit und die visuelle Darstellungsqualität entsprechen den Anforderungen. Für die Generierung FEM-tauglicher Volumengitter zur mechanischen Simulation von Weichgewebedeformationen gibt es allerdings noch Verbesserungsbedarf. Bei der Gittergenerierung wird das gesamte Weichgewebe inklusive aller Substrukturen mit Volumenelementen gefüllt, wobei die ursprünglichen Grenzflächen erhalten bleiben und den Rand des jeweiligen Gebietes definieren. Im Innern aller Gebiete werden neue Vertizes eingefügt und diese sowohl untereinander als auch mit der Randfläche so verbunden, dass ein topologisch korrektes Gitter über das gesamte Volumen entsteht. Für die Qualität des Gitters im Hinblick auf eine mechanische Simulation sind zwei Kriterien ausschlaggebend: Zum einen muss die Qualität der Gitterelemente im Hinblick auf ihre Form einer Mindestforderung genügen und diese hängt u.a. auch von der Qualität der Dreiecke auf den Grenzflächen ab, zum anderen sind alle Gebiete mit einer ausreichenden, jedoch nicht zu hohen Zahl von Strukturelementen zu füllen, was bedeutet, dass die Elementgröße in Abhängigkeit

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

von der Ausdehnung der zu vergitternden Regionen geeignet variiert werden muss. Auf beide Forderungen wird in diesem Abschnitt eingegangen. Die Details zur Gittergenerierung sind im nachfolgenden Abschnitt 3.6 beschrieben. An dieser Stelle ist lediglich wichtig zu verstehen, dass das vergrößerte polygonale Oberflächenmodell die Basis für die Gittergenerierung bildet und in seiner Gesamtheit mit allen Randflächen des resultierenden Gitters *identisch* sein soll.

Das in Abschnitt 3.4 beschriebene Vergrößerungsverfahren ist hinsichtlich der Forderung nach einer ausreichenden Anzahl von Strukturelementen, insbesondere in sehr schmalen Gebieten mit dicht beieinander liegenden Grenzflächen noch verbesserungsfähig. Die Oberflächenauflösung kann zwar lokal für Geweberegionen vorgegeben und auch über verbundene Gewebegrenzen geglättet werden, sie berücksichtigt jedoch nicht den Abstand zwischen benachbarten, *nicht verbundenen* Grenzflächen. Ist die gewählte Oberflächenauflösung groß im Verhältnis zu diesem Abstand, dann lassen sich zu den Dreiecksflächen nur sehr flache, d.h. hinsichtlich der Elementqualität *degenerierte* Tetraeder in solche Regionen einpassen (Abb. 3.16). Da zur Assemblierung der Steifigkeitsmatrix für eine FE-Analyse die Ableitungen der Formfunktionen gebildet werden müssen und diese umgekehrt proportional zum Volumen eines Elementes sind, führen degenerierte Elemente mit sehr geringem Volumen, in Kombination mit großen Knotenverschiebungen auch zu großen lokalen Fehlern in der Lösung. Im schlechtesten Fall sind die resultierenden Gleichungssysteme nicht lösbar. Ziel ist es somit, über alle Geweberegionen ein Volumengitter zu erzeugen, dessen Elemente ein Formkriterium erfüllen, das den Anforderungen an eine robuste numerische Lösung partieller Differentialgleichungen auf dem gesamten Gitter genügt.

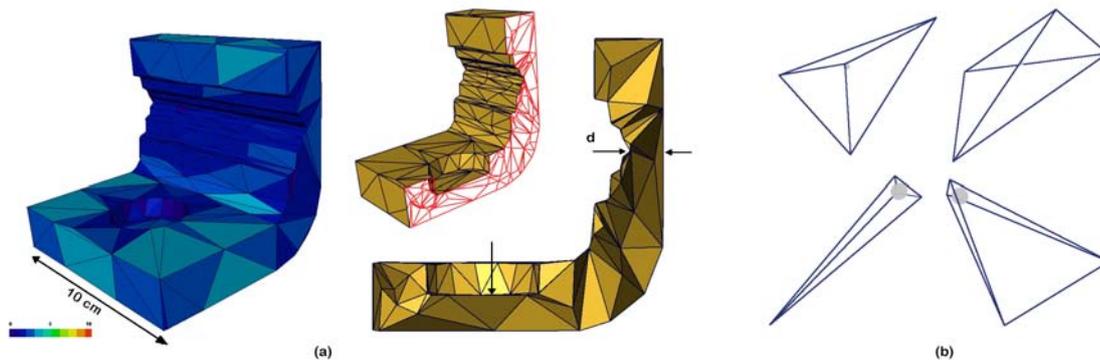


Abbildung 3.16: a) Vergitterung einer schmalen Region mit Tetraederelementen, b) Beispiele für degenerierte Tetraeder (*cap, sliver, needle, wedge*)

Betrachtet man Tetraederelemente, dann besteht ein hinsichtlich innerer Interpolationseigenschaften optimales Tetraeder aus vier gleichseitigen Dreiecken. In der Praxis lässt sich dieses Formkriterium für komplexe räumliche Geometrien allerdings nur schwer erfüllen. Setzt man nun den Abstand d benachbarter Grenzflächen S_A und S_B ins Verhältnis zu den Kantenlängen l der Dreiecke auf diesen Flächen

3.5 Oberflächenoptimierung zur Gittergenerierung

und berücksichtigt, dass sich zwischen diesen Flächen immer eine minimale Anzahl N an Tetraederelementen befinden soll [Sullivan et al., 1997], dann ergibt sich aus dem vorgegebenen Abstand d in jedem Punkt der Oberflächen eine maximal zulässige Kantenlänge l_{max} .

$$l_{max} = \frac{2d}{N \tan \alpha} \hat{=} 0,73 \frac{d}{N} \quad \text{bei } \alpha = 70^\circ \quad (3.3)$$

Nachdem, wie in Abschnitt 3.4 beschrieben, die maximal zulässigen Kantenlängen für alle Grenzflächen festgelegt wurden, muss diese Vorgabe hinsichtlich der Kriterien für die Gittergenerierung überprüft und ggf. angepasst werden. Zu diesem Zweck wurde ein Verfahren zur automatischen Nachbearbeitung des Kantenlängen beschränkenden Oberflächenskalarfeldes implementiert. Nach Festlegung gewebe-spezifischer Grenzwerte und manueller Vorgabe lokaler Einschränkungen werden alle Dreiecksflächen auf ihren Abstand d zu benachbarten Grenzflächen untersucht und der vorgegebene Wert l auf den Wert $\text{argmin}(l, l_{max})$ korrigiert. Zur Beschleunigung des Verfahrens wird der Suchraum für jedes Dreieck in Richtung der Normalen und der Anti-Normalen auf ein Volumen beschränkt, das von der ursprünglich vorgegebenen Kantenlänge l abhängt (Abb. 3.17) und zusätzlich eine *Octree* Datenstruktur zur Ermittlung der Nachbardreiecke verwendet.

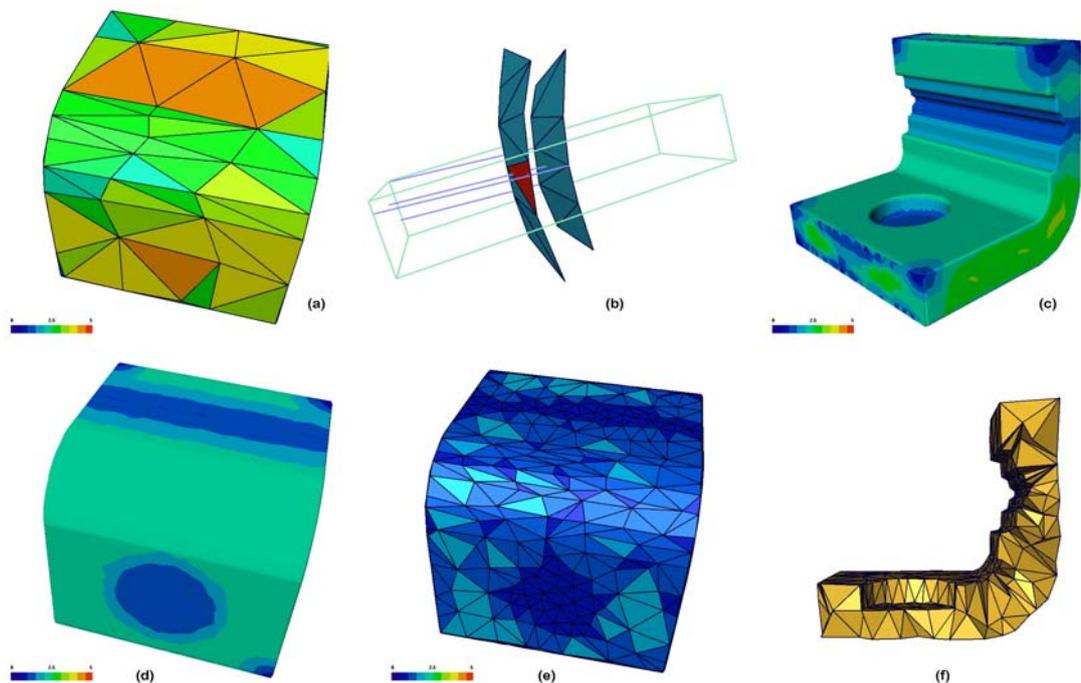


Abbildung 3.17: a) Vergrößerung gemäß Abb. 3.16, b) Suchvolumen entsprechend der Längenvorgabe, c-e) Korrektur der maximal zulässigen Kantenlänge und Vergrößerung in Abhängigkeit von der Gebietsausdehnung, f) Tetraedergitter nach Optimierung

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Das Ergebnis der Kantenlängenkorrektur für ein Patientenmodell ist in Abbildung 3.18 dargestellt. Es ist deutlich erkennbar, dass Bereiche geringer Weichgewebedicke, wie z.B. der Nase, der Stirn, der Schläfen und der Ohren eine entsprechende maximale Kantenlänge zugewiesen bekommen haben. Auch am Schädelmodell kann man bei den korrespondierenden Regionen, aber auch im Bereich des Wangenknochens und der Zähne eine Anpassung der Vorgaben an die realen geometrischen Verhältnisse erkennen (Abbildung 3.18 b). Das korrigierte Skalarfeld führt nach Glättung zu einer Simplifizierungsvorgabe, wie sie letztendlich für dieses Modell verwendet wurde. Das resultierende vergrößerte Oberflächenmodell entspricht diesen Vorgaben (Abb. 3.18 c).

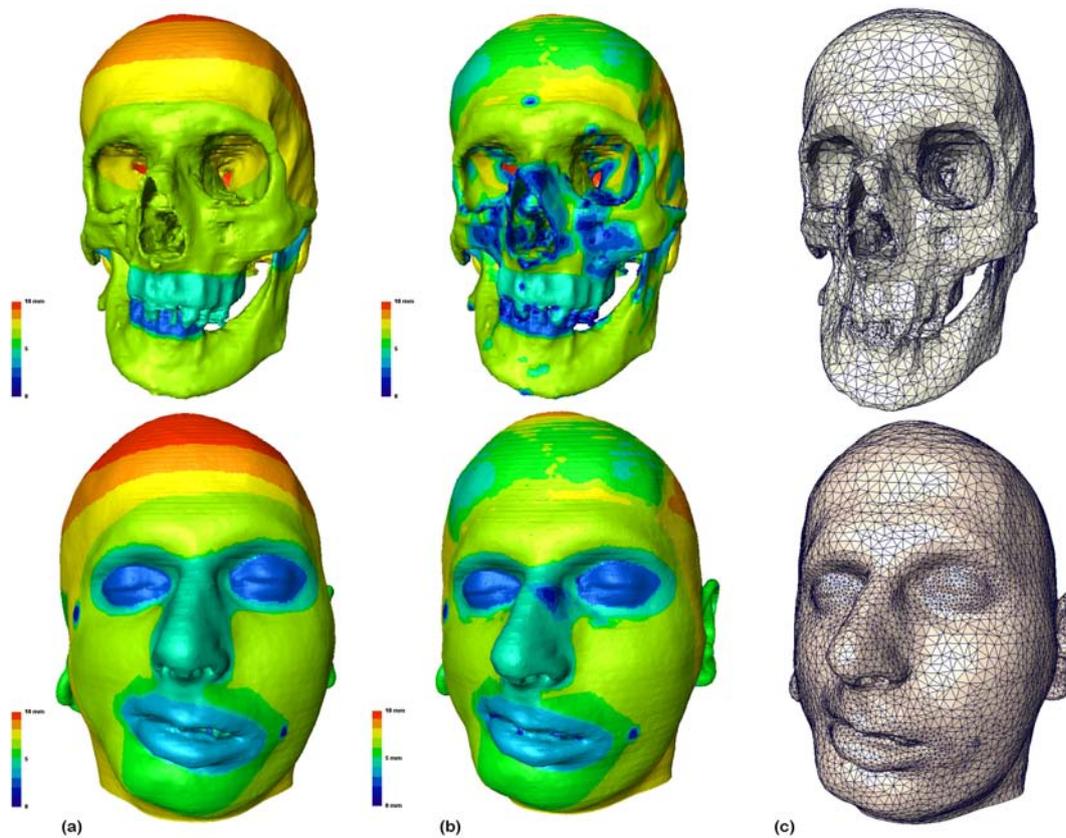


Abbildung 3.18: a) initiale Vergrößerungsvorgabe, b) Korrektur unter Berücksichtigung der Gewebeausdehnung, c) vergrößertes Modell

Nach der automatischen Vergrößerung des Oberflächenmodells, bei der die Anzahl der Dreiecke um bis zu 90% reduziert wird, muss das resultierende Modell noch im Hinblick auf die automatische Generierung eines Tetraedergitters kontrollierter Qualität optimiert werden. Das bedeutet, dass durch die Simplifizierung ggf. entstandene Überschneidungen von Oberflächenbereichen bzw. koplanare oder falsch orientierte Dreiecksflächen, sowie zu kurze Kanten und daraus resultierende Dreiecke mit einem schlechten Aspektverhältnis korrigiert werden müssen. Weiterhin

3.5 Oberflächenoptimierung zur Gittergenerierung

können Winkelbeziehungen zwischen benachbarten Dreiecksflächen optimiert werden, um die Qualität angrenzender Tetraeder über eine für die numerische FE-Simulation erforderliche Schwelle zu heben. Die Qualität Q_G eines Gitters G , also einer Menge von Elementen E , definiert sich dabei über die Qualität Q_E des Elementes mit dem schlechtesten Aspektverhältnis [Frey und Borouchaki, 1999].

$$Q_G = \min_{E \in G} (Q_E) \quad (3.4)$$

Für ein Tetraederelement, das sich aus vier begrenzenden Dreiecksflächen gegebener Qualität Q_D zusammensetzt, lässt sich nach George und Borouchaki unter Berücksichtigung der schlechtesten Dreiecksqualität Q_{Dmin} eine Elementqualität Q_E abschätzen

$$Q_E \approx \frac{\sqrt{2}}{2} Q_{Dmin} + 1 - \frac{\sqrt{2}}{2}, \quad (3.5)$$

wobei die Qualität Q im Bereich $0 \dots 1$ angegeben wird, und der Maximalwert aus dem Aspektverhältnis eines gleichseitigen Dreieckes resultiert [George und Borouchaki, 1998]. Diese Abschätzung ist jedoch offensichtlich ungenau für extrem degenerierte Dreiecke mit einer Qualität $Q_D \rightarrow 0$. Alternativ zur Abschätzung der Tetraederqualität Q_T von George und Borouchaki mittels (3.5) kann unter der Annahme, dass das Verhältnis von Umkugel zu Inkugel eines Tetraeders nie kleiner ist als das von Umkreis zu Inkreis des Dreiecks mit der schlechtesten Qualität Q_{Dmin} , die Abschätzung einer unteren Grenze für Q_E auch wie in (3.6) erfolgen.

$$\frac{3}{Q_E} \geq \frac{2}{Q_{Dmin}} \quad \Rightarrow \quad Q_E \leq 1,5 Q_{Dmin} \quad (3.6)$$

Zur Beschreibung der Dreiecksqualität lassen sich unterschiedliche Qualitätsmaße festlegen. Ein verbreitetes Maß ist das Verhältnis der längsten Kante l_{max} zum Inkreisradius r_i . Für ein gleichseitiges Dreieck, mit $Q_{Dmax} = 1$, gilt der Zusammenhang $Q_D = \beta \frac{r_i}{l_{max}}$, mit $\beta = \frac{6}{\sqrt{3}}$. Ebenso lassen sich Verhältnisse zwischen kleinstem und größtem Winkel, geringster Höhe und längster Kante, In- und Umkreisradius etc. bewerten. [Cavendish et al., 1985]. Für Tetraeder gibt es ebenfalls diverse Qualitätskriterien, wie z.B. das Verhältnis zwischen den Radien von Umkugel und Inkugel, der längsten Kante und dem Inkugelradius, der längsten und der kürzesten Kante, dem Volumen und der Oberfläche und diverse mehr. Eine Zusammenfassung typischer Qualitätsmerkmale findet sich u.a. in [Parthasarathy et al., 1993] sowie in [George und Borouchaki, 1998, Kapitel 8]. Die zu erwartende Gitterqualität hängt somit von der Qualität der Dreiecke des Oberflächenmodells und deren Anordnung zueinander, also den Winkeln zwischen benachbarten Dreiecksflächen ab. Dreiecksflächen mit geringer Qualität bzw. sehr kleine Winkel zwischen benachbarten Dreiecksflächen führen zu Tetraedern mit schlechter Qualität.

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Dreiecksqualität: Die Dreiecksqualität Q_D ergibt sich aus dem Verhältnis von Umkreis- zu Inkreisradius. Bei gleichseitigen Dreiecken fallen die Mittelpunkte des In- und Umkreises mit dem Schwerpunkt zusammen und der Wert beträgt 2, für degenerierte Dreiecke konvergiert er gegen ∞ . Eine Dreiecksqualität im Intervall $0 \dots 1$ ergibt sich somit aus: $Q_D = 2 \frac{r_i}{r_u}$.

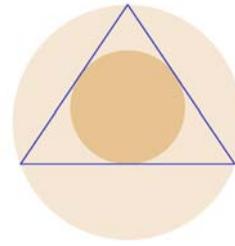


Abbildung 3.19: Aspektverhältnis eines Dreiecks

Dihedralwinkel: Der Dihedralwinkel δ beschreibt den Winkel zwischen zwei, über eine gemeinsame Kante verbundenen Dreiecksflächen und variiert zwischen 0 und 180° . Ziel ist die Generierung von Tetraedern mit einem größtmöglichen Verhältnis von Umkugel- zu Inkugelradius bei einer vorgegebenen Seitenfläche. In einem Tetraeder, das aus vier gleichseitigen Dreiecken besteht, beträgt δ für alle Kanten ca. 70° .

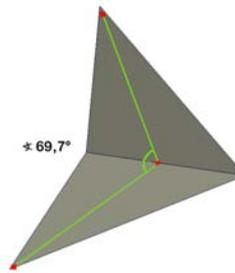


Abbildung 3.20: Winkel zwischen zwei Dreiecksflächen

Tetraederqualität: Für ein vorgegebenes Dreiecksnetz wird zu jedem Dreieck das Tetraeder mit dem bestmöglichen Aspektverhältnis ermittelt, das sich in Abhängigkeit von seiner Umgebung generieren lässt. Die Qualität eines Tetraeders Q_T wird dabei aus dem Verhältnis von Umkugel- zu Inkugelradius berechnet. Der optimale Wert für ein Tetraeder, das aus vier gleichseitigen Dreiecken besteht, ist 3. Die Tetraederqualität ergibt sich somit in Analogie zur Dreiecksqualität aus: $Q_T = 3 \frac{r_i}{r_u}$.

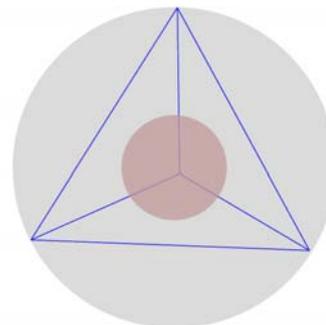


Abbildung 3.21: Aspektverhältnis eines Tetraeders

Ziel ist es, durch Vertexverschiebungen, Kantenvertauschung, Kantenunterteilung usw. Werte für i) die Dreiecksqualität Q_D , ii) den Dihedralwinkel δ und iii) die Qualität Q_T der an die Oberflächen grenzenden Tetraeder zu erhalten, die die

3.5 Oberflächenoptimierung zur Gittergenerierung

folgenden Grenzwerte nicht unterschreiten:¹ i) $Q_{Dmin} = 0,1$, $Q_{Dopt} > 0,2$,
 ii) $\delta_{min} = 10$, $\delta_{opt} > 20$ und iii) $Q_{Tmin} = 0,04$, $Q_{Topt} > 0,08$. In Tabelle 3.1 sind
 exemplarisch einige Qualitätskriterien für ein initial vergrößertes und anschließend
 optimiertes Oberflächenmodell aufgeführt.

Tabelle 3.1: Oberflächen- bzw. Gitterqualität am Beispiel

	vergrößertes Modell (I)	optimiertes Modell (II)
Anzahl der Vertices:	40 336	27 733
Anzahl der Kanten:	121 542	84 042
Anzahl der Dreiecke:	81 323	56 267
kürzeste Kante: l_{min}	$1,7010^{-4} \text{ cm}$	$0,03 \text{ cm}$
längste Kante: l_{max}	$0,99 \text{ cm}$	$0,99 \text{ cm}$
geringste Höhe: h_{min}	≈ 0	$0,02 \text{ cm}$
größte Höhe: h_{max}	$0,97 \text{ cm}$	$0,97 \text{ cm}$
kleinste Fläche: A_{min}	$4,4510^{-10} \text{ cm}^2$	$9,9910^{-4} \text{ cm}^2$
größte Fläche: A_{max}	$0,42 \text{ cm}^2$	$0,42 \text{ cm}^2$
kleinster Dreieckswinkel: α_{min}	$0,01^\circ$	$5,77^\circ$
größter Dreieckswinkel: α_{max}	$179,98^\circ$	$149,57^\circ$
kleinster Inkreisradius: $r_{i min}$	$8,7210^{-9} \text{ cm}$	$8,9110^{-3} \text{ cm}$
größter Umkreisradius: $r_{u max}$	$1912,72 \text{ cm}$	$0,93 \text{ cm}$
geringste Dreiecksqualität: Q_{Dmin}	$9,1110^{-12}$	$0,14$
kleinster Dihedralwinkel: δ_{min}	$0,05^\circ$	$13,54^\circ$
geringste Tetraederqualität: Q_{Tmin}	$6,8410^{-12}$	$0,11$

In Abbildung 3.22 sind die drei berücksichtigten Qualitätskriterien in Form eines Histogramms und in Abbildung 3.23 die zu erwartende Tetraederqualität farbko-
 diert auf dem jeweiligen Oberflächenmodell dargestellt.

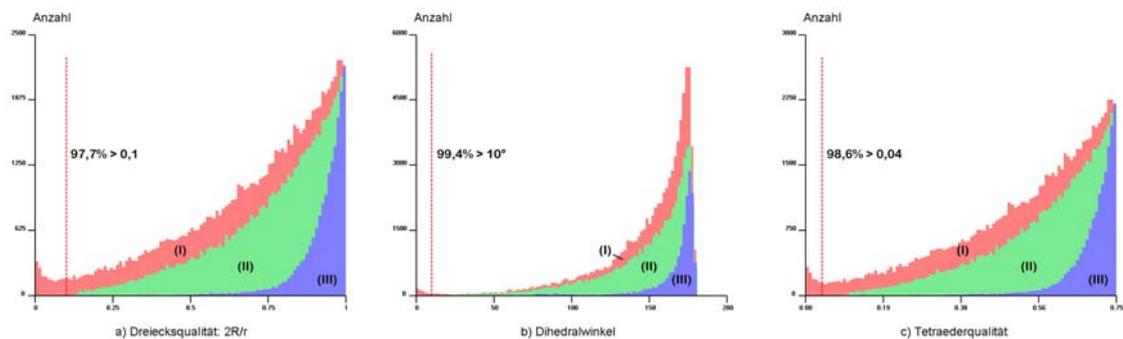


Abbildung 3.22: a) Dreiecksqualität, b) Dihedralwinkel, c) Tetraederqualität zu den
 in Abb. 3.23 gezeigten Oberflächen

¹Die Einhaltung dieser Grenzwerte garantiert FE taugliche Tetraederelemente (Abschnitt 5.3).

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Um vom initial vergrößerten Modell (I) zum optimierten Modell (II) zu gelangen, mussten ca. 3% der Dreiecksflächen, unter Berücksichtigung ihrer lokalen Nachbarschaft modifiziert werden. Eine optimale Gitterqualität wird jedoch durch ein (*Remeshing*) des Oberflächenmodells erzielt (Abb. 3.23 III).

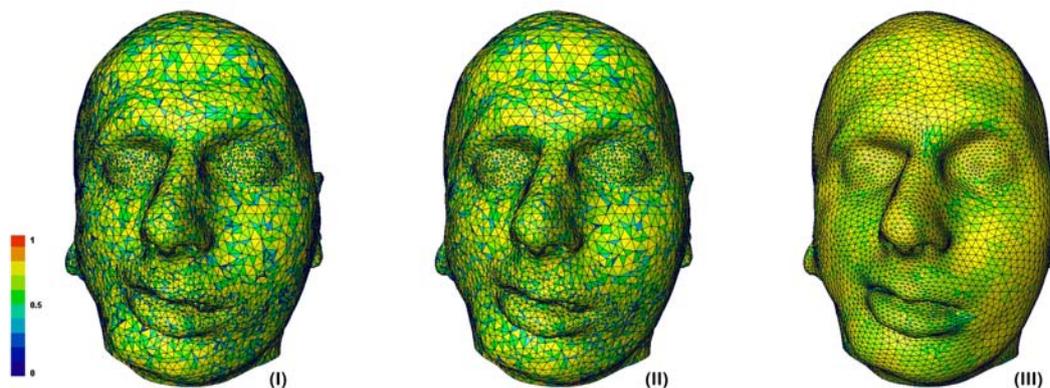


Abbildung 3.23: Gitterqualität farbkodiert auf dem Oberflächenmodell

Die Oberflächenoptimierung erfolgte im Rahmen der vorliegenden Arbeit mit einem in Amira integrierten Oberflächeneditor und ist neben der Segmentierung der Volumendaten noch ein relativ zeitaufwändiger Arbeitsschritt. Durch eine automatische Kontraktion von sehr kurzen Kanten sowie einer automatischen Kantenvertauschung unter Berücksichtigung der daraus resultierenden Dreiecksqualität wurde der Versuch unternommen, diesen Arbeitsschritt zu beschleunigen bzw. zu automatisieren. Bei genauerer Analyse der Ursache für ein schlechtes Aspektverhältnis lassen sich verbesserte Verfahren zur automatischen Optimierung der Oberflächenqualität finden. Ziel im Hinblick auf eine klinische Nutzbarkeit ist die *vollautomatische* Generierung von optimal vergrößerten Oberflächenmodellen bei vorgebbaren Qualitätskriterien. Beispielhafte Ergebnisse zur isotropen und anisotropen Oberflächenoptimierung unter Berücksichtigung der Oberflächenkrümmung, u.a. auch mit gemischten Elementen, stammen z.B. von Alliez et al. [2003a, b, 2002] und Surazhsky et al. [2003]; Surazhsky und Gotsman [2003]. Das resultierende Oberflächenmodell des Schädels dient als Grundlage für die 3D Knochenschnitt- und -umstellungsplanung, alle Grenzflächen zu Weichgewebe bilden die Grundlage für die Generierung eines räumlichen Gitters des Weichgewebevolumens.

3.6 Generierung eines Volumengittermodells

Für eine numerische Simulation auf einem räumlichen Gebiet muss dieses diskretisiert werden. Aus dem für die Gittergenerierung vorbereiteten, polygonalen Oberflächenmodell eines Kopfes, inklusive aller für die Planung und die Simula-

3.6 Generierung eines Volumengittermodells

tion relevanten eingebetteten Strukturen (Knochen, Muskel etc.), ist demzufolge ein konsistentes 3D FE-Gitter zu generieren, wobei die Forderung vorliegt, dass alle Gewebegrenzflächen unverändert erhalten bleiben. Jede Grenzfläche S stellt dabei einen Rand Γ eines homogenen Gebietes Ω in \mathbb{R}^3 dar, der durch eine Menge diskreter Stützstellen s_i repräsentiert wird. Gebiete sind benachbart, wenn sie eine gemeinsame Grenzfläche S besitzen. Die Schnittmenge zweier Gebiete $S_1 \cap S_2 = \{s | s \in S_1 \wedge s \in S_2\}$ ist somit entweder leer oder sie besteht aus Vertizes (Kanten, Flächenabschnitten) die auf der gemeinsamen Grenzfläche liegen. Grenzflächen haben demnach eine Orientierung. Ihre Innenseite hat die gleiche Materialzugehörigkeit wie das Gebiet selbst, die Außenseite beschreibt das Material des angrenzenden Gebietes. Bei inhomogenen Materialvolumen V können Gebiete vollständig in anderen Gebieten enthalten sein, d.h. die Schnittmenge entspricht dem eingeschlossenen Gebiet. In jedem Gebiet Ω und somit im ganzen Volumen V kann jedem Punkt eindeutig ein Material zugeordnet werden (Abb. 3.24).

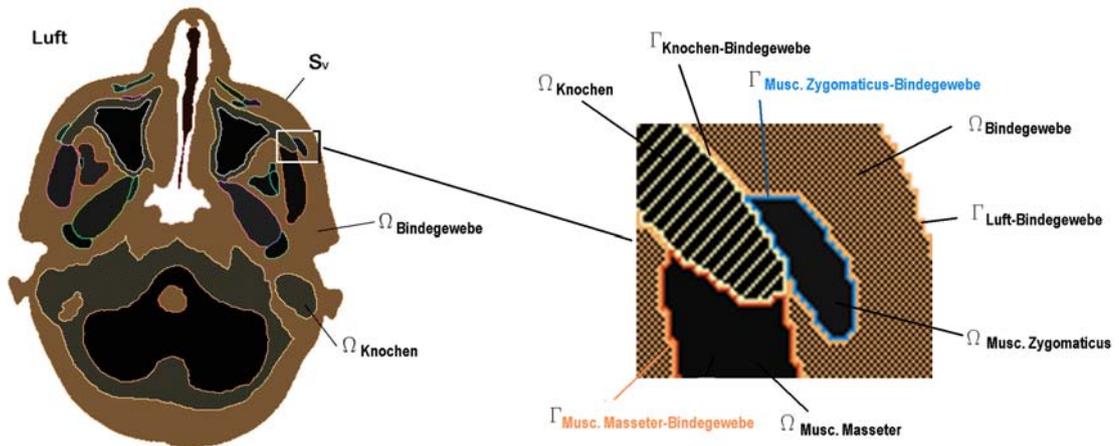


Abbildung 3.24: Inhomogenes Gewebemodell, Berandung homogener Gebiete

Die generelle Forderung an ein FE-taugliches Volumengitter ist, dass es alle relevanten geometrischen Strukturen ausreichend genau approximiert und dass es eine topologisch korrekte Vernetzung darstellt, d.h. dass alle Gitterknoten eindeutig über Kanten mit Nachbarknoten verbunden sind und keine freien Knoten bzw. Kantenüberschneidungen im Gitter vorliegen. Das Volumengitter soll aus einer möglichst geringen Anzahl von Strukturelementen mit optimalen Formeigenschaften bestehen. Die optimale Form richtet sich dabei nach der Problemstellung. Bei isotropen Gittern werden Knoten so homogen wie möglich in Abhängigkeit der gewünschten Elementgröße verteilt [Shimada und Gossard, 1995], bei anisotropen Gittern, z.B. zur Berücksichtigung von Materialanisotropien oder zur Modellierung charakteristischer Hautspannungslinien bzw. Muskelfasern, richtet sich die Positionierung nach den richtungsspezifischen Vorgaben und der angestrebten Elementform [Yamakawa und Shimada, 2000, 2002].

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Jedes Gebiet muss eindeutig und vollständig mit Strukturelementen ausgefüllt sein, d.h. es dürfen keine Löcher vorliegen. Alle inneren Elemente haben zu jeder ihrer Seitenflächen genau ein Nachbarlement das diese Fläche mit ihm teilt, und jedes Element repräsentiert ein homogenes Materialvolumen bekannter Geometrie. Strukturelemente dürfen sich dabei nicht überschneiden, d.h. die Schnittmengen aller resultierenden Polyeder dürfen lediglich Knoten, Kanten bzw. identische Grenzflächen besitzen oder leer sein. Grenzflächen zwischen Elementen stellen stetige Übergänge dar, über die differenziert und integriert werden kann. Für die Diskretisierung eines Volumens muss geklärt werden, welche Art von Strukturelementen verwendet werden soll. Typische Elemente sind Hexaeder und Tetraeder. Die Wahl hängt von der zu diskretisierenden Geometrie und der Problemstellung ab. Benzley et al. zeigten am Beispiel eines Balkens, dass Hexaedergitter im Vergleich zu Tetraedergittern bei strukturmechanischen Analysen zu genaueren Ergebnissen führen. Sie zeigten ferner, dass quadratische Elemente die Lösung deutlich verbessern [Benzley et al., 1995]. Die Favorisierung von Hexaederelementen wurde u.a. damit begründet, dass Dreiecks- bzw. Tetraederelemente einen sogenannten *'Locking'*-Effekt hervorrufen können, der dazu führt, dass die numerische Lösung bei geringen Deformationen nahezu inkompressibler Materialien niedriger ausfällt als im Experiment beobachtet werden kann (siehe auch [Braess, 2003, Kapitel VI]). Die Verwendung von Hexaederelementen, die das Volumen entsprechend der tomografischen Ausgangsdaten diskretisieren, erscheint somit naheliegend, ist aufgrund des Speicher- und Berechnungsaufwandes für 3D Modelle dieser Größe derzeit jedoch noch nicht sinnvoll (siehe Sarti et al. [1999]).

Komplex geformte dreidimensionale Geometrien lassen sich am besten mittels Tetraederelementen diskretisieren, die stark gekrümmte Oberflächen glatter approximieren. Die Größe der Strukturelemente richtet sich dabei zum einen nach der Oberflächenauflösung des Modells und zum anderen nach der geforderten Ortsauflösung in dessen Innern. Für die Nutzung der Gitter in einer FE-Analyse muss zudem berücksichtigt werden, dass die Elementgröße dem zu Grunde liegenden Problem angepasst ist. Bei der Simulation einer mechanischen Beanspruchung eines Körpers sollte die Diskretisierung dem maximal auftretenden Spannungsgradienten entsprechen, damit die FE-Lösung nicht zu stark von der exakten Lösung abweicht [Rassineux, 1998]. Geeignete Fehlerschätzer können entweder im Verlauf der Lösung zur lokal adaptiven Verfeinerung eines Grobgitters oder bereits bei der Gittergenerierung unter Bewertung der Elementqualität eingesetzt werden. Weiterhin ist festzulegen, ob strukturierte oder unstrukturierte Gitter gefordert sind. Wenn mit einer minimalen Anzahl an Elementen eine beliebige Objektform optimal approximiert werden soll, dann bieten sich unstrukturierte Tetraedergitter an. Das gilt insbesondere dann, wenn die Größe der Gitterelemente im Modell variieren soll bzw. muss [Rassineux, 1998]. Für die vorliegende Arbeit sind somit unstrukturierte Tetraedergitter gefordert, die sich mit vorgebarerer Qualität und Auflösung aus Oberflächen beschreibenden Dreiecksnetzen generieren lassen.

Zur Erzeugung räumlicher Gitter für beliebige Geometrien gibt es unterschiedliche Ansätze. Die gängigste Methode ist die Platzierung von Gitterpunkten im Innern eines Objektes und die anschließende Herstellung einer konsistenten Konnektivität. Typisch für diese Klasse ist die sogenannte DELAUNAY-Triangulation, die auf den mathematisch fundierten Zusammenhängen von Voronoï-Diagrammen basiert [George und Borouchaki, 1998]. In 3D lässt sich die Elementqualität einer DELAUNAY-Triangulation nach Cavendish et al. [1985] jedoch nicht optimal kontrollieren, und bei der Gittergenerierung nicht-konvexer Gebiete müssen zusätzliche Einschränkungen berücksichtigt werden. Eine andere Methode ist die Diskretisierung des zu vergitternden Gebietes durch reguläre Unterteilung oder Überlagerung eines vordefinierten Gitters und die anschließende Anpassung der Strukturelemente an vorgegebene Objektgrenzen [Shephard und Georges, 1991; Sullivan et al., 1997]. Eine sukzessive, hierarchische Unterteilung des Volumens erlaubt dabei die Variation der Elementgröße in Abhängigkeit von der Ausdehnung homogener Gebiete [Greaves und Borthwick, 1999; Grosso et al., 1997]. Das Problem hierbei ist allerdings oft, das optimale Grobgitter zu definieren. Eine weitere Methode ist das Generieren von Gittern in einem parametrisierbaren Gebiet. Dazu werden komplexe Geometrien in einfachere Subvolumen unterteilt, diese dann in das jeweils passende Gebiet abgebildet, dort parametrisch diskretisiert und anschließend wieder zurück abgebildet [Baker, 1986, 1989]. Das Problem hierbei ist die geschickte Unterteilung komplexer Geometrien und die anschließende Fusion der einzelnen Subvolumen inklusive der Anpassung an einen vorgegebenen Rand.

Eine eher heuristische Methode zur Generierung unstrukturierter Gitter aus komplexen Oberflächen mit inneren Grenzflächen ist das sogenannte *Advancing Front* Verfahren, bei dem ausgehend von allen Grenzflächen, im Innern der berandeten Gebiete iterativ Vertizes geeignet platziert und Strukturelemente generiert werden, dessen Oberflächen die neue Front definieren. *Advancing Front* Methoden gehören im Prinzip zur Klasse der DELAUNAY-Verfahren. Deren Besonderheit ist, dass sie eine dynamische Berandung der noch unvergitterten Gebiete mit inneren Grenzflächen verwalten, wozu aufwändige Datenstrukturen erforderlich sind [Löhner, 1988]. Die existierenden Verfahren unterscheiden sich dabei im Wesentlichen durch ihre Strategien zur Verwaltung der Front und zur Erkennung und Vermeidung von nicht lösbaren Situationen, wie sie z.B. bei einem sogenannten SCHÖNHARDT-Polyeder, d.h. einem verdrehten Prisma auftreten können [Schönhardt, 1928]. Eine erste gute Implementierung eines 3D *Advancing Front* Verfahrens unter Berücksichtigung der Elementqualität stammt dabei von Jin und Tanner [1993]. Farestam und Simpson präsentierten 1994 einen algorithmischen Rahmen zur Implementierung eines allgemeinen *Advancing Front* Verfahrens am 2D Beispiel. Die Erzeugung von Tetraedergittern aus Dreiecksnetzen nicht-manigfaltiger Topologie wurde erstmals von Lo [1995] demonstriert. Im Rahmen der Hyperthermieplanung entstanden gute und robuste Implementierungen zur Erzeugung volumetrischer Patientenmodelle aus tomografischen Daten von Seebass et al. [1996] und Rassineux [1998].

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

In der vorliegenden Arbeit bot sich aufgrund der Anforderungen, dass i) Volumengitter aus den Oberflächen der Planungsmodelle generiert werden sollen, ii) alle Grenzflächen im Gitter erhalten bleiben müssen und iii) die Anzahl der Gitterelemente bei guter Approximation der Geometrie so gering wie möglich gehalten werden soll, die Nutzung eines *Advancing Front* Verfahrens an. Das in Amira implementierte Verfahren basiert auf der algorithmischen Idee von Jin und Tanner [1993] zur Berücksichtigung der Tetraederqualität sowie den Datenstrukturen von Löhner [1988]. Das Verfahren wurde und wird erfolgreich für die Hyperthermieplanung eingesetzt und dabei kontinuierlich verbessert. Es bildete eines der wesentlichen Entscheidungskriterien für die Auswahl von Amira als Entwicklungsplattform.

Zur Generierung von Tetraedergittern aus Dreiecksnetzen wird für jedes Oberflächendreieck einer Grenzfläche in einer geeignet gewählten Nachbarschaft nach Vertizes gesucht und entweder ein bestehender Vertex genutzt oder falls kein geeigneter vorliegt ein neuer generiert, um das Dreieck zu einem Tetraeder zu erweitern. Die ursprüngliche Dreiecksfläche wird dann aus der Front gelöscht und die neu hinzugekommenen Dreiecksflächen darin aufgenommen. Um die Wahrscheinlichkeit zu verringern, dass bei der Erzeugung von Tetraederelementen Überschneidungen auftreten, wird häufig das Dreieck mit der kleinsten Fläche zuerst bearbeitet. Die Auswahl eines geeigneten Knotens ist dabei entscheidend für die Elementqualität und nicht trivial. Hier fließen alle Vorgaben zur geforderten Gitterqualität, der Elementgröße, einer ggf. zu berücksichtigenden Anisotropie usw. ein. Nachdem alle Dreiecke einer Grenzfläche, die ein Gebiet berandet, als sogenannte initiale Front markiert wurden, wobei die Orientierung einer Dreiecksfläche in Richtung des Gebietes beachtet werden muss, alle Dreiecke und Vertizes in eine *Octree* Datenstruktur eingefügt und die Dreiecksflächen ihrer Größe nach in eine Prioritäten-Queue einsortiert wurden, läuft das *Advancing Front* Verfahren wie folgt ab:

Algorithmus 3.1: *Advancing Front* Gittergenerierung

```
front.initialize;
elementList.clear;

// fill the domain with elements
while ( front.isEmpty ) {

    // select face with highest priority
    face := front.top;

    // manage node list
    nodes = front.findClosestNodes(face);
    if ( nodes.isEmpty )
        nodes := front.generateNodes(face);

    // sort by element quality measure
    nodes.sort(face);
```

```

// create a new valid element
do {
    element := generateElement(face , nodes.top);
    nodes.top.remove;
} while ( element.isValid );

elementList.add(element);

// remove face, insert new faces of element
front.update(face , element);
}

```

In Abbildung 3.25 ist der Verlauf der Tetraedergenerierung am Beispiel einer zu füllenden Kugel veranschaulicht. Die Platzierung innerer Knoten orientiert sich an der Qualität der dadurch entstehenden Tetraeder, wobei neue Knoten so platziert werden, dass Tetraeder mit optimalem Aspektverhältnis entstehen (Abb. 3.21).

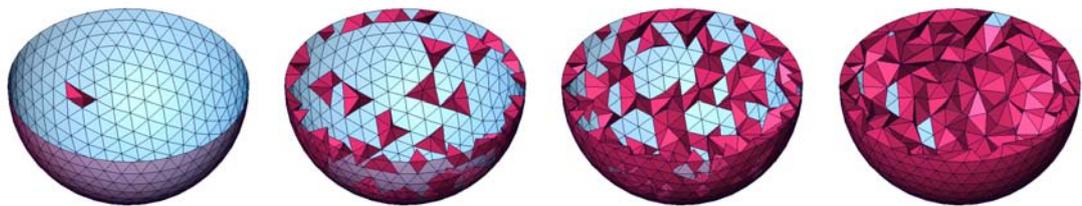


Abbildung 3.25: Generierung eines unstrukturierten Gitters zu einem homogenen Gebiet mittels eines 3D *Advancing Front* Verfahrens

Besteht das zu vergitternde Gebiet aus mehreren Teilgebieten unterschiedlicher Größe, deren Oberflächenauflösung stark voneinander abweicht (Abb. 3.26 a), dann kann die Tetraedergenerierung durch Vorgabe einer maximalen Elementgröße je Gebiet gesteuert werden. Diese lässt sich aus der durchschnittlichen bzw. maximalen Kantenlänge der jeweiligen Gebietsgrenzen ableiten bzw. manuell vorgeben. Da die Front von den kleinsten Dreiecksflächen ausgehend generiert wird, kann die Elementgröße durch geeignete Knotenplatzierung sukzessive bis zum vorgegebenen Maximalwert erhöht werden (Abb. 3.26 b).

Ein offensichtliches Problem ist die Fusion der Fronten bei stark unterschiedlicher Oberflächenauflösung von Grenzflächen kleiner bzw. nah beieinander liegender Strukturen. Dieser Fall tritt auf, wo schmale Muskelgebiete oder Gefäße mit geringem Durchmesser in Weichgewebegebieten eingebettet sind, die eine größere Auflösung zulassen (Abb.3.27 a). Hier muss unter Umständen abrupt die Elementgröße verändert werden, was hinsichtlich der Gitterqualität jedoch unerwünscht ist (Abb.3.27 b). Stattdessen ist ein kontinuierlicher Anstieg oder Abfall der Elementgröße im Gebiet gefordert, wie er auch auf den Oberflächen vorgegeben ist.

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

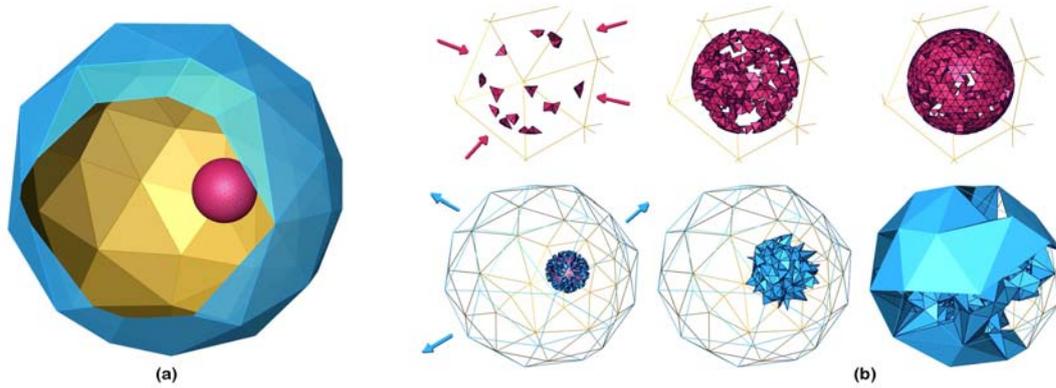


Abbildung 3.26: Generierung eines unstrukturierten Gitters zu einem inhomogenen Gebiet: a) Schnitt durch das Oberflächenmodell, b) Gittergenerierung in den Teilgebieten mit Größenanpassung der Elemente

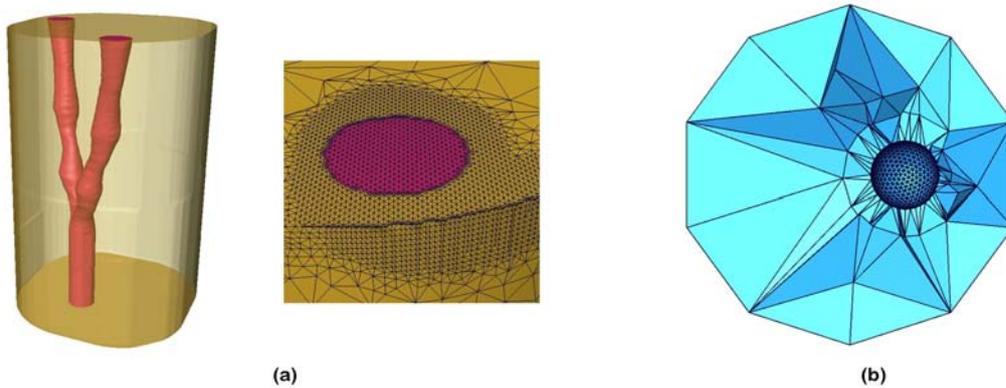


Abbildung 3.27: a) Inhomogene Materialien mit eingebetteten dünnen Strukturen erfordern eine variierende Gitterauflösung, b) Diskontinuitäten der Elementgröße im Tetraedergitter zu Abb. 3.26

Zur Vermeidung von Sprüngen in der Größe benachbarter Strukturelemente muss die Kantenlängeninformation, die auf den Randflächen über die Triangulation vorgegeben ist, auf das Gebietsvolumen übertragen und dem Verfahren zur Knotenplatzierung zugänglich gemacht werden. Gegeben ist somit eine Menge von Punkten $P_i \in \mathbb{R}^3$, $i = 1, \dots, N$ mit den zugehörigen Werten $S_i \in \mathbb{R}$, und gesucht ist eine stetige Funktion $S(P) : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$, die alle vorgegebenen Skalare S_i im Raum glatt interpoliert. Hierbei handelt es sich um ein typisches Problem der sogenannten Streudateninterpolation (*scattered data interpolation*), die z.B. mittels N radialer Basisfunktionen ϕ erfolgen kann, die in den gegebenen Stützstellen P_i definiert sind und zu der charakteristischen Interpolationsfunktion (3.7) führen.

$$S(P) := \sum_{i=1}^N \beta_i \phi(\|P - P_i\|) \quad (3.7)$$

Klassische Beispiele für radiale Basisfunktionen $\phi(r)$ sind z.B. die sogenannten *Thin Plate Splines* [Duchon, 1977], *Multiquadrics* [Hardy, 1971] oder auch GAUSS'sche Funktionen. Zur Lösung von (3.7) muss der Vektor $\beta = (\beta_1, \dots, \beta_n)$ der Gewichte aller Basisfunktionen ϕ_i bestimmt werden, für den gilt:

$$S(P_i) := \sum_{j=1}^N \beta_j \phi(\|P_i - P_j\|) = S_i \quad (3.8)$$

Mit $\phi_{ij} = \phi(\|P_i - P_j\|)$ ergibt sich dann das zu lösende Gleichungssystem (3.9).

$$\begin{pmatrix} \phi_{11} & \phi_{12} & \cdots & \phi_{1n} \\ \phi_{21} & \phi_{22} & \cdots & \phi_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \phi_{n1} & \phi_{n2} & \cdots & \phi_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \\ \vdots \\ \beta_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_n \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

Ein Nachteil dieser Interpolation ist, dass jede Stützstelle einen globalen Einfluss auf die Lösung besitzt. Aus diesem Grund wurden Ansätze zur lokalen Begrenzung des Einflussbereiches von Stützstellen entwickelt [Schaback, 1995]. Bei nicht gleichmäßig verteilten Daten ergibt sich aber die Notwendigkeit, diesen Bereich adaptiv zu skalieren, und es wurden Heuristiken entwickelt, den Skalierungsfaktor über die Verteilung (Dichte) der Daten zu bestimmen [Floater und Iske, 1996; Morse et al., 2001]. Für eine große Anzahl an Stützstellen sind diese Verfahren im Allgemeinen zu aufwändig. Die Bestimmung aller Kombinationen der Punktabstände $\|P_i - P_j\|$ fällt trotz der Symmetrie in die Aufwandsklasse $O(n^2)$. Eine etwas schnellere Berechnung kann mit der auf 3D erweiterten Methode von Shepard [1968] erfolgen. Hierbei wird lediglich ein abstandsgewichteter Mittelwert zu den vorgegebenen Stützstellen berechnet.

$$S(P) = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{S_i}{(\|P - P_i\|)^2}}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{(\|P - P_i\|)^2}} \quad (3.10)$$

In (3.10) ergibt sich jedoch das Problem, dass an den Stützstellen Singularitäten vorliegen und auch hier hat jede Stützstelle einen globalen Einfluss auf die Lösung. Franke und Nielson schlugen deshalb eine modifizierte Variante (3.11) vor, bei der S_i durch eine lokale Approximation $Q(P_i)$ ersetzt wird [Franke und Nielson, 1990].

$$Q(P) = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{Q_i}{\sigma_i^2}}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma_i^2}} \quad \text{mit} \quad \frac{1}{\sigma_i(P)} = \frac{(R_w - \|P - P_i\|)_+}{R_w \|P - P_i\|} \quad (3.11)$$

Der Wert für R_w ist wählbar und begrenzt den Einfluss der jeweiligen Stützstelle. Ist der Abstand $\|P - P_i\| > R_w$, dann wird der Wert des Gewichtes auf Null gesetzt. Für den Fall $P = P_i$ liefert Q_i den Wert $S(P_i)$ zurück. In allen Fällen $0 < \|P - P_i\| < R_w$

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

wird der Wert über ein geeignetes Polynom zwischen allen Stützstellen im Einflussbereich interpoliert. Auch in diesem Fall ist die Wahl des Faktors R_w von der Verteilung der Daten abhängig [Nielson, 1993].

Zur Verbesserung der Knotenpunktplatzierung bei der Gittergenerierung wurden im Rahmen dieser Arbeit Verfahren implementiert, die mittels Streudateninterpolation sowie einem Distanzfeld basierten Ansatz ein reguläres 3D Skalarfeld aus den Kantenlängen eines Oberflächenmodells generieren. Dieses Feld wird bei der Abarbeitung der Front in jedem Punkt ausgewertet und so die Elementgröße entsprechend der Auflösung aller Grenzflächen im Modell kontinuierlich angepasst (Abb. 3.28). Diese Erweiterung führt im Gegensatz zur 'blinden' Knotenpunktplatzierung (Abb. 3.27 b) zu einer deutlich verbesserten Gitterqualität.

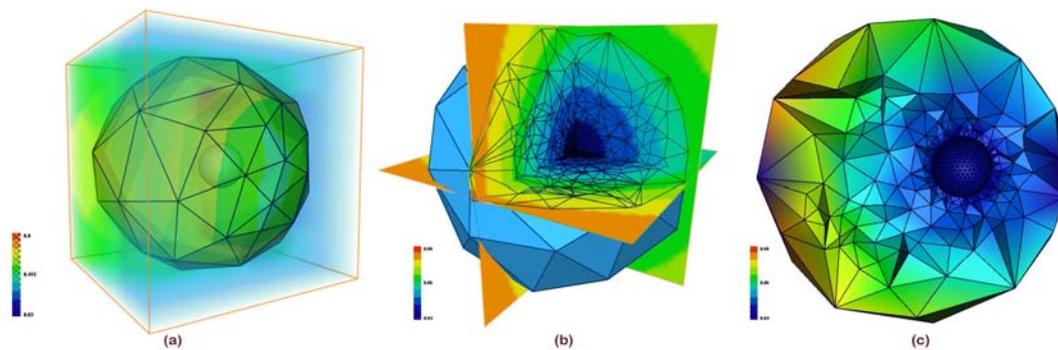


Abbildung 3.28: Erweitertes *Advancing Front* Verfahren: a) 3D Skalarfeld der interpolierten Oberflächenauflösung, b) abgeleitete Gitterauflösung, c) Tetraedergitter mit lokal adaptiv angepasster Elementgröße

In Abbildung 3.29 ist ein synthetisch generiertes Oberflächenmodell gezeigt, das ein in Weichgewebe eingebettetes Gefäß nachbildet. Die Zylinderhöhe beträgt 10 cm und der Durchmesser ca. 8 cm. Die Gefäßstruktur besitzt einen Durchmesser zwischen 1 und 1,5 cm und verläuft im oberen Bereich diagonal im Volumen mit einem minimalen Abstand zur Zylinderwand von 5 mm.

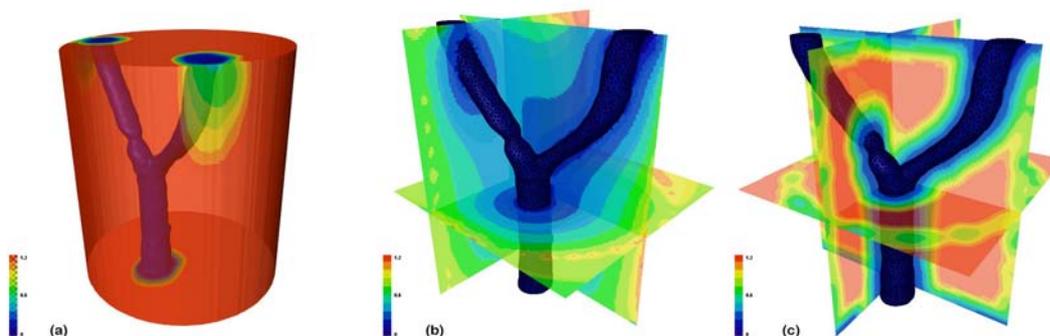


Abbildung 3.29: a) Oberflächenmodell einer Gefäßstruktur mit farbkodierter Vergrößerungsvorgabe, b) 3D Skalarfeld der Kantenlängeninterpolation, c) 3D Distanzfeld zur Gitterknotenplatzierung

Zur Vergrößerung des Oberflächenmodells wurden für die Weichgewebegrenzflächen 12 mm und die Gefäßgrenzen 2 mm als maximale Kantenlänge vorgegeben. Diese Werte wurden in Bereichen geringer Grenzflächenabstände automatisch auf ca. 5 mm korrigiert (Abb. 3.29 a). Die initiale Oberflächenauflösung von ca. 280 000 Dreiecksflächen reduzierte sich durch die Vergrößerung auf 11 500, wobei eine Strukturierung auf dem Zylindermantel erzwungen wurde. Nach der Oberflächenoptimierung besitzt das vergrößerte Modell eine minimale Dreiecksqualität von 0,2 (siehe Abschnitt 3.5 auf Seite 100) und der kleinste Dihedralwinkel im Modell beträgt ca. 50° . Für die Gittergenerierung wurde ein Distanzfeld zu den Oberflächen generiert, das die Kantenlängen des vergrößerten Modells im Volumen propagiert. Der maximal zulässige Wert wurde auf 12 mm begrenzt (Abb.3.29 c). In Abbildung 3.30 sind die Ergebnissgitter der *'blinden'* und der mittels Skalarfeld geführten Knotenplatzierung gezeigt.

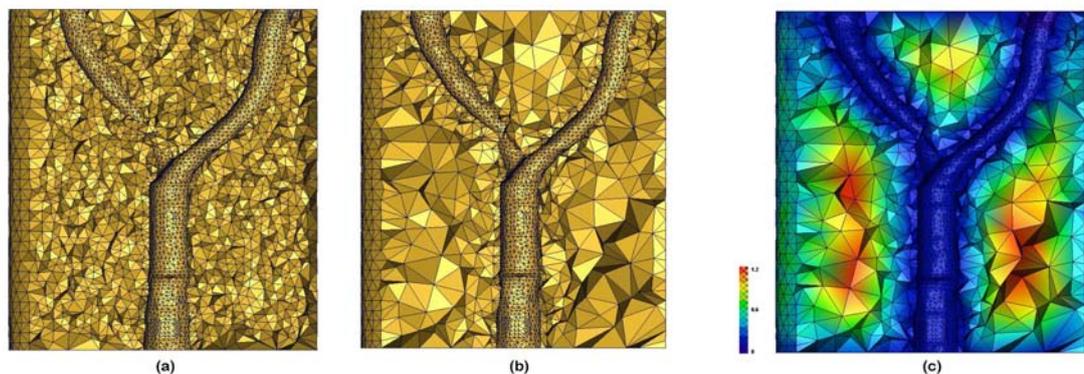


Abbildung 3.30: a) *'blinde'* Knotenplatzierung (240 000 Tetraeder), b) Skalarfeld gesteuerte Knotenplatzierung (72 000 Tetraeder), c) Distanzfeld farbkodiert auf dem optimierten Tetraedergitter

Eine kontrollierte Knotenplatzierung ermöglicht eine lokale Steuerung der Gitterauflösung. Dadurch werden Diskontinuitäten bei der Elementgröße vermieden und die Anzahl der Strukturelemente so gering wie möglich gehalten. Im gezeigten Beispiel erfolgte eine Reduktion um mehr als 60%. Auf diese Art lassen sich unstrukturierte Gitter aus vorgegebenen Oberflächen mit kontrollierter Gitterqualität erzeugen. In Abbildung 3.31 sind die Histogramme der Tetraederqualitäten beider Verfahren gegenübergestellt, die in einer Nachbearbeitung bei Bedarf auch noch weiter erhöht werden können. Auf den Einfluß der Gitterqualität für die Konvergenz des numerischen Lösungsverfahrens wird in Abschnitt 5 genauer eingegangen.

3.7 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Rekonstruktion von 3D Schädel- bzw. Kopfmodellen aus tomografischen Daten beschrieben, wie sie für medizinische Anwendungen u.a.

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

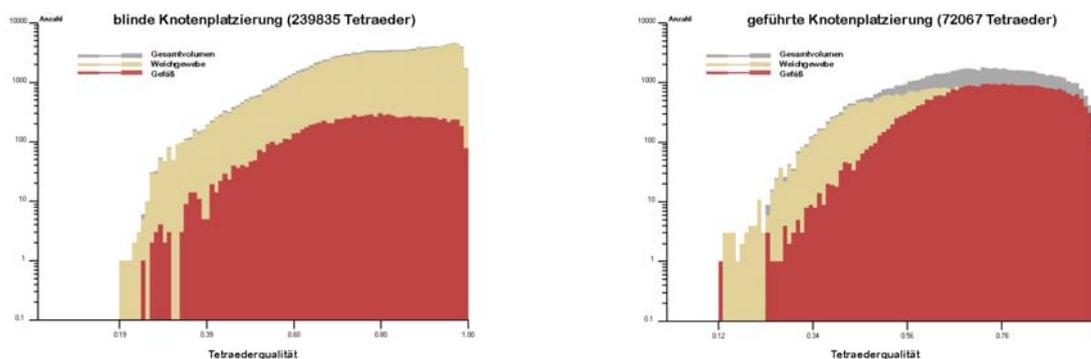


Abbildung 3.31: Gitterqualität: a) 'blinde' und b) geführte Knotenplatzierung

von Berkley et al. [2000] und Ferrant et al. [2000] gefordert und in der vorliegenden Arbeit zur chirurgischen Planung von Knochenschnitten und -verlagerungen unter Berücksichtigung der resultierenden räumlichen Weichgewebeanordnung verwendet werden. Die resultierenden 3D Schädelmodelle bilden die Grundlage für eine interaktive dreidimensionale Planung von Umstellungsosteotomien zur funktionellen Rehabilitation, und das korrespondierende Weichgewebegitter dient der Simulation der daraus resultierenden Auswirkungen auf das Gesicht eines Patienten, zur ästhetischen Bewertung einer Planung sowie einer verbesserten Patientenaufklärung. Im Gegensatz zu vorangehenden Arbeiten liegt mit dem in dieser Arbeit genutzten geometrischen Modellierungsansatz eine individuelle, anatomisch korrekte volumetrische Beschreibung des Weichgewebes unter Berücksichtigung von Inhomogenitäten durch eingebettete Strukturen vor (Abb. 3.32), über die eine erweiterte Deformationsmodellierung unter Berücksichtigung unterschiedlicher histomechanischer und anisotroper Eigenschaften erfolgen kann.

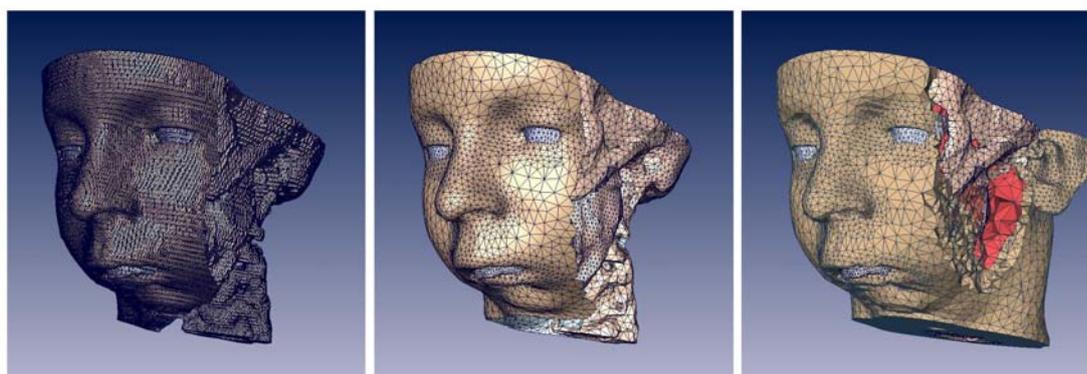


Abbildung 3.32: Generierung eines 3D Patientenmodells für die Planung

3.8 Literatur

- Adams R. und Bischof L.: *Seeded region growing*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 16(6), S. 641–647 (1994)
- Alliez P., Cohen-Steiner D., Devillers O., Levy B. et al.: *Anisotropic polygonal remeshing*. In: *ACM Transactions on Graphics. Special issue for SIGGRAPH conference (2003a)*, S. 485–493
- Alliez P., de Verdière É.C., Devillers O. und Isenburg M.: *Isotropic surface remeshing*. In: *Proceedings of Shape Modeling International (2003b)*, S. 49–58
- Alliez P., Meyer M. und Desbrun M.: *Interactive geometry remeshing*. ACM Transactions on Graphics. Special issue for SIGGRAPH conference 21(3), S. 347–354 (2002)
- Amira: *3.x User's Guide and Reference Manual*. Indeed - Visual Concepts GmbH, Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin, TGS Template Graphics Software, Inc. (2003), URL www.amiravis.com
- Aspert N., Santa-Cruz D. und Ebrahimi T.: *Mesh: Measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance*. In: *Proc. IEEE Int. Conference in Multimedia and Expo (ICME) (2002)*, Bd. 1, S. 705–708
- Baker T.J.: *Mesh generation by a sequence of transformations*. Applied Numerical Mathematics 2, S. 515–527 (1986)
- Baker T.J.: *Developments and trends in three dimensional mesh generation*. Applied Numerical Mathematics 5, S. 275–304 (1989)
- Bathe K.J.: *Finite-Elemente-Methoden*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (1990), ISBN 3-540-15602-X, deutsche Übersetzung von Peter Zimmermann
- Benzley E.B., Perry E., Merkley K. und Clark B.: *A comparison of all hexagonal and all tetrahedral finite element meshes for elastic and elasto-plastic analysis*. In: *Proc. 4th Int. Meshing Roundtable (1995)*, S. 179–191
- Berkley J., Oppenheimer P., Weghorst S. et al.: *Creating fast finite element models from medical images*. In: *Medicine Meets Virtual Reality*, herausgegeben von Westwood J.D., Hoffman H.M., Mogel G.T., Robb R.A. et al., IOS Press, Newport Beach, California (2000), Bd. 70 von *Studies in Health Technology and Informatics*, S. 26–32, ISBN 1-58603-014-0
- Bo W.J., Wolfman N.T., Krueger W.A., Carr J.J. et al.: *Basic Atlas of Sectional Anatomy with correlated imaging*. Harcourt Publishers Ltd., 3 Aufl. (1998), ISBN 0-7216-3265-3

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

- Borouchaki H., Hecht F. und Frey P.J.: *Mesh gradation control*. Int. Journal for Numerical Methods in Engineering 43, S. 1143–1165 (1998)
- Braess D.: *Finite Elemente: Theorie, schnelle Löser und Anwendungen in der Elastizitätstheorie*. Springer-Verlag, 3. Aufl. (2003), ISBN 3-540-00122-0
- Carls F.R., Schuknecht B. und Sailer H.F.: *Value of three-dimensional computed tomography in craniomaxillofacial surgery*. Journal of Craniofacial Surgery 5, S. 282–288 (1994)
- Cavendish J.C., Field D.A. und Frey W.H.: *An approach to automatic three-dimensional finite element mesh generation*. Int. Journal for Numerical Methods in Engineering 21, S. 329–347 (1985)
- Chan T.F. und Vese L.A.: *Active Contour and Segmentation Models using Geometric PDE's for Medical Imaging*, Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg, Kap. 4, S. 63–75. Mathematics + Visualization (2002), ISBN 3-540-43216-7
- Cignoni P., Montani C. und Scopigno R.: *A comparison of mesh simplification algorithms*. Computer & Graphics 22(1), S. 37–54 (1998)
- Cohen J., Olano M. und Manocha D.: *Appearance preserving simplification*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Cohen M., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Orlando, Florida (1998), Bd. 32 von *Annual Conference Series*, S. 115–122, ISBN 0-201-30988-2, URL www.cs.unc.edu/~geom/envelope.html
- Cohen J., Varshney A., Manocha D., Turk G. et al.: *Simplification envelopes*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Rushmeier H., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, New Orleans, Louisiana (1996), Bd. 30 von *Annual Conference Series*, S. 119–128, ISBN 0-201-94800-1
- Duchon J.: *Splines minimizing rotation-invariant semi-norms in Sobolev spaces*. In: *Constructive Theory of Functions of Several Variables*, herausgegeben von Schempp W. und Zeller K., SPRGR, SPRGR:addr, S. 85–100 (1977)
- Eck M., DeRose T., Duchamp D., Hoppe H. et al.: *Multiresolution analysis of arbitrary meshes*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Cook R., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1995), Bd. 29 von *Annual Conference Series*, S. 173–182, ISBN 0-201-84776-0
- Erikson C. und Manocha D.: *GAPS: General and automatic polygonal simplification*. In: *Proc. Symposium on Interactive 3D Graphics*, ACM Press, New York (1999), S. 79–88
- Fareastam S. und Simpson R.B.: *A framework for advancing front techniques of finite element mesh generation*. BIT 35(2), S. 210–232 (1994)

- Ferrant M., Macq B. und Warfield S.K.: *Deformable modeling for characterizing biomedical shape changes*. In: *Proc. of the 9th Int. Conf. on Discrete Geometry for Computer Imagery*, herausgegeben von Borgefors G., Nyström I. und di Baja G.S., Springer-Verlag (2000), Bd. 1953 von *Lecture Notes in Computer Science*, S. 235–248
- Floater M.S. und Iske A.: *Multistep scattered data interpolation using compactly supported radial basis functions*. *Journal of Computational and Applied Mathematics* 73(5), S. 65–78 (1996)
- Fouard C., Malandain G., Prohaska S., Westerhoff M. et al.: *Skeletonization by blocks for large 3d datasets: Application to brain microcirculation*. In: *Proc. IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, Arlington, VA (2004)
- Franke R. und Nielson G.: *Scattered data interpolation and applications: A tutorial and survey*. In: *Geometric Modelling: Methods and Their Applications*, herausgegeben von Hagen H. und Roller D., SPRGR, S. 131–160 (1990)
- Fredman M.L. und Tarjan R.E.: *Fibonacci heaps and their uses in improved network optimization algorithms*. *Journal of the ACM* 34(3), S. 596–615 (1987)
- Frey P.J. und Borouchaki H.: *Surface mesh quality evaluation*. *Int. Journal for Numerical Methods in Engineering* 45, S. 101–118 (1999)
- Garland M. und Heckbert P.S.: *Simplification using quadric error metrics*. In: *Whitted [1997]*, S. 209–216
- Garland M. und Heckbert P.S.: *Simplifying surfaces with color and texture using quadric error metrics*. In: *Proc. IEEE Visualization* (1998), S. 263–269, URL graphics.cs.uiuc.edu/~garland/software/qslim.html
- George P.L. und Borouchaki H.: *Delaunay Triangulation and Meshing: Applications to Finite Elements*. Hermes (1998), ISBN 2-86601-692-0
- Gerig G., Jomier M. und Chakos M.: *Valmet: A new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Niessen W. und Viergever M.A., Springer-Verlag (2001), Nr. 2208 in *Lecture Notes in Computer Science*, S. 516–523, ISBN 3-540-42697-3
- Greaves D.M. und Borthwick A.G.L.: *Hierarchical tree-based finite element mesh generation*. *Int. Journal for Numerical Methods in Engineering* 45, S. 447–471 (1999)
- Grosso R., Lürig C. und Ertl T.: *The multilevel finite element method for adaptive mesh optimization and visualization of volume data*. In: *Proc. on IEEE Visualization*, herausgegeben von Yagel R. und Hagen H. (1997), S. 387–394

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

- Guéziec A.: *Meshsweeper: Dynamic point-to-polygonal-mesh distance and applications*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 7(1), S. 47–61 (2001)
- Guéziec A., Taubin G., Lazarus F. und Horn B.: *Cutting and stitching: Converting sets of polygons to manifold surfaces*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 7(2), S. 136–151 (2001)
- Hardy R.L.: *Multiquadric equations of topography and other irregular surfaces*. Journal of Geophysical Research 76, S. 1905–1915 (1971)
- Haßfeld: *Rechnerunterstützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2000), ISBN 3-87652-637-X
- He L., Hong A.E., Kaufman A.E., Varshney A. et al.: *Voxel-based object simplification*. In: *Proc. IEEE Visualization* (1995), S. 296–303
- Heckbert P.S. und Garland M.: *Survey of polygonal surface simplification algorithms*. In: Whitted [1997]
- Hege H.C., Schirmacher H., Westerhoff M., H. L. et al.: *From image data to three-dimensional models: Case studies on the impact of 3D patient models*. In: *Proc. of the Japan Korea Computer Graphics Conference*, Kanazawa University, Ishikawa, Japan (2002), CD ROM
- Hege H.C., Seebaß M., Stalling D. und Zöckler M.: *A generalized marching cubes algorithm based on non-binary classifications*. ZIB Preprint SC-97-05, Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) (1997)
- Hoppe H.: *New quadric metric for simplifying meshes with appearance attributes*. In: *Proc. IEEE Visualization* (1999), S. 59–66, URL research.microsoft.com/~hoppe
- Hornack J.P.: *The Basics of MRI*. Rochester Institute of Technology (1996), URL www.cis.rit.edu/htbooks/mri
- Huang J., Yagel R., Filippov V. und Kurzion Y.: *An accurate method for voxelizing polygonal meshes*. In: *Proc. Symposium on Volume Visualization* (1998), S. 119–126
- Jin H. und Tanner R.I.: *Generation of unstructured tetrahedral meshes by advancing front technique*. Int. Journal for Numerical Methods in Engineering 36, S. 1805–1823 (1993)
- Kitware: *The Visualization Toolkit* (2003), URL www.vtk.org

- Lamecker H., Lange T. und Seebaß M.: *Erzeugung statistischer 3D-Formmodelle zur Segmentierung medizinischer Bilddaten*. Bildverarbeitung für die Medizin S. 398–403 (2003a)
- Lamecker H., Lange T. und Seebaß M.: *Segmentation of the liver using a statistical shape model*. IEEE Transactions on Medical Imaging (2003b), submitted
- Lo S.H.: *Automatic mesh generation over intersecting surfaces*. Int. Journal for Numerical Methods in Engineering 44, S. 1359–1376 (1995)
- Löhner R.: *Generation of three-dimensional unstructured grids by the advancing-front method*. Int. Journal for Numerical Methods in Fluids 8, S. 1135–1149 (1988)
- Lorensen W.E. und Cline H.E.: *Marching Cubes: A high resolution 3-D surface construction algorithm*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Stone M.C., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Anaheim, California (1987), Bd. 21 von *Annual Conference Series*, S. 163–169
- Low K.L. und Tan T.S.: *Model simplification using vertex clustering*. In: *Proc. Symposium on Interactive 3D Graphics*, ACM Press New York (1997), S. 75–82
- Luebke D.P.: *A developer's survey of polygonal surface simplification*. Computer Graphics & Applications 21(3), S. 24–35 (2001)
- McInerney T. und Terzopoulos D.: *Deformable models in medical image analysis: A survey*. Medical Image Analysis 1(2), S. 91–108 (1996)
- Miller J.V., Breen D.E., Lorensen W.E., O'Bara R.M. et al.: *Geometrically deformed models: A method for extracting closed geometric models from volume data*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Sederberg T.W., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Las Vegas, Nevada (1991), Bd. 25 von *Annual Conference Series*, S. 217–226
- Morse B.S., Yoo T.S., Rheingans P., Chen D.T. et al.: *Interpolating implicit surfaces from scattered surface data using compactly supported radial basis functions*. In: *Proc. of Int. Conf. on Shape Modeling and Applications*, IEEE Computer Society Press (2001), S. 89–98
- Nielson G.M.: *Scattered data modeling*. IEEE Computer Graphics & Applications 13(1), S. 60–70 (1993)
- Nielson G.M.: *On marching cubes*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 9(3), S. 283–297 (2003)
- Nooruddin F.S. und Turk G.: *Simplification and repair of polygonal models using volumetric techniques*. IEEE Visualization and Computer Graphics 9(2), S. 191–205 (2003)

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

- Parthasarathy V.N., Graichen C.M. und Hathaway A.F.: *A comparison of tetrahedron quality measures*. Finite Elements in Analysis and Design 15, S. 255–261 (1993)
- Puppo E. und Scopigno R.: *Simplification, LOD, multiresolution-principles and applications*. Techn. Ber. C97-12, National Research Council of Italy, Pisa (1997)
- Putz R. und Pabst R. (Hg.): *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*, Bd. 1 Kopf, Hals, obere Extremität. Urban & Fischer, München · Jena, 21. Aufl. (1999), ISBN 3-437-41940-4
- Rassineux A.: *Generation and optimization of tetrahedral meshes by advancing front technique*. Int. Journal for Numerical Methods in Engineering 41, S. 651–674 (1998)
- Rossignac J. und Borrel P.: *Multi-Resolution 3D Approximations for Rendering Complex Scenes*, Springer-Verlag, Kap. X, S. 455–465. Geometric Modeling in Computer Graphics (1993)
- Sarti A., Gori R. und Lamberti C.: *A physically based model to simulate maxillo-facial surgery from 3D CT images*. Future Generation Computer Systems 15, S. 217–221 (1999)
- Schaback R.: *Creating surfaces from scattered data using radial basis functions*. In: *Mathematical methods for Curves and Surfaces*, herausgegeben von Daehlen M., Lyche T. und Schumaker L., Vanderbilt University Press, S. 477–496 (1995)
- Schönhardt E.: *Über die Zerlegung von Dreieckspolyedern in Tetraeder*. Mathematische Annalen (1928)
- Schroeder W.J.: *A topology-modifying progressive decimation algorithm*. In: *Proc. IEEE Visualization* (1997), S. 205–212
- Schroeder W.J., Zarge J.A. und Lorensen W.E.: *Decimation of triangle meshes*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Catmull E.E., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Chicago, Illinois (1992), Bd. 26 von *Annual Conference Series*, S. 65–70
- Seebass M., Stalling D., Nadobny J., Wust P. et al.: *Three-dimensional finite elements mesh generation for numerical simulations of hyperthermia treatments*. In: *Proc. of the 7th Int. Congress on Hyperthermic Oncology*, Rome (1996), Bd. 2, S. 547–548
- Sethian J.A.: *Level Set Methods: Evolving Interfaces in Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Material Science*. Cambridge Monographs on Applied and Computational Mathematics, Cambridge University Press, Cambridge, MA, 1. Aufl. (1996), ISBN 0-521-57202-9

- Shepard D.: *A two-dimensional interpolation function for irregular spaced data*. In: *Proc. of the 23. ACM National Conference*, ACM, New York (1968), S. 517–524
- Shepard M.S. und Georges M.K.: *Automatic three dimensional mesh generation by the finite octree technique*. *Int. Journal for Numerical Methods in Engineering* 32, S. 709–749 (1991)
- Shimada K. und Gossard D.: *Bubble mesh: Automated triangular meshing of non-manifold geometry by sphere packing*. In: *Proc. of the third Symposium on Solid Modeling and Applications* (1995), S. 409–419
- Soille P.: *Morphological Image Analysis: Principles and Applications*. Springer-Verlag, 2. Aufl. (2003), ISBN 3-540-42988-3
- Stalling D. und Hege H.C.: *Intelligent scissors for medical image segmentation*. In: *Digitale Bildverarbeitung in der Medizin*, herausgegeben von Arnolds B., Müller H., Saupe D. und Tolxdorff T. (1996), *Proc. of 4th Freiburger Workshop*, S. 32–36
- Stalling D., Zöckler M. und Hege H.C.: *Interactive segmentation of 3D medical images with subvoxel accuracy*. In: *Proceedings of the International Symposium CAR'98*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K. und Farman A.G., Elsevier Science B.V., Tokyo (1998), S. 137–142, ISBN 0-444-82973-3
- Sullivan J.M., Charron G. und Paulsen K.D.: *A three dimensional mesh generator for arbitrary multiple material domains*. *Finite Element Analysis and Design* 25(2), S. 219–241 (1997)
- Surazhsky V., Alliez P. und Gotsman C.: *Isotropic remeshing of surfaces: A local parameterization approach*. In: *Proc. of 12th International Meshing Roundtable* (2003), S. 215–224
- Surazhsky V. und Gotsman C.: *Explicit surface remeshing*. In: *Proc. of Eurographics Symposium on Geometry Processing* (2003), S. 17–28
- Westerhoff M.: *Extracting geometrical models of neuronal structures from 3D image data*. Dissertation, Freie Universität Berlin, FB Mathematik und Informatik (2003)
- Whitted T. (Hg.): *Computer Graphics Proceedings*, Bd. 31 von *Annual Conference Series*, ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1997), ISBN 0-201-32230-7
- Yamakawa S. und Shimada K.: *High quality anisotropic tetrahedral mesh generation via packing ellipsoidal bubbles*. In: *Proc. of the 9th International Meshing Roundtable* (2000), S. 263–273

3. Generierung dreidimensionaler Schädelmodelle für die Planung

Yamakawa S. und Shimada K.: *Hex-dominant mesh generation with directionality control via packing rectangular solid cells*. In: *Geometric Modeling and Processing – Theory and Applications* (2002), S. 107–118

Zachow S.: *Entwurf und Implementierung eines chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik*. Diplomarbeit, Technische Universität Berlin & Charité Campus Virchow Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (1999)

Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.F. und Sader R.: *3D Osteotomieplanung in der MKG-Chirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung*. In: *Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, herausgegeben von Wörn H., Mühling J., Vahl C. und Meinzer H.P., Gesellschaft für Informatik, Heidelberg (2001), GI Lecture Notes in Informatics, S. 217–226

Zienkiewicz O.C.: *Methode der finiten Elemente*. Carl Hanser Verlag, München, 2. Aufl. (1984), ISBN 3-446-12525-6, Studienausgabe

Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

*Tell me and I'll forget,
show me and I may remember,
involve me and I'll understand*
Konfuzius, um 500 v. Chr.

Die Verfügbarkeit individueller, aus tomografischen Daten anatomisch korrekt rekonstruierter 3D Schädelmodelle bildet die Grundlage für eine computergestützte 3D Knochenschnitt- und -umstellungsplanung in der MKG-Chirurgie, wie sie in diesem Kapitel vorgestellt wird. Mit der vorliegenden Arbeit wurde das Ziel verfolgt, eine Osteotomieplanung an computergrafischen 3D Planungsmodellen, in Analogie zur bewährten, jedoch kostspieligen Planung an medizinischen *Rapid-Prototyping* Modellen [Zeilhofer, 1998] durchführen zu können. Eine realistische, den chirurgischen Vorgaben entsprechende Planung *unterschiedlicher*, unter Umständen auch unkonventioneller Vorgehensweisen am 'virtuellen' Schädelmodell, unter Berücksichtigung möglicher anatomischer und räumlicher Einschränkungen, schafft die Basis für ein gutes Verständnis der zu Grunde liegenden Probleme und bietet die Möglichkeit einer optimalen mentalen Vorbereitung auf die chirurgische Korrektur komplexer Knochenfehlbildungen bzw. -fehlstellungen.

Im Gegensatz zu existierenden Ansätzen ist die hier vorgestellte Osteotomieplanung nicht auf planare Schnittführungen beschränkt, sodass eine Planung entsprechend der individuell erforderlichen Behandlungsstrategie ermöglicht wird. Auch die Vermeidung der Verletzung vulnerabler Strukturen, wie z.B. Nerven, Gefäße oder Zahnwurzeln, findet im Rahmen der Knochenschnittplanung Berücksichtigung. Durch die Modellierung einer den chirurgischen Vorgaben entsprechenden Schnittplanung lässt sich auch die Umstellungsplanung in ihrem Ergebnis wesentlich genauer bewerten. Die bisherigen Ansätze lieferten hier nur einen groben Anhaltspunkt bzgl. lokaler Bereiche, wie z.B. der dentalen Okklusion, gewährleisteten aber nicht die Erzielbarkeit des geplanten Ergebnisses. So bleibt meist die Erhaltung bzw. Einstellung einer korrekten Kiefergelenksposition unberücksichtigt, und mittels vereinfachter Osteotomie geplante Verlagerungen sind aufgrund sich gegenseitig behindernder Knochenteile in der Therapie unter Umständen gar nicht möglich.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

Eine gegenüber bisherigen Ansätzen verbesserte Planung wird somit zum einen über die Art und die Qualität der Modelle erzielt, wie sie im vorangehenden Kapitel 3 beschrieben sind und zum anderen durch die Bereitstellung geeigneter Planungsmethoden, die eine freie Schnittplanung entsprechend der chirurgischen Anforderungen aus Kapitel 1 ermöglichen – eine Planung, die in ihrer Form auch operativ umgesetzt werden kann. Für die MKG-Chirurgie stellt eine Planung nach dem hier vorgestellten Prinzip eine deutliche Verbesserung gegenüber der in Kapitel 2 genannten Möglichkeiten dar.

4.1 Diagnose und Quantifizierung von Fehlstellungen

Die Bestimmung geeigneter Schnittverläufe und die Umstellung knöcherner Strukturen zur optimalen funktionellen Rehabilitation erfordert eine dreidimensionale Planung. Diese schließt die Diagnose, d.h. die Bewertung einer Fehlstellung anhand der räumlichen Zusammenhänge mit ein. In der klinischen Routine werden eine Vielzahl an Untersuchungen am Patienten durchgeführt, um die individuellen Form- und Lageverhältnisse zu ermitteln. Dazu gehören, neben der visuellen Bewertung des äußeren Erscheinungsbildes und der Vermessung der Gesichtstopografie, auch die Erfassung der Kiefer- und Zahnstellung durch Gipsabdrücke sowie die Akquisition von Kephalogrammen, Orthopantomogrammen und in komplexen Fällen von Computer- bzw. Magnetresonanztomogrammen (siehe Kapitel 1.7, S. 15 ff).

Sämtlich erfasste Daten lassen sich dabei zur Planung in ein gemeinsames Koordinatensystem überführen. Das heißt, topografische Daten können mittels dreidimensionaler optischer Vermessung digitalisiert werden, und Fotografien, Kephalogramme und Orthopantomogramme lassen sich, ebenfalls in digitalisierter Form, unter Kenntnis der Aufnahmeverhältnisse in das 3D Modell der Hautoberfläche einpassen. Digitalisierte Gipsmodelle der Kiefer- und Bezahnungssituation können wiederum mit den Röntgenaufnahmen registriert und so in ein Gesamtmodell integriert werden [Dean et al., 2001]. Für komplexe chirurgische Korrekturen des knöchernen Gesichtsschädels ist jedoch stets ein Röntgen-CT als Planungsreferenz gefordert und für die vorliegende Arbeit auch obligatorisch. Zusätzliche planungsrelevante Daten stellen zwar unter Umständen eine genauere, bzw. hinsichtlich spezieller Untersuchungen sogar besser zu interpretierende Repräsentation lokaler anatomischer Gegebenheiten dar, sie lassen sich im Allgemeinen aber auch aus den tomografischen Daten rekonstruieren. Zusätzliche Daten *können* im Rahmen der 3D Planung in Kombination mit dem CT genutzt werden (Abb. 4.1), sie sind für die hier vorgestellte 3D Planung jedoch nicht zwingend erforderlich.

In der Anthropometrie bzw. der konventionellen Kephalometrie erfolgen Schädelvermessungen anhand von außen zugänglichen, *anthropologischen* Referenzpunkten [Farkas, 1994a]. Abstände zwischen Referenzpunktpaaren werden typischerweise mit einem Messzirkel, d.h. euklidisch vermessen, in einigen Fällen aber auch

4.1 Diagnose und Quantifizierung von Fehlstellungen

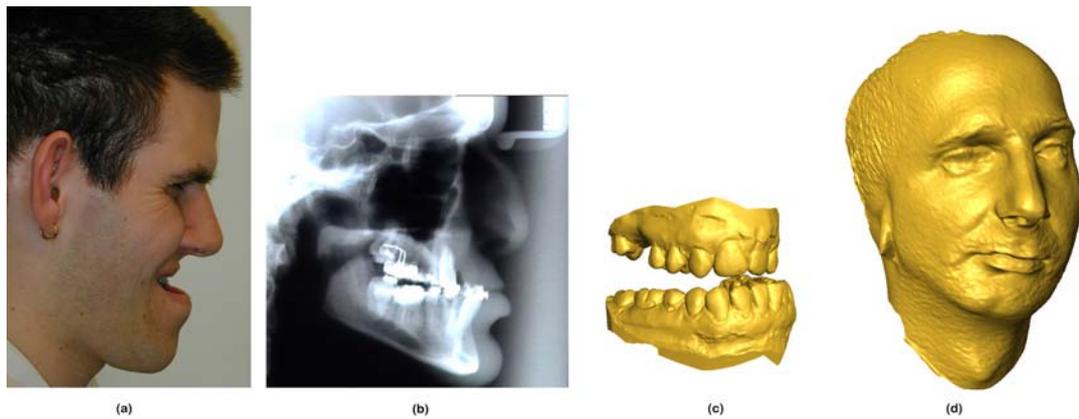


Abbildung 4.1: Bewertung von Schädel- und Kieferfehlstellungen:
a) Profildokumentation, b) laterales Kephhalogramm, c) digitalisiertes Zahnmodell, d) fotogrammetrisch erfasste Gesichtsoberfläche

mit einem Maßband auf der Hautoberfläche (quasi-geodätisch). Eine etablierte Methode zur quantitativen Bewertung von Knochenfehlbildungen und -fehlstellungen ist die Röntgenkephalometrie, bei der *anatomische* Referenzpunkte an knöchernen Strukturen lokalisiert und zueinander in Relation gesetzt werden (Abschnitt 1.7). Bei der Röntgenkephalometrie erfolgt die Analyse überwiegend in einer lateralen Projektion, wobei sich in Kombination mit einer orthogonalen frontalen Projektion auch Rückschlüsse auf dreidimensionale Strukturen ziehen lassen. Diese Methode versagt jedoch bei Patienten mit stark asymmetrischen Dismorphien, da beide Gesichtshälften in der Projektion überlagert dargestellt werden. Mit der Verfügbarkeit von tomografisch erzeugten Messwerten lassen sich sowohl äußere als auch innere Referenzpunkte bestimmen und in Relation zueinander vermessen, wobei die Genauigkeit nach Hildebolt und Vannier [1988] vergleichbar mit der konventioneller Methoden ist. Aufgrund eines kontinuierlich steigenden räumlichen Auflösungsvermögens eignet sich die 3D Bildgebung mittlerweile auch für die kephalometrische Analyse, beschränkt sich derzeit aber noch auf Patienten mit schwerwiegenden asymmetrischen Dismorphien [Fuhrmann, 2000].

Ausgehend von einem aus tomografischen Daten rekonstruierten Kopf-/Schädelmodell eines Patienten kann anhand der dreidimensionalen Darstellung der Hautoberfläche bereits eine erste, visuelle Bewertung der Gesichtssymmetrie und des Gesichtsprofils erfolgen. Werden die Ansichten dabei in einer vergleichbaren Art und Weise ausgerichtet, dann kann entsprechend Abbildung 1.19 auf Seite 15 eine Dreiteilung des Gesichtes in der Profilansicht bzw. eine Fünfteilung in der En-Face Ansicht vorgenommen werden [Behrbohm, 2004], über die sich Abweichungen von Idealproportionen in einem ersten Schritt *qualitativ* beurteilen lassen (Abb. 4.2). Die reproduzierbare Ausrichtung erfordert jedoch ein einheitliches Koordinatensystem, wobei die bilaterale Symmetrie des menschlichen Kopfes, d.h. die Invarianz gegenüber Spiegelung an der sagittalen Medianebene ausgenutzt werden kann.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

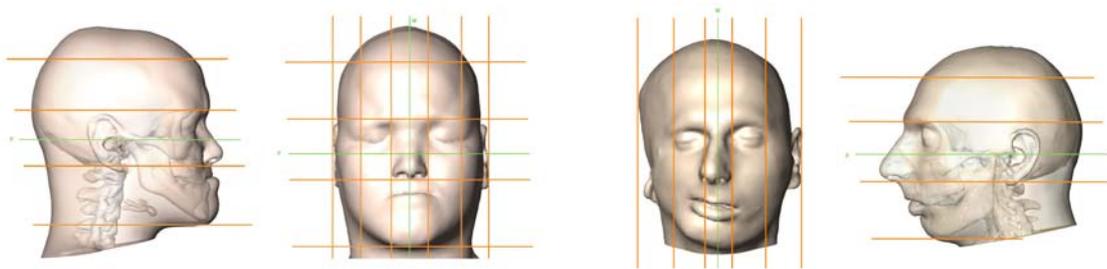
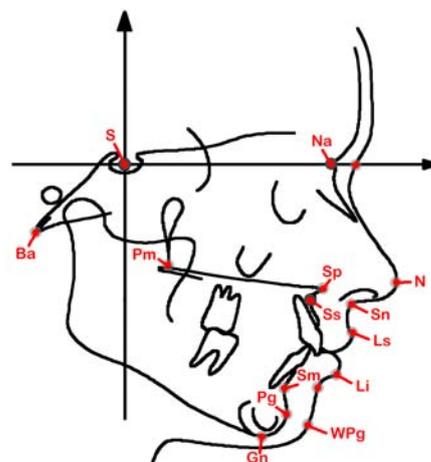


Abbildung 4.2: qualitative Bewertung der Gesichtsproportionen: Profilansicht mit Dreiteilung, Frontalansicht mit Fünfteilung

Die Medianebene lässt sich anhand charakteristischer anatomischer Referenzpunkte konstruieren, wobei die Auswahl geeigneter Punkte in Abhängigkeit von der Fehlbildung individuell variieren kann. Ein in der 2D Kephalometrie etablierter Referenzpunkt, der bei dem überwiegenden Teil der menschlichen Bevölkerung in der Medianebene liegt, ist der sogenannte Sella-Punkt [Segner und Hasund, 1998]. Bei diesem Punkt handelt es sich um den konstruierten geometrischen Mittelpunkt der Hypophyse, die direkt über der Keilbeinhöhle in der *sella turcica* lokalisiert ist. Der Sella-Punkt (S) bildet in der kephalometrischen Analyse üblicherweise das Zentrum des zu Grunde gelegten Koordinatensystems (Abb. 4.3) und kann auch für die 3D Planung als Ursprung festgelegt werden (Abb. 4.5). Neben dem Sella-Punkt gibt es noch eine Vielzahl weiterer anatomischer und anthropologischer Referenzpunkte, die im Normalfall auf der Medianebene liegen, bzw. über deren lineare Verbindung aufgrund der Gesichtssymmetrie auf diese geschlossen werden kann [Drescher, 1993, 2000; Farkas, 1994b; Hajeer et al., 2002; Landes et al., 2002b; Segner und Hasund, 1998]. In Tabelle 4.3 sind einige charakteristische Referenzpunkte zusammengefasst und in Abbildung 4.3 verdeutlicht.

Abbildung 4.3: kephalometrische Referenzpunkte auf der Medianebene

Referenzpunkt	anatom.	anthrop.
Sella-Punkt (S)	×	-
Nasion (Na)	×	×
Basion (Ba)	×	-
Nasenspitze (N)	-	×
Subnasale (Sn)	-	×
Labrale superius (Ls)	-	×
Labrale inferius (Li)	-	×
Subspinale (Ss)	×	-
Spina nasalis anterior (Sp)	×	-
Pterigomaxillare (Pm)	×	-
Supramentale (Sm)	×	×
Pogonion (Pg, WPg)	×	×
Gnathion (Gn)	×	-



4.1 Diagnose und Quantifizierung von Fehlstellungen

Anatomische und anthropologische Referenzpunkte lassen sich entweder direkt in beliebig orientierten Schichtdarstellungen der CT-Daten, direkt am daraus rekonstruierten 3D Modell der Knochen- bzw. Hautoberfläche, oder indirekt, über zwei bzw. drei orthogonale Projektionsansichten des aus den CT-Daten resultierenden 3D Skalarfeldes interaktiv spezifizieren. Die Rekonstruktion der dreidimensionalen Position aus korrespondierenden Referenzpunktpaaren basiert dabei auf der Epipolargeometrie und wurde im Rahmen eines Projektes zur Detektion neuronaler Strukturen in 3D Skalarfeldern der konfokalen Mikroskopie entwickelt [Westerhoff, 2003]. In die Menge aller Referenzpunkte wird anschließend automatisch mittels orthonormaler Regression eine Ebene räumlich eingepasst, sodass die Summe aller Abstandsquadrate zu den vorgegebenen Punkten minimal ist (Abb. 4.4 a). Wird bei der Spezifikation der Referenzpunkte darauf geachtet, dass lediglich die Punkte berücksichtigt werden, die nicht in extrem asymmetrischen Gesichtsbereichen liegen, so repräsentiert die resultierende Ebene eine gute Approximation der gewünschten Medianebene des kephalometrischen Koordinatensystems, werden stattdessen *alle* Referenzpunkte erfasst, dann ergibt sich eine der Asymmetrie entsprechende, geneigte Medianebene (Abb. 4.4 b,c).

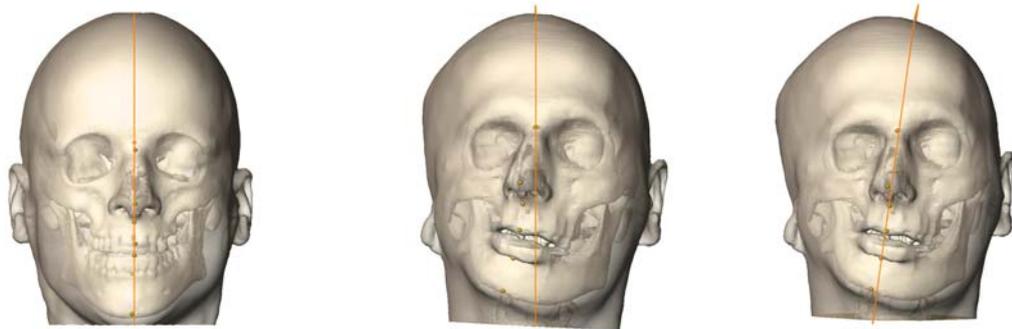


Abbildung 4.4: Bestimmung der Medianebene zur kephalometrischen Analyse:
a) anhand von 10 Referenzpunkten, b) anhand von 4 ausgewählten Referenzpunkten bei starker Asymmetrie, c) wie b) jedoch anhand von 10 Referenzpunkten

Neben der vertikalen Ausrichtung des Modells über die Medianebene muss auch eine horizontale Ausrichtung erfolgen, da bei der Bestimmung von Referenzpunkten oft nach charakteristischen Extrempunkten gesucht wird, deren korrekte Auswahl von der Kopfposition abhängig ist. Zur Ausrichtung können entweder die Sella-Nasion-Linie (S-Na) oder die beiden sogenannten Frankfurter Horizontalen konstruiert werden. Die Sella-Nasion-Linie besitzt den Vorteil, dass sie bereits durch den gewählten Ursprung verläuft und direkt zur rotatorischen Ausrichtung des Koordinatensystems herangezogen werden kann (Abb. 4.3). Die zugehörige Ebene liegt dann orthogonal zur Medianebene (Abb. 4.5 b). Die Frankfurter Horizontale stellt in der lateralen Ansicht eine Verbindung zwischen den oberen Begrenzungen der äußeren Gehörgänge (*meatus acusticus externus*) und den ipsilateralen Infraorbitalrändern,

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

also den unteren Begrenzungen der Augenhöhlen auf der entsprechenden Seite dar. Unter Berücksichtigung der beidseitigen Horizontalen lässt sich wiederum mittels orthonormaler Regression eine Horizontalebene konstruieren (Abb. 4.5 c). Auch die Frankfurter Horizontalebene liegt im Normalfall nahezu orthogonal zur Medianebene und dient somit der horizontalen Ausrichtung des Kopfes [Kühnl, 1996].

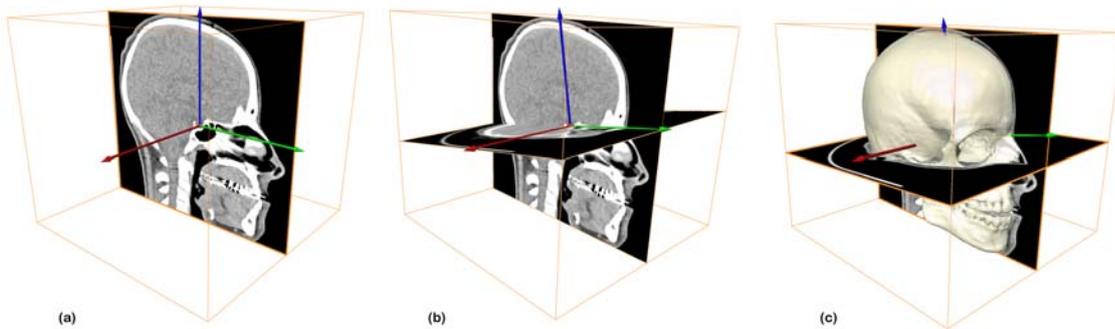


Abbildung 4.5: aus CT-Daten abgeleitetes Koordinatensystem zur dreidimensionalen kephalometrischen Analyse: a) Medianebene mit Ursprung im Sella-Punkt, b) Sella-Nasion Ebene, c) Frankfurter Horizontalebene

Für eine dreidimensionale kephalometrische Analyse können an dem polygonalen 3D Planungsmodell sowohl Längenmessungen (euklidisch und in diskreter Näherung auch auf der Oberfläche) als auch Winkelmessungen über drei Referenzpunkte vorgenommen werden. Referenzlinien lassen sich bei Bedarf konstruieren und beliebig orientierte Ebenen aus dem CT-Stapel auswählen und in Kombination mit dem Planungsmodell und etwaigen Hilfslinien darstellen. Auch innerhalb dieser Ebenen sind Längen- und Winkelmessungen möglich. Aus den CT-Daten können weiterhin 2D Ansichten (Kephalogramme) mittels Intensitätsprojektion berechnet werden (Abb. 4.6 a). In allen drei Projektionsansichten lassen sich dabei auf einfache Weise Abstands- und Längenmessungen durchführen. Weiterhin ist es möglich, aus den CT-Daten entweder eine zylindrische Panoramaansicht durch Spezifikation eines Mittelpunktes und des Radius zu extrahieren (Abb. 4.6 b), oder entsprechend einer Arbeit von Brief et al. [2002] eine Freiformfläche durch Vorgabe eines beliebigen Kurvenverlaufes zu definieren (Abb. 4.6 c). Die Darstellung dieser Ansichten ermöglicht z.B. eine Vermessung und Bewertung der Zahnstellungen entsprechend eines Orthopantomogramms [Hirschfelder, 2000].

Die Bewertung individueller Abweichungen von Normal- bzw. Durchschnittsrelationen obliegt dem planenden Arzt. Derzeit werden, im Rahmen der in dieser Arbeit vorgestellten Planungsumgebung, lediglich die genannten Hilfsmittel zur Vermessung von Abweichungen zu Planungsebenen und zur Bewertung von Symmetrien bereit gestellt. Einheitliche Konzepte zur 3D Kephalmetrie gibt es bislang noch nicht [Drescher, 2000; Hajeer et al., 2002; Landes et al., 2002a; Oliver, 1990]. Eine entsprechende Untersuchung unter Nutzung der verfügbaren Werkzeuge stellt aller-

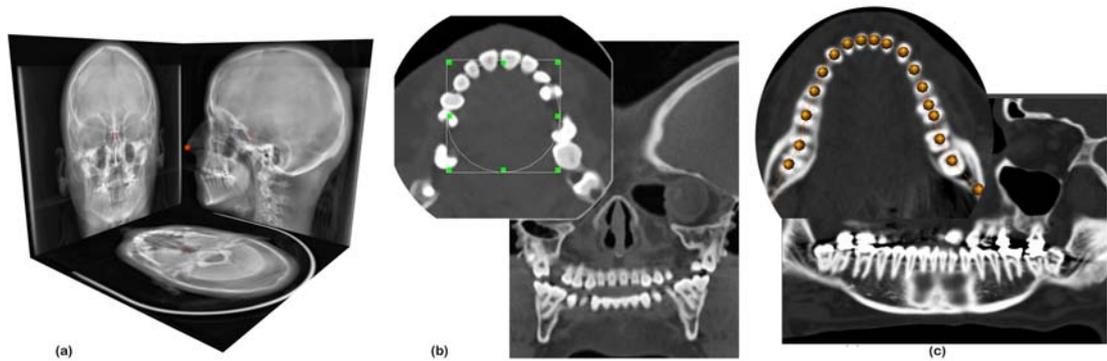


Abbildung 4.6: aus CT-Daten berechnetes a) 3D Kephalogramm, b) zylindrisches Orthopantomogramm, c) Freiform-Orthopantomogramm

dings eine interessante Folgearbeit dar, aus der sich ein Konzept für eine allgemeine 3D Kephalometrie ableiten ließe. Insbesondere die Möglichkeit der Auswahl korrespondierender Referenzpunkte aus berechneten orthogonalen Projektionsansichten mit automatischer Lokalisation des zugehörigen 3D Referenzpunktes erscheint für die Erarbeitung eines Konzeptes zur *echten* 3D Kephalometrie auf Basis verbreiteter, zweidimensionaler kephalometrischer Analysen Erfolg versprechend.

Eine automatische Bewertung von Schädelanomalien ist aufgrund fehlender 3D Referenzdaten und des großen Spektrums an individueller und vor allem pathologischer Abweichungen nicht trivial. Entsprechende Ideen wurden u.a. von Brief et al. [2000] formuliert. Diese könnten z.B. durch 3D Formanalyse und Vergleich mit einem 3D Atlas normaler Schädelformausprägungen realisiert werden. Hierbei ist bereits die Generierung eines digitalen Atlas, der die Variationen normal ausgeprägter menschlicher Schädelformen unterschiedlichen Geschlechts sowie unterschiedlicher Altersgruppen und Nationalitäten beinhaltet, eine herausfordernde Aufgabe. Doch selbst wenn ein automatisierter Vergleich zu Normalausprägungen möglich ist, eine Referenzschädelform per se existiert nicht und kann aufgrund der Individualität eines Menschen auch nicht erstrebenswert sein. Somit gilt es im Wesentlichen, die Symmetrie und die Funktion eines Patienten bestmöglich wieder herzustellen und individuelle Abweichungen von gesellschaftlich bedingten Schönheitsidealen lediglich in einem gewissen Rahmen, entsprechend der ästhetischen Proportionen der Kinn-, Nasen-, Augen- und Stirnregion zu korrigieren. Automatisierte Verfahren können hier lediglich Anhaltspunkte liefern.

Neben der Bewertung offensichtlicher Asymmetrien des Gesichtsschädels ist die kieferorthopädische Bewertung der Kiefer- und Zahnstellung sowie die dentale Okklusion von Belang. Zu diesem Zweck kann eine Rotationsachse über die beiden Kiefergelenke (Kondylen) spezifiziert und der Unterkiefer entsprechend rotiert werden (Abb. 4.7 a). Die Kieferbewegung um eine Rotationsachse ist zwar eine idealisierte, jedoch akzeptable Annahme zur Abschätzung der Kieferrelationen. Das geometrische Modell des Kiefers lässt sich dabei zusätzlich mit einer beliebigen, aus den

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

CT-Daten rekonstruierten Ebene schneiden, sodass Längen- und Abstandsmessungen zwischen korrespondierenden Zahnpaaren auch in der 2D Darstellung erfolgen können (Abb. 4.7b). Maßgeblich für die Bestimmung einer Fehlstellung ist in der Regel die Abweichung zur Neutralverzahnung (Angle Klasse I, Kapitel 1.6, S. 13).

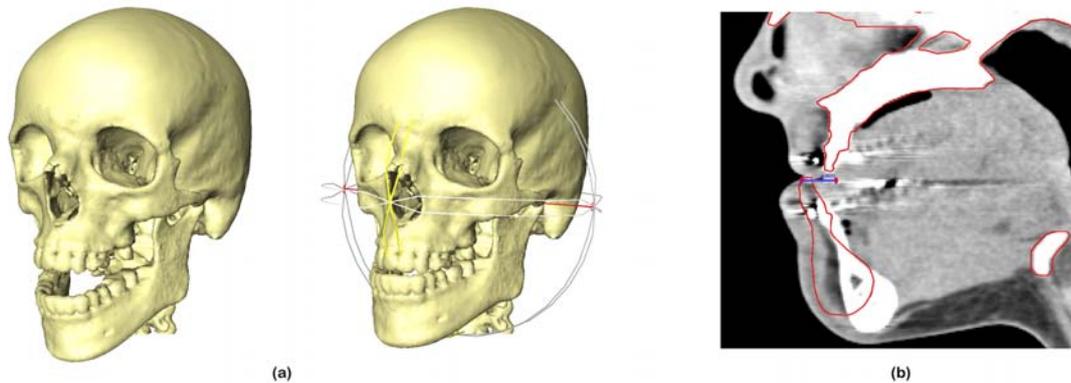


Abbildung 4.7: a) Unterkieferrotation um eine Achse im Kiefergelenk, b) Schnitt der rotierten 3D Kiefergeometrie mit einer CT-Schicht zur Okklusionsbewertung und 2D Vermessung

Das gesamte Gebiet der Anthropometrie bzw. der medizinischen Kephalometrie ist viel zu umfassend, um es in dieser Arbeit ausführlich behandeln zu können. Es gibt eine Vielzahl von Messpunkten und Analysen mit daraus resultierenden Strecken- und Winkelrelationen, die zur Bewertung von Anomalien bei unterschiedlichen Fragestellungen herangezogen werden können [Drescher, 2000; Farkas, 1994a]. Insbesondere bei krankhaften Asymmetrien des Gesichtes, z.B. hemifazialen Mikrosomien, ist die 3D Kephalometrie einer konventionellen 2D Röntgenkephalometrie, bei der die beiden unterschiedlichen Gesichtshälften in eine gemeinsame Darstellung projiziert werden, deutlich überlegen. In einer Arbeit von Bettega et al. [2000] wurde aus diesem Grund versucht die kephalometrische 2D Analyse nach DELAIRE in ein dreidimensionales Konzept zu überführen. Entscheidend für die vorliegende Arbeit ist, dass Fehlstellungen bzw. Fehlbildungen anhand von tomografischen Daten qualitativ und auch quantitativ, dreidimensional bewertet werden können. Die Werkzeuge zur zwei- und dreidimensionalen Vermessung von Projektionsansichten, CT-Messpunkten und 3D Geometrien sind prinzipiell vorhanden, und es können problemlos speziellere implementiert werden, wie z.B. die automatische Bestimmung und Darstellung von Tangentialebenen in einem Oberflächenpunkt oder die 3D Analyse der lokalen Oberflächenkrümmung.

Aus der Bewertung einer Fehlstellung resultiert die Vorgabe für ein kombiniert kieferorthopädisches und chirurgisches Gesamtbehandlungskonzept, bei dem sowohl die funktionelle als auch die ästhetische Rehabilitation berücksichtigt und diese optimal aufeinander abgestimmt werden müssen. Die 3D Diagnose und die Vorplanung dienen somit als Diskussionsgrundlage für die Therapieplanung und

können sowohl zur Patientenaufklärung als auch zur Dokumentation herangezogen werden. Unabhängig von *möglichen* Therapiekonzepten gilt für *diese* Arbeit, Knochenschnittlinien an geeigneter Stelle spezifizieren zu können, um durch Verlagerung von separierten Knochenteilen die Kau-, Schluck-, und Atemfunktion wieder herzustellen und dies unter gleichzeitiger Erhaltung bzw. Rehabilitation einer harmonischen Gesichtsform mit symmetrischen Proportionen [Rhodes et al., 1998].

4.2 Knochenschnittplanung

Die Vorgaben zur chirurgischen Knochenschnittplanung wurden in Kapitel 1 umfassend diskutiert. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit galt es ein entsprechendes Konzept zur computergestützten Osteotomieplanung zu erarbeiten, mit dem komplexe Knochenschnitte intuitiv und den chirurgischen Vorgaben entsprechend am computergrafischen 3D Patientenmodell geplant werden können (Abb. 4.8).

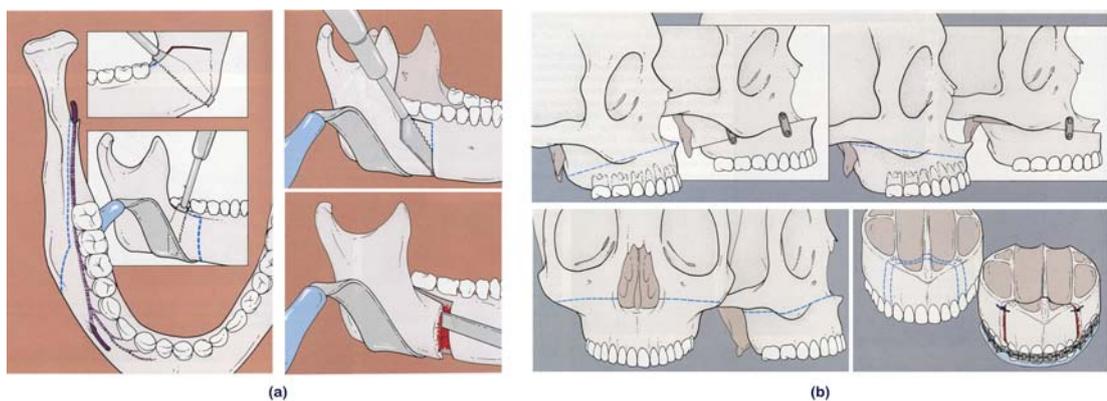


Abbildung 4.8: Osteotomietechniken aus [Salyer, 1992] a) sagittale Spaltung eines Unterkieferastes, b) Varianten der Oberkiefermobilisierung

Eine gängige Methode der chirurgischen Schnittplanung basiert auf der Manipulation der Voxeldaten, d.h. der klassifizierten Volumenelemente des 3D *Label-Feldes* [Pflesser et al., 2002]. Auch im Rahmen der Segmentierung lassen sich knöcherne Strukturen einfach, oft aber nur mit unzureichender Genauigkeit separieren [Binucci et al., 2002; Schutyser et al., 1999; Xia et al., 2000]. Das freie Schneiden von 3D Oberflächen bzw. Volumengittern stellt algorithmisch ein aufwändigeres Problem dar und wurde bislang erst von wenigen Arbeitsgruppen behandelt [Bielser und Gross, 2000; Mazura und Seifert, 1997; Mor und Kanade, 2000]. Alternativ wurden Ebenenschnitte verwendet, mit denen durch Nutzung von sogenannten *clipping* Techniken Schnitte visuell simuliert werden können [Barré, 2001; Król et al., 2001; Teschner et al., 2000], oder es erfolgten Schnitte entlang von Elementkanten, wobei Gitterknoten entweder auf den Schnitttrand verschoben oder Gitterelemente an Schnittkanten verfeinert, vom Schnitt betroffene Elemente selektiert und diese

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

anschließend aus dem Gitter entfernt werden [Forest et al., 2002; Nienhuys und van der Stappen, 2001]. Im Rahmen dieser Arbeit wurden alle genannten Ansätze zur Trennung knöcherner Modellstrukturen untersucht und hinsichtlich ihrer Eignung für ein chirurgisches Planungssystem bewertet.

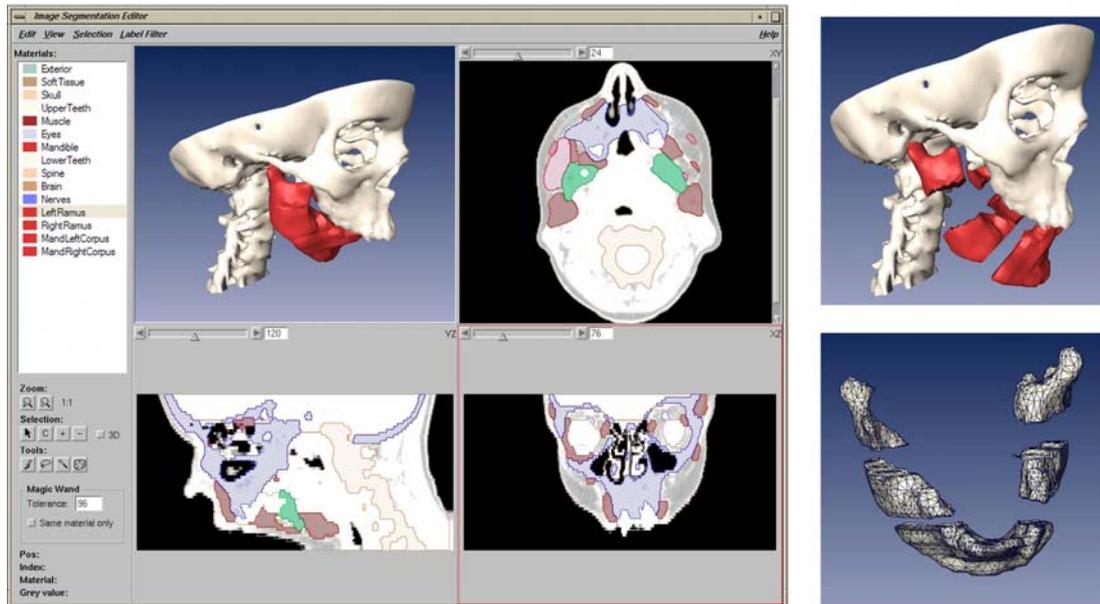


Abbildung 4.9: Trennung knöcherner Strukturen in der Segmentierungsphase

In Ermangelung jeglicher Schnittwerkzeuge lässt sich eine einfache Schnittplanung bereits durch geeignete Segmentierung im Verlauf der Modellrekonstruktion vornehmen [Zachow et al., 2000]. Hierbei können Knochenstrukturen entweder direkt in den drei orthogonalen Ansichten unterschiedlich klassifiziert und somit separiert werden (Abb. 4.9), oder es kann das Voxelmodell einer einheitlich klassifizierten Knochenstruktur in einer geeignet gewählten Projektionsansicht frei Hand geschnitten werden (Abb. 4.10).

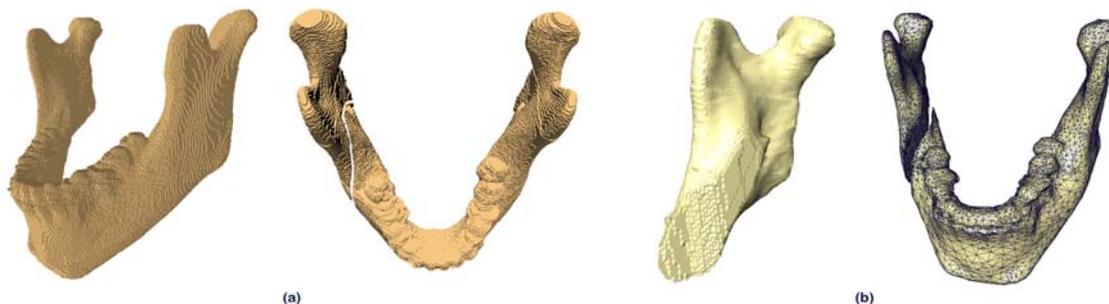


Abbildung 4.10: Schnittplanung am Voxelmodell: a) Schnitt in einer Projektionsansicht, b) Triangulation des geschnittenen Unterkiefers

Die Schnittplanung am Voxelmodell ist ein gängiger Ansatz, der in etablierten, z.T. kommerziellen medizinischen Planungssystemen Anwendung findet (3D Viewnix, Analyze, Materialise, V-Works etc.). Eine derartige Planung besitzt hinsichtlich der Zielvorstellung der vorliegenden Arbeit zwei entscheidende Nachteile: i) Die Schnittführung ist durch die Ausdehnung der Volumenelemente beschränkt und führt insbesondere bei schrägen Schnitten zu einem stufigen Schnitttrand (Abb. 4.9 rechts, 4.10 b). ii) Eine Modifikation der Schnittführung im Rahmen der Planung erfordert stets die erneute Generierung eines polygonalen Planungsmodells, wie es für die Weichgewebepräädiktion gefordert und in Abschnitt 3 beschrieben ist.

Insbesondere der zweite Nachteil schränkt eine Knochenschnittplanung stark ein. Um den Planungsvorgang zu beschleunigen und ihn so optimal wie möglich zu gestalten, damit eine Vielzahl unterschiedlicher Varianten ausprobiert und bewertet werden können, bietet es sich an, die Schnittplanung direkt am initial vorbereiteten Planungsmodell durchzuführen. Das Schneiden polygonaler Oberflächenmodelle ist aus Sicht der Implementierung jedoch nicht trivial, da komplexe Datenstrukturen zur Beschreibung eines konsistenten Oberflächengitters verwaltet und manipuliert werden müssen. Eine einfache Methode zur *visuellen* Schnittplanung lässt sich aber bereits durch sogenannte *clipping* Verfahren realisieren. Hierbei können Schnittebenen frei positioniert und Teile des 3D Modells in einem von der jeweiligen Ebene begrenzten Halbraum angezeigt bzw. ausgeblendet werden (Abb. 4.11).

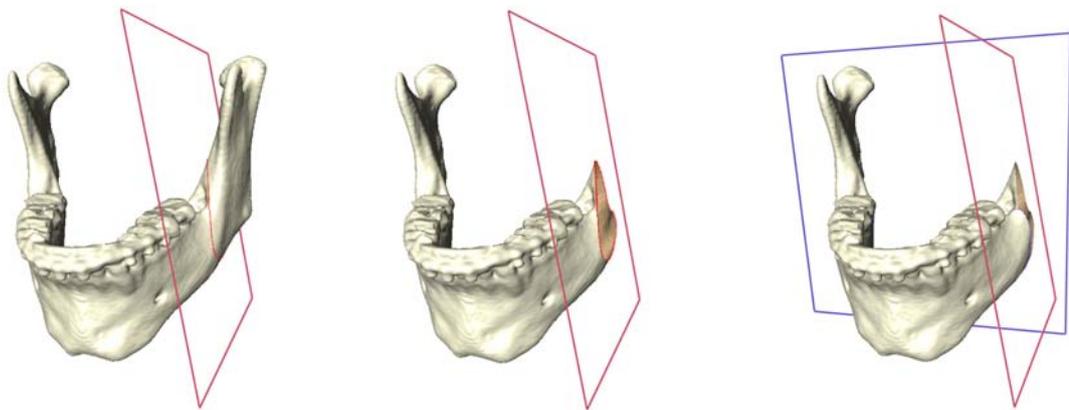


Abbildung 4.11: Visualisierung von Ebenenschnitten an einem polygonalen Oberflächenmodell mittels OpenGL *model clipping*

Solche Verfahren sind bereits in gängigen Grafikbibliotheken, wie z.B. OpenGL implementiert und werden in darauf aufsetzenden Plattformen wie Open Inventor oder *vtk* angeboten. Die Modellgeometrie wird dabei jedoch nicht verändert, so dass Teile des Modells auch nicht individuell zueinander verlagert werden können. Lediglich durch Duplizierung des Modells und geschickte Anordnung unterschiedlicher Schnittebenen lassen sich komplexere Schnittverläufe nachbilden (Abb. 4.11 rechts). Eine Umstellungsplanung mit Übertragung der Knochenverlagerung auf das Weichgewebemodell ist auf diese Art jedoch nicht möglich.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

In Abbildung 4.12 ist eine Schnittplanung am polygonalen Oberflächenmodell gezeigt, bei der die Schnittmodellierung, entsprechend der Planung am Voxelmodell, mittels frei Hand einzeichnbarer Konturen in der 3D Ansicht erfolgt. Auf diese Art lassen sich Schnitte am Oberflächenmodell entlang von Kantenzügen vornehmen [Zachow et al., 2001a, b]. Hierzu wurden im Rahmen dieser Arbeit unterschiedliche Selektionsverfahren auf Basis eines Z-Buffer Tests implementiert, mit denen sich Bereiche des Oberflächenmodells intuitiv auswählen lassen. Eine Glättung des Schnittrandes kann durch die Verschiebung von angrenzenden Elementkanten, bzw. Vertizes erfolgen, wodurch zwar die Elementqualität, nicht jedoch die Anzahl der Gitterelemente verändert wird. Der Schnittverlauf ist bei diesem Modellierungsansatz jedoch stark von der Oberflächenauflösung des Planungsmodells abhängig.

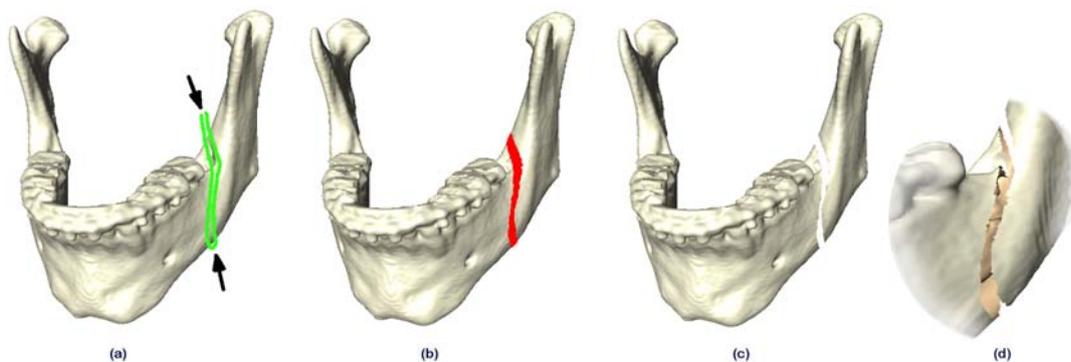


Abbildung 4.12: Schnittplanung am Oberflächenmodell: a) Schnittspezifikation in einer Projektionsansicht, b, c) Selektion und Entfernung von Dreiecksflächen, d) Schnitttrand in Abhängigkeit von der Triangulation

In Tabelle 4.1 sind die untersuchten Modellierungsansätze zur Osteotomieplanung mit ihren Vor- und Nachteilen zusammengefasst. Anfänglich wurde, wie in Abbildung 4.13 gezeigt, die Idee favorisiert, 3D Eingabegeräte, wie z.B. das Phantom[®] der Firma Sensable oder ähnliche, dreidimensional lokalisierbare Werkzeuge für die 3D Schnittplanung zu verwenden [Zachow et al., 2001b]. Versuche dazu ergaben jedoch, dass neben der erforderlichen Hardware auch erhebliche Anforderungen an die Software gestellt werden müssen, wie z.B. stereoskopische Darstellung, 3D Kollisionserkennung in Echtzeit, Krafterückkopplung und Zweihand-Interaktion, um eine intuitive Planung zu gewährleisten. Insbesondere die Kollisionserkennung und die Krafterückkopplung lassen sich für komplexe Geometrien derzeit noch nicht ohne weiteres in Echtzeit realisieren. Aufgrund der dazu erforderlichen Hardware wäre ein Planungssystem dieser Art zudem in seiner allgemeinen Nutzbarkeit stark eingeschränkt. Weiterhin ist eine *echte* 3D Schnittplanung mit entsprechenden Werkzeugen für ungeübte Benutzer¹ extrem schwer zu bedienen, wie sich bei Tests innerhalb der Amira VR[®] Umgebung zeigte [Zachow et al., 2002].

¹ Die Anwender zukünftiger Simulationssysteme haben es aufgrund ihrer Erfahrungen mit Spielekonsolen vermutlich einfacher.

Tabelle 4.1: Schnittmodellierung an computergrafischen 3D Modellen

Modellierungsansatz	Vorteile	Nachteile
Segmentierung zu mobilisierender Strukturen	einfache Realisierung	ungenau, Schnittbewertung erfordert die erneute Generierung eines polygonalen Oberflächenmodells inklusive Volumengitter
Separation von Teilstrukturen am Voxelmodell	einfache Implementierung	Schnitttrand hängt von der Voxelauflösung ab, Schnittbewertung erfordert die erneute Generierung eines polygonalen Oberflächenmodells inklusive Volumengitter
Ebenenschnitte via <i>model clipping</i>	in CG-Bibliotheken implementiert, glatter Schnitttrand	bei multi-planaren Schnitten schwer zu handhaben, nur visueller Schnitt, Modellgeometrie wird nicht verändert
Selektion und Entfernung von Gitterelementen	einfache Implementierung	Schnitttrand hängt von der Oberflächenauflösung ab, adaptive Verfeinerung bzw. Vertexverschiebungen erforderlich
Schnitt und Retriangulation von Gitterelementen	glatte Schnitttränder	aufwändige Implementierung, Kontrolle der Elementqualität an den Schnittträndern erforderlich

Aus den vorab genannten Gründen erfolgte eine Beschränkung der Schnittplanung an einem 3D Planungsmodell auf die 2D Darstellungsebene, mit Bereitstellung einer Möglichkeit der 3D Modelltransformation während der interaktiven Spezifikation von Schnittlinien. In der vorliegenden Arbeit wurde somit das Konzept der Trennung von Schnittdefinition und eigentlichem Schnitt verfolgt. Dabei soll die Planung an medizinischen RP-Modellen nachgebildet werden, wie sie z.B. in Abbildung 1.23 und 1.24 auf Seite 18 gezeigt sind. Zudem erlaubt dieser Ansatz eine Schnittbewertung bezüglich innen liegender Risikostrukturen, wie z.B. Nerven, Blutgefäße, Zahnwurzeln usw. *vor* dem eigentlichen Schnitt.

Der gewählte methodische Ansatz für die Schnittplanung ist dabei wie folgt:

- Freie Definition von Schnittlinien auf dem Oberflächenmodell
- Generierung von Schnittflächen für geschlossene Konturen, falls der Schnitt innerer Strukturen gefordert ist
- Bewertung des Schnittes innerer Strukturen und ggf. erforderliche Modifikation der Schnittlinien bzw. Schnittflächen
- Schnitt des Oberflächenmodells inklusive aller eingebetteten Strukturen mit den vorgegebenen Schnittlinien und ggf. daraus generierten Schnittflächen

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

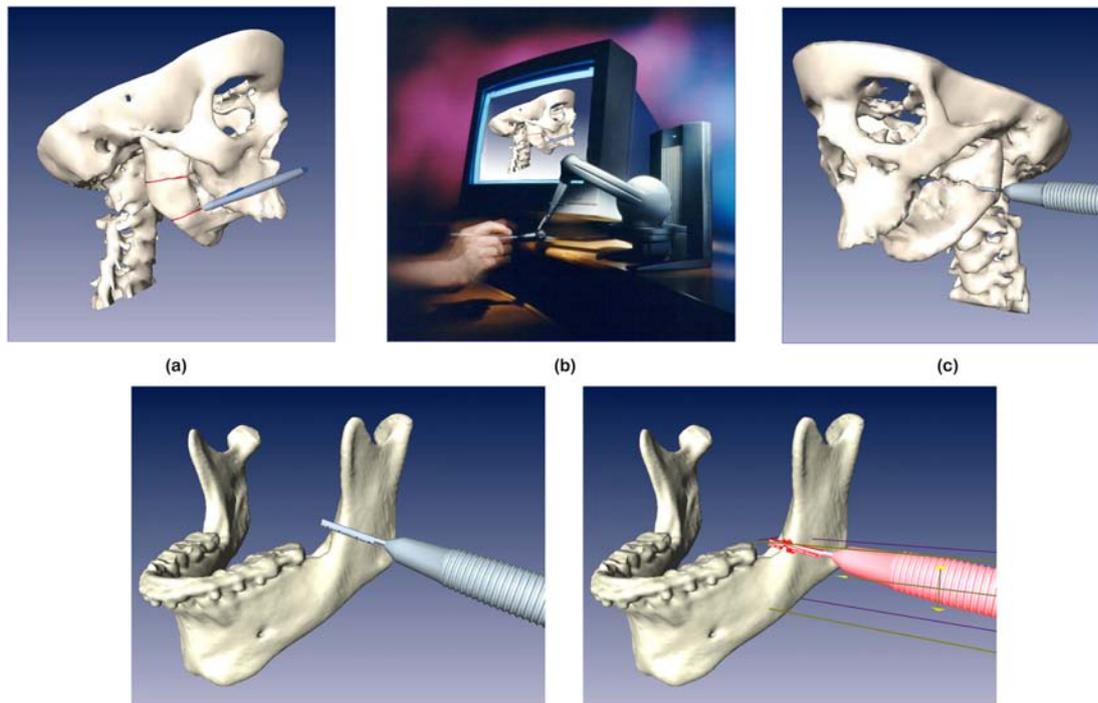


Abbildung 4.13: Techniken der 3D Knochenschnittplanung: a) Anzeichnen von Schnittlinien am Modell, b) 3D Eingabegerät mit Kraftrückkopplung, c ff.) direktes Schneiden mit chirurgischen Werkzeugen unter Kollisionskontrolle

4.2.1 Anzeichnen von Schnittlinien am 3D Modell

Die Durchführung eines komplizierten Schnittes an einem dreidimensionalen Oberflächenmodell ist eine Aktion, die auf Anhieb typischerweise nicht so gelingt, wie es gewünscht ist. In Analogie zur Führung eines komplizierten Schnittes auf einem Bogen Papier bietet sich das Anzeichnen von Schnittlinien auf der Modelloberfläche *vor* einer komplexen Osteotomie an. Schnittverläufe lassen sich auf diese Art kontrollieren, ggf. modifizieren und erst bei zufrieden stellendem Ergebnis applizieren. Zu diesem Zweck ist ein Verfahren zur interaktiven Spezifikation von Schnittlinien auf 3D Oberflächenmodellen gefordert.

Die Idee, Schnittlinien in der Darstellungsansicht zu definieren und diese auf das 3D Modell anzuwenden wurde bereits 1990 von Yasuda et al. vorgestellt. Im gleichen Jahr präsentierten Hanrahan und Haeberli [1990] ein Verfahren zum interaktiven Malen auf 3D Oberflächen mittels 2D Eingabegeräten. Die Möglichkeit eines 3D Mauszeigers, der sich in Abhängigkeit von der Bewegung eines 2D Eingabegerätes auf einer gekrümmten Oberfläche bewegt, wurde bereits von Delingette et al. [1994] für den Einsatz in einer chirurgischen Planungsumgebung untersucht und in der vorliegenden Arbeit zur 3D Schnittplanung implementiert (Abb. 4.14).

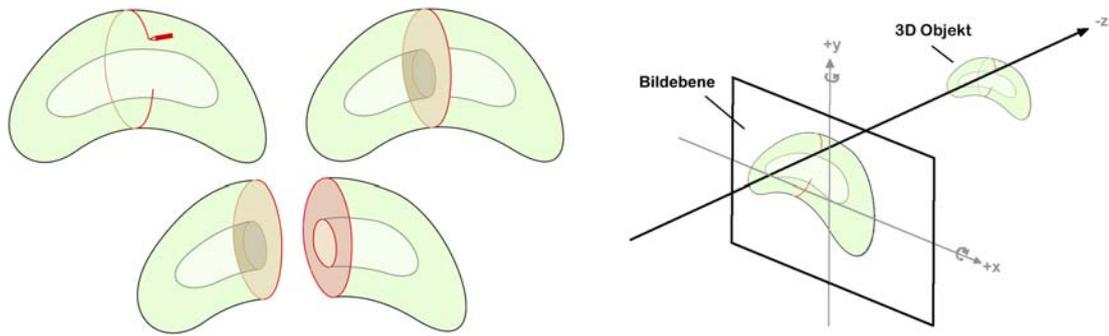


Abbildung 4.14: Prinzip des Anzeichnens von Schnittlinien auf 3D Oberflächen und Schnittflächengenerierung zum Schnitt innerer Strukturen

Um eine freie und intuitive Schnittplanung an polygonalen Oberflächen zu ermöglichen, sollen Linienzüge gemäß der Bewegung eines Eingabegerätes auf einem Oberflächenmodell angezeigt werden können. Dazu werden zwei Möglichkeiten unterschieden: i) Definition der Stützstellen durch explizite Vorgabe (Mausklick) und Übertragung der Mauszeigerposition P_M auf das entsprechende (sichtbare) Flächenstück des 3D Oberflächenmodells und ii) Definition der Stützstellen durch freie Bewegung des Mauszeigers und kontinuierliche Abtastung der Mauszeigerposition P_M mit entsprechender Überführung der 2D Koordinate der Darstellungsebene in die zugehörige 3D Position der Oberfläche P_S im Objektkoordinatensystem (Abb. 4.15).

$$P_S(x_s, y_s, z_s) = f(P_M(x_m, y_m)) \quad \text{mit } f : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}^3$$

Die Bestimmung der 3D Position auf der Oberfläche zu einer gegebenen 2D Mauszeigerposition erfolgt durch eine spezielle Strahlverfolgung (Abb. 4.14). Ausgehend von der Mauszeigerposition in der Darstellungsebene wird, unter Berücksichtigung der gewählten Projektion (orthografisch, perspektivisch) und der Z-Buffer Information, die erste sichtbare Dreiecksfläche entlang des Projektionsstrahls im sogenannten *view volume* bestimmt und der Schnittpunkt als 3D Koordinate zurückgeliefert.

Zur Generierung eines Linienzuges auf einem Oberflächenmodell müssen die aufeinander folgend spezifizierten Stützstellen auf dem kürzesten Weg miteinander verbunden werden. Hierbei ist gefordert, dass die Liniensegmente *in den Dreiecksflächen* der Oberfläche, d.h. stets *in* der Polygonoberfläche liegen. Die Verbindung der Stützstellen führt so zu einem Pfad auf der Objektoberfläche. Die exakte Bestimmung kürzester Pfade auf polygonalen Oberflächen fällt in die Aufwandsklasse $O(n^2 \log(n))$ bzw. $O(n^2)$ [Chen und Han, 1990, 1996]. Mit approximativen Verfahren lässt sich der Aufwand bis auf $O(n \log(n))$ reduzieren [Kanai und Suzuki, 2000; Kimmel und Sethian, 1998; Kirsanov et al., 2004]. Bei komplexen Oberflächenmodellen, bestehend aus einer großen Zahl von Dreiecksflächen, können Linienzüge allerdings auch auf diese Art nicht mehr interaktiv festgelegt werden.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

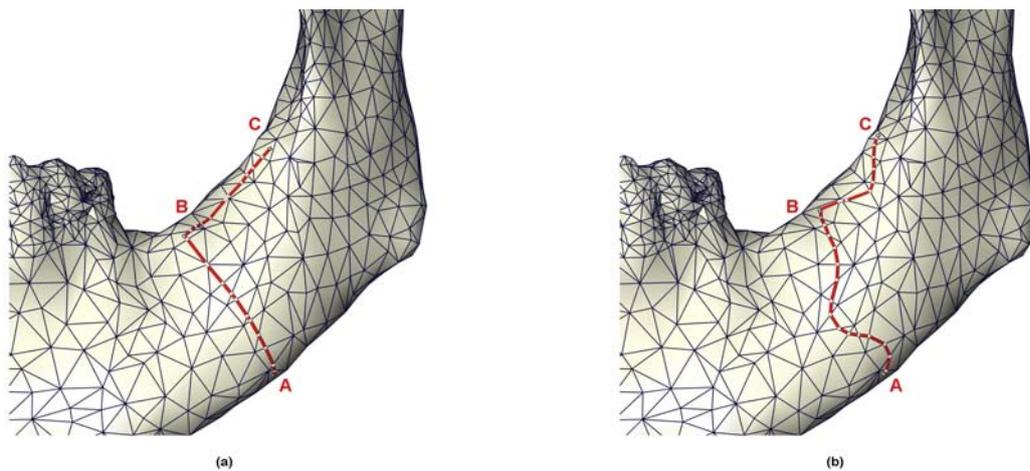


Abbildung 4.15: Anzeichnen von Schnittpfaden: a) mittels einzelner Stützstellen A, B und C , b) frei Hand zwischen A und B sowie B und C

Um das interaktive Zeichnen von Linien auch auf sehr komplexen Oberflächen mit mehreren Millionen Dreiecksflächen zu ermöglichen, wird die Linie während des Zeichenvorganges lediglich in der Bildelebene gezeichnet und die abgetasteten Mauspositionen gepuffert. Erst nach Loslassen der Maustaste, also dem Abschluss der Definition eines Liniensegmentes, erfolgt die Projektion aller Kontrollpunkte auf die Oberfläche. Auf diese Art können Schnittlinien unabhängig von der Anzahl dargestellter Dreiecksflächen ohne nennenswerte Verzögerung auf dem Modell angezeichnet werden. Der Schnittverlauf auf der Oberfläche ergibt sich im gewählten Ansatz durch den Schnitt des Oberflächenmodells S mit einer durch die jeweiligen Stützpunktpaare P_0 und P_1 aufgespannten Ebene E , die die beiden zugehörigen Normalenvektoren N_0 und N_1 enthält (Abb. 4.16 a). Das Verfahren schlägt fehl, wenn die beiden Vektoren exakt auf einer Linie liegen, was jedoch selten auftreten wird und aufgrund der Interaktivität auch kein besonderes Problem darstellt.

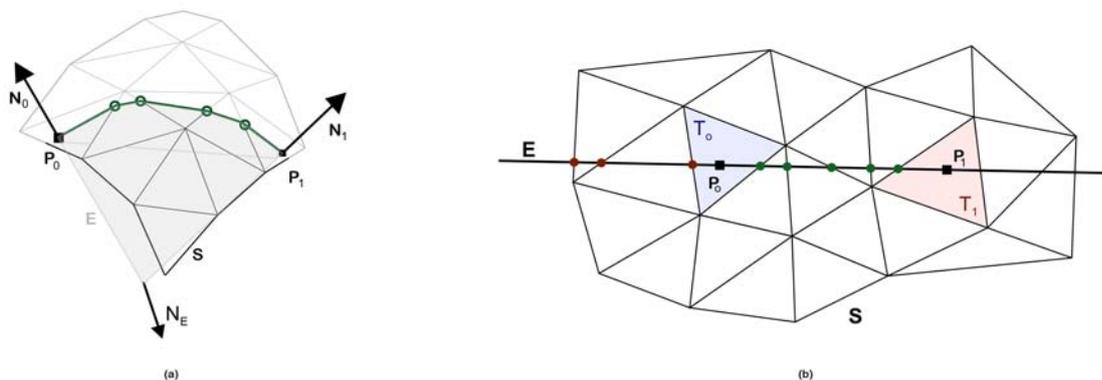


Abbildung 4.16: Pfade auf 3D Oberflächen: a) Schnitt einer Ebene mit einer beliebigen Polygonfläche, b) Pfade zwischen zwei gegebenen Punkten

Im Falle geschlossener Oberflächen ohne Löcher (unberandete Mannigfaltigkeiten, Genus 0) ergeben sich auf diese Art immer zwei mögliche Pfade zwischen zwei Stützstellen. Bei einer Kugeloberfläche liegen diese auf einer Geodäte. Als Schnittpfad wird stets der kürzere der beiden Linienabschnitte gewählt. Der Schnittlinienverlauf auf dem triangulierten Oberflächenmodell S zwischen zwei Stützstellen P_0 und P_1 (Abb. 4.16 b) wird dabei wie folgt ermittelt:

Algorithmus 4.1: Linienzug auf einer triangulierten Oberfläche

```

pStart, pEnd; // two 3D points on a triangulated surface
tStart, tEnd; // triangles where the two points reside

// surface normals at the given point locations
nStart := tStart.normal;
nEnd := tEnd.normal;

// a plane that contains both normals
plane := new Plane(pStart, pEnd, nStart, nEnd);

// intersection(s) of start triangle and plane
edge1, edge2 := plane.intersects(tStart);

t1, t2 := tStart; // neighbour triangles with common edge
path1, path2 := 0; // line segments for the two possible paths

// iterative bidirectional path search across triangle faces
while ( (t1  $\vee$  t2)  $\wedge$  ((t1  $\neq$  tEnd)  $\vee$  (t2  $\neq$  tEnd)) ) {
    if ( t1 ) {
        t1 := t1.neighbour(edge1); // triangle sharing edge1
        if ( t1 ) {
            edge := plane.intersects(t1);
            path1.append(lineSegment(edge1, edge));
            edge1 := edge;
        }
    }

    if ( t2 ) {
        t2 := t2.neighbour(edge2); // triangle sharing edge2
        if ( t2 ) {
            edge := plane.intersects(t2);
            path2.append(lineSegment(edge2, edge));
            edge2 := edge;
        }
    }
}

// choose shortest nonempty path from tStart to tEnd
path := shortestPath(tStart, path1, t1, path2, t2, tEnd);

```

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

Die Anzahl der Linienabschnitte des resultierenden Linienzuges zwischen den beiden vorgegebenen Stützstellen ergibt sich aus der Anzahl der Dreieckskanten, die durch den resultierenden Pfad geschnitten werden. Grundsätzlich ist zwar die kürzeste Verbindung zwischen zwei Stützpunkten auf einer diskreten Oberflächenrepräsentation gesucht, doch für die Schnittplanung handelt es sich nicht um kürzeste Pfade im klassischen Sinne [Polthier, 2002], sondern um eine Approximation, die dem Schnittverlauf einer Klinge bzw. Säge entspricht und somit auch *über* Löcher und Konkavitäten in der Oberfläche verlaufen kann, selbst wenn ein Verlauf außen herum zu einem kürzeren Pfad führen würde (Abb. 4.17 a).

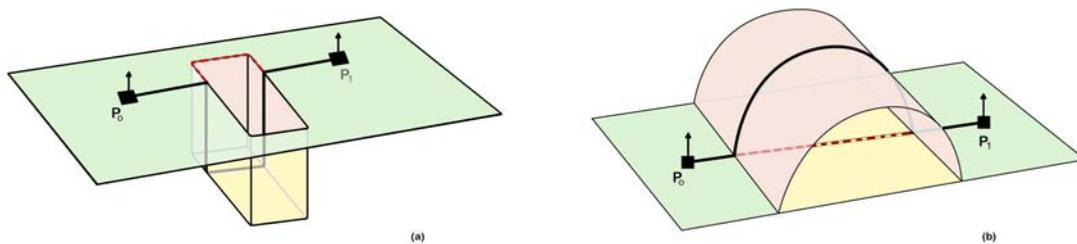


Abbildung 4.17: Pfade auf 3D Oberflächen: a) Wahl des direkten Pfades an Stelle des kürzesten, b) Wahl des äußersten Pfades auf nicht-mannigfaltigen Oberflächen

Handelt es sich bei der Oberfläche um eine berandete Mannigfaltigkeit, besitzt sie Löcher oder gibt es Kanten, an denen mehr als zwei Dreiecksflächen angrenzen (Nicht-Mannigfaltigkeit), müssen bei der interaktiven Spezifikation von Schnittpfaden gesonderte Untersuchungen zur automatischen Generierung eines vermutlich gewünschten Schnittverlaufs erfolgen [Trepczynski, 2002]. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Festlegung der Schnittlinien immer auf der sichtbaren Oberfläche erfolgen soll. Somit wird, ausgehend von den Flächenabschnitten der Oberfläche, auf denen die Stützstellen liegen, an Kanten mit mehreren angrenzenden Dreiecksflächen der von den Dreiecksnormalen eingeschlossene Winkel untersucht und ein Weg vom Start- zum Zielpunkt auf der *äußersten* Objektoberfläche favorisiert (Abb. 4.17 b). Gibt es keinen direkten Pfad zwischen zwei Stützstellen, dann kann dieser vom Anwender explizit in Form einer euklidische Verbindung erzwungen werden. Für einen Schnitt muss solch ein Pfad dann allerdings geschlossen und wie im nächsten Abschnitt beschrieben trianguliert werden.

Mittels der Möglichkeit Schnittpfade auf dem Oberflächenmodell anzeichnen zu können, wird die bislang etablierte, aber sehr kostspielige 3D Osteotomieplanung an medizinischen RP-Modellen in direkter Form auf eine intuitive, computergestützte 3D Planung am 'virtuellen' Schädelmodell übertragen (Abb. 4.18). Im Verlauf der Entwicklung konnte anhand diverser Planungen gezeigt werden, dass die Definition der Schnittlinien schnell und intuitiv mit konventionellen 2D Eingabegeräten wie z.B. einer Maus oder einem Grafiktablett (Abb. 4.19) ohne Einschränkung der chirurgischen Vorgaben erfolgen kann [Zachow et al., 2003].

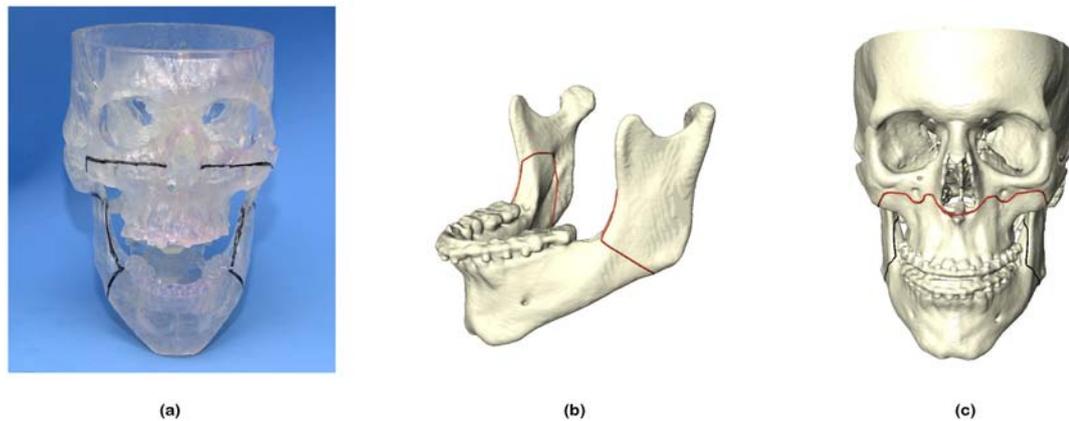


Abbildung 4.18: Osteotomieplanung: a) am Stereolithografiemodell, b,c) am korrespondierenden computergrafischen 3D Schädelmodell

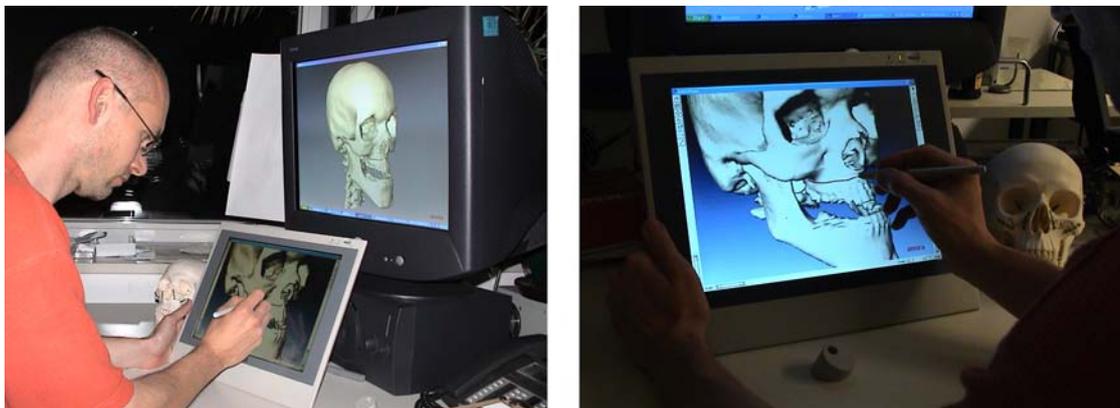


Abbildung 4.19: intuitive 3D Osteotomieplanung am Grafiktablett

4.2.2 Schnittflächengenerierung

Schnittlinien beschreiben die Auswirkung eines Schnittes auf einer Objektoberfläche. Handelt es sich um ein homogenes Gebiet, dann mag diese Art der Schnittmodellierung genügen, sollen aber auch inhomogene Gebiete geschnitten werden können, dann reicht die Definition von Schnittlinien auf der Oberfläche nicht aus. Stattdessen ist die Fläche, die ein Schnittwerkzeug im Objekt durchfährt und durch die innere Strukturen ebenfalls zerschnitten werden zu berücksichtigen. Auch für den Fall, dass sich auf der Oberfläche nicht ohne weiteres ein Schnittverlauf einzeichnen lässt, z.B. weil die Oberfläche Löcher oder tiefe Aushöhlungen besitzt, ist die Generierung von Schnittflächen aus geschlossenen Schnittkonturen vorteilhaft. Für die Definition eines Ebenenschnittes genügt dabei die Spezifikation von drei ausgezeichneten Punkten, deren resultierende Dreiecksfläche das zu schneidende Gebiet vollständig beinhaltet (Abb. 4.20 links).

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

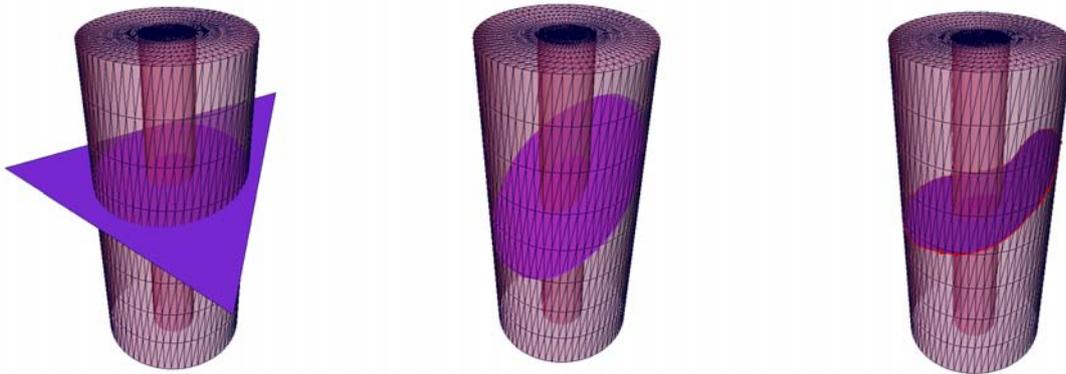


Abbildung 4.20: Beispiele für Schnittflächen aus Schnittkonturen: a) am Objekt definierte und skalierte Dreiecksfläche, b) planare Fläche mit elliptischer Berandung, c) gekrümmte Fläche mit elliptischer Berandung

Im Zusammenhang mit der konventionellen Schnittplanung an Stereolithografiemodellen, stellt sich bei der Generierung von Schnittflächen die Frage, wie ein angezeichneter Schnitt unter Einhaltung eines vorgegebenen Schnitttrandes ausgeführt werden muss. Bei sehr komplexen Schnittverläufen ist es unter Umständen erforderlich, den Schnitt mehrfach aus verschiedenen Richtungen neu anzusetzen, bzw. sich von außen nach innen vorzuarbeiten. Der innere Schnittverlauf hängt dabei auch von der Flexibilität des Schnittwerkzeuges ab. Ein starres Sägeblatt bzw. eine starre Klinge erlauben in Abhängigkeit von ihrer Dicke in der Regel lediglich eine leichte Verbiegung orthogonal zur Schnitttrichtung woraus eine etwas gekrümmte Schnittfläche resultiert. Flexible Instrumente, wie z.B. eine Drahtsäge, ermöglichen hingegen auch komplexe, innere Schnittverläufe. Für die Osteotomieplanung mit vorheriger Spezifikation von Schnittlinien gilt es daher eine Möglichkeit bereitzustellen, aus vorgegebenen Schnittkonturen adäquate Schnittflächen zu generieren.

Regelflächen

Ausgehend von der Annahme einer starren Klinge, *einem* Start- und einem Zielpunkt, ergibt sich die resultierende Schnittfläche aus der Länge der Klinge und der Trajektorie, die sie im Raum beschreibt. In der euklidischen Differentialgeometrie bezeichnet man eine solche Fläche, die aus einer bewegten Geraden erzeugt wird, als sogenannte *Regelfläche* (siehe Abb. 4.21 a). Betrachtet man $C(\mathbf{u})$ als eine durch \mathbf{u} parametrisierte Kurve im \mathbb{R}^3 und $E(\mathbf{u})$ als einen Einheitsvektor, dessen Orientierung sich mit \mathbf{u} ändert, dann ist jede Fläche F , die sich durch

$$F(u, v) = c(u) + vE(u) \quad (4.1)$$

beschreiben lässt, eine Regelfläche [Pottmann und Wallner, 2001, Kapitel 5].

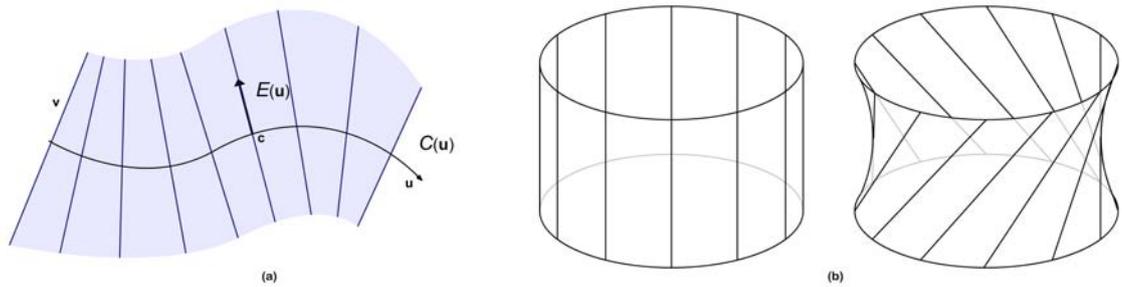


Abbildung 4.21: a) Erzeugung einer Regelfläche, b) abwickelbare und nicht-abwickelbare Regelflächen

Die Krümmung einer Fläche in einem Punkt ergibt sich aus dem Tangentenvektor, in dessen Richtung die Krümmung betrachtet werden soll. Projiziert man den Tangentenvektor auf die Fläche, dann ergibt sich eine Kurve deren Krümmung dem Kehrwert des Krümmungsradius R an dieser Stelle entspricht. Charakteristisch sind die minimale und die maximale Krümmung in einem Punkt, die auch als Hauptkrümmungen K_{min} und K_{max} bezeichnet werden. Das Produkt der Hauptkrümmungen ist die sogenannte Gauß-Krümmung (4.2).

$$K_{Gauss} = K_{min} \cdot K_{max} \quad (4.2)$$

Somit besitzt eine Fläche in einem Punkt eine verschwindende Gauß-Krümmung, wenn dort mindestens eine ihrer Hauptkrümmungen Null ist. Die meisten Regelflächen lassen sich zudem auf eine Ebene abwickeln (eine Ausnahme bildet z.B. der Hyperboloid in Abbildung 4.21 b). Für abwickelbare Flächen gilt, dass in *allen* Punkten die GAUSS'sche Krümmung verschwindet und bei Vorgabe der Fläche in der expliziten Form $z = f(x, y)$ die Abwickelbarkeitsbedingung (4.3) erfüllt ist [Bronstein et al., 1998].

$$K_{Gauss} = 0 \quad \text{und} \quad rt - s^2 = 0 \quad \text{mit} \quad r = \frac{\partial^2 z}{\partial x^2}, \quad s = \frac{\partial^2 z}{\partial x \partial y}, \quad t = \frac{\partial^2 z}{\partial y^2} \quad (4.3)$$

Die Entwicklung einer triangulierten Regelfläche aus einer vorgegebenen, geschlossenen und abschnittsweise linearen Kontur erfolgt nach einem sehr einfachen Prinzip. Ausgehend von je einem durch den Anwender vorzugebenden Start- und Endpunkt, die den Ein- und Austrittspunkt des Schnittinstrumentes repräsentieren, wird eine geradlinige Erzeugende derart über die Kontur verschoben, dass deren Endpunkte stets innerhalb der Kontur liegen. Da die Kontur aus einer endlichen Zahl n linear verbundener Stützpunkte besteht, genügt es, die Anzahl der Stützstellen auf beiden Seiten der Halbkonturen anzugleichen, d.h. maximal $n - 2$ Stützpunkte einzufügen, und die Stützpunktpaare gemäß Abbildung 4.22 linear zu verbinden.

Nicht jede Kontur ist auf diese Art triangulierbar und die Qualität der Triangulation ist auch abhängig von der Wahl des Start- und Endpunktes der Schnitttrajektorie,

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

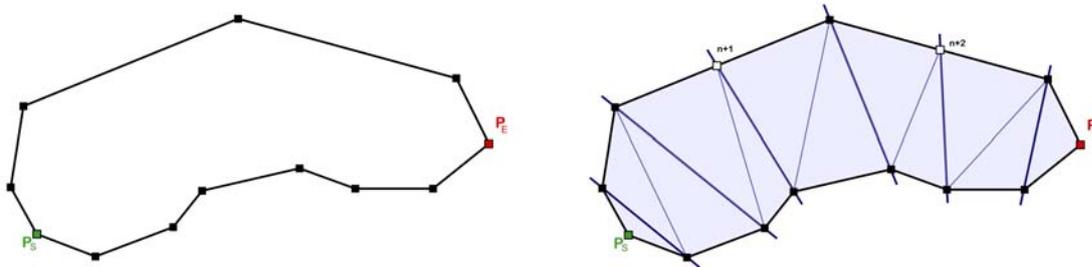


Abbildung 4.22: Erzeugung einer triangulierten Regelfläche aus einer vorgegebenen geschlossenen Kontur

doch für die praktische Anwendung ist diese Art der Schnittflächengenerierung in den meisten Fällen bereits ausreichend, und sie repräsentiert den realen Schnittverlauf in adäquater Form (Abb. 4.23). Alternativ wurde noch ein weiteres Triangulationsverfahren, das sogenannte *ear cutting* Verfahren implementiert [Meisters, 1975], das sich für die automatische Triangulation konkaver Konturverläufe, ohne Spezifikation einer Schnitttrajektorie anbietet.

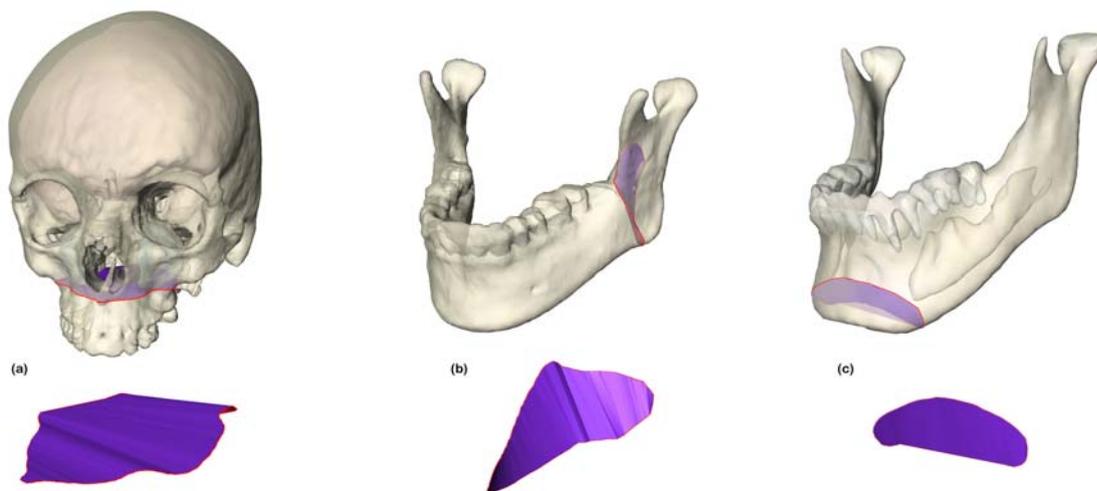


Abbildung 4.23: Schnittflächen für a) eine Le Fort-I Oberkieferosteotomie, b) eine sagittale Spaltung des Unterkieferastes, c) eine Kinnplastik

Minimalflächen

Eine weitere Methode, aus einer vorgegebenen Kontur eine Fläche zu konstruieren, ist die Erzeugung sogenannter Minimalflächen. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass sie zu einer gegebenen Berandung den kleinstmöglichen Flächeninhalt besitzen und ihre mittlere Krümmung \bar{K} in allen Punkten der Fläche verschwindet. Die mittlere Krümmung ist das arithmetische Mittel aus den beiden Hauptkrümmungen.

$$\bar{K} = 0,5(K_{min} + K_{max}) \quad (4.4)$$

Minimalflächen können auch in der Natur beobachtet werden. Taucht man z.B. eine Drahtschlinge in Seifenlauge, dann besitzt der resultierende Seifenfilm in der Schlinge bei Vernachlässigung externer Kräfte eine minimale Oberfläche. Um nun gekrümmte Schnittverläufe, ausgehend von einer vorgegebenen Schnittkontur zu approximieren, wurde ein Verfahren zur Triangulation von Minimalflächen implementiert. Im Gegensatz zu den vorab beschriebenen Regelflächen sollen damit Schnittverläufe von flexiblen Schnittinstrumenten angenähert werden (Abb. 4.24), wobei eine Ebene sowohl eine Minimalfläche als auch eine Regelfläche ist, ebenso wie der Helicoid (die Minimalfläche einer helicalen Struktur).

Zur Generierung einer Minimalfläche aus einer beliebigen Kontur Γ muss entweder der Flächeninhalt $A(S)$ einer durch u und v parametrisierten Initialfläche S in Γ , mit T_u und T_v als Tangentenvektoren am Punkt (u, v) minimiert werden (4.5)

$$A(S) = \iint_S \|T_u \times T_v\| \, dudv, \quad (4.5)$$

oder es kann alternativ dazu das DIRICHLET-Integral (4.6) als Energiefunktional der Oberflächenspannung minimiert werden [Weisstein, 1999]:

$$E(S) = \frac{1}{2} \iint_S \|\nabla S\|^2 \, dudv \quad (4.6)$$

Zur Minimierung des Flächeninhaltes einer triangulierten Fläche wurde ein von Pinakall und Polthier [1993] vorgeschlagener Ansatz gewählt. Unter der Voraussetzung, dass eine Minimalfläche stets auch lokal eine verschwindende mittlere Krümmung besitzt, wird das Energiefunktional (4.6) lokal für Knotenpunkte des Dreiecksnetzes und deren direkter Umgebung aufgestellt. Auf diese Art lässt sich die Polygonfläche approximativ minimieren, indem die Kantenlängen minimiert werden. Die Minimierung erfolgt dabei iterativ mittels einer EULER-Integration. In jedem Iterationsschritt werden die angreifenden Kräfte für jeden Knotenpunkt berechnet (Abb. 4.24 a). Legt man dabei das HOOKE'sche Gesetz $F = K(l - l_0)$ zu Grunde und nimmt, in Analogie zu einem Feder-Masse Modell, für die Ruhelänge l_0 der Kanten den Wert Null an, dann speichert jede Kante in Abhängigkeit ihrer Länge l eine zur Federkonstante K proportionale Energie E .

Die Kraft, die ein Knoten X_i auf einen Nachbarknoten V ausübt, ergibt sich somit aus $F_i = K\|X_i - V\|$. In Abhängigkeit aller Nachbarknoten von V resultiert die auf den Knoten V wirkende Kraft F_V aus der Vektorsumme aller Knotenkräfte F_i

$$F_V = \sum_{i=1}^N F_i,$$

wobei N der Anzahl aller über Kanten verbundenen Nachbarknoten zu V entspricht.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

Vereinfacht man die NEWTON'sche Bewegungsgleichung $F = ma$ bzw. $F(x) = m \frac{d^2x}{dt^2}$ dahingehend, dass die Masse aller Knoten homogen auf den Wert 1 gesetzt wird, und nimmt eine so starke Dämpfung an, dass jeder Knoten innerhalb eines Integrations-schrittes seine gesamte Geschwindigkeit verliert, dann entspricht die Verschiebung des Knotens V der an ihm angreifenden resultierenden Kraft F_V und seine Position ergibt sich nach einem Integrationsschritt durch $V(t+1) = V(t) + F_V$. Gesteuert werden kann diese Approximation über den Parameter K , der der angenommenen Federkonstanten entspricht. Das iterative Lösungsverfahren wird abgebrochen, wenn die gegen Null konvergierende Summe der Knotenverschiebungen eine vorgegebene Schwelle ε unterschreitet.

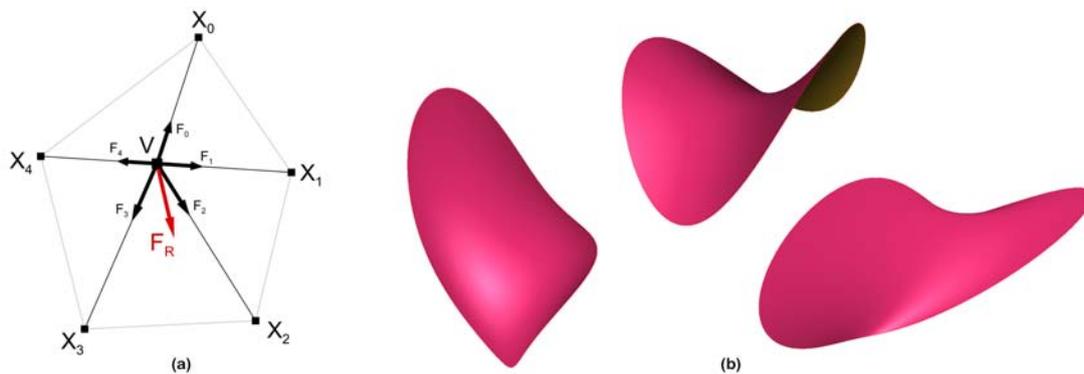


Abbildung 4.24: a) Modell der lokalen Kantenlängenminimierung, b) Minimalflächen zu vorgegebenen Konturen

Planare Schnittflächen

Mit der Möglichkeit aus eingezeichneten Konturen Schnittflächen zu generieren, verfügt man über ein Werkzeug, das im Hinblick auf die 3D Modellmanipulation recht universell einsetzbar ist. Sollen Geometrien *planar* geschnitten werden, dann sind die vorab genannten Verfahren jedoch noch nicht optimal. Die Berandung der zu erzeugenden Schnittfläche ergibt sich aus dem Linienzug auf der triangulierten Modelloberfläche und führt somit in den seltensten Fällen zu ebenen Schnittflächen. Die Methode, eine Ebene über drei Kontrollpunkte, bzw. über einen Punkt und eine Normalenrichtung zu spezifizieren und diese anschließend so zu skalieren und zu verschieben, dass das zu schneidende Gebiet vollständig erfasst wird, ist für einfache Geometrien ein gangbarer Weg, im Falle komplexerer Geometrien, in denen eine solche Ebene so eingepasst werden soll, dass sie keine ungewollten Bereiche schneidet, stellt das Anzeichnen einer Schnittkontur jedoch eine effizientere Vorgehensweise dar. Auf diese Art ist die zu schneidende Objektgeometrie, d.h. Ort und Ausdehnung des Schnittes bereits gut erfasst. Mittels orthogonaler Regression lässt sich dann eine Ebene in alle Konturpunkte einpassen, deren Lage sich z.B. aus der Summe der kleinsten Abstandsquadrate [Schneider und Eberly, 2003, Kap. A.7] oder ggf. auch etwas robuster bzgl. Ausreißer über den Median der quadratischen Abweichungen² ergibt [Rousseeuw und Leroy, 1987].

² support.sas.com/rnd/app/da/iml/robustreg.html

Das bedeutet, dass in Analogie zur physikalischen Bedeutung des Trägheitstensors, die Hauptträgheitsachsen zur Menge aller Konturpunkte bestimmt werden und in deren Schwerpunkt ein orthonormales Koordinatensystem gelegt wird, dessen Achsen sogenannte Regressionsgeraden darstellen, zu denen die Summe der Abstandsquadrate aller Punkte minimal ist. Mittels Hauptachsentransformation wird der Trägheitstensor, der sich aus der Kovarianzmatrix der Abweichungen ergibt, in eine Diagonalfom überführt [Faires und Burden, 1994; Press et al., 1995]. Die resultierenden Diagonalelemente (Eigenwerte) geben den durchschnittlichen Abstand aller Punkte von den jeweiligen Achsen an, die zugehörigen Eigenvektoren spiegeln die Orientierung der Hauptachsen wider. Die Eigenvektoren zu den beiden dominanten Eigenwerten definieren die gesuchte Projektionsebene. Eine anschließende 2D Triangulation der transformierten Kontur in dieser Ebene führt zu einer planaren Schnittfläche mit beliebiger, überschneidungsfreier Berandung. In Abbildung 4.25 sind zu einer vorgegebenen Kontur alle in diesem Abschnitt vorgestellten Verfahren zur Schnittflächengenerierung an einem Beispiel gezeigt.

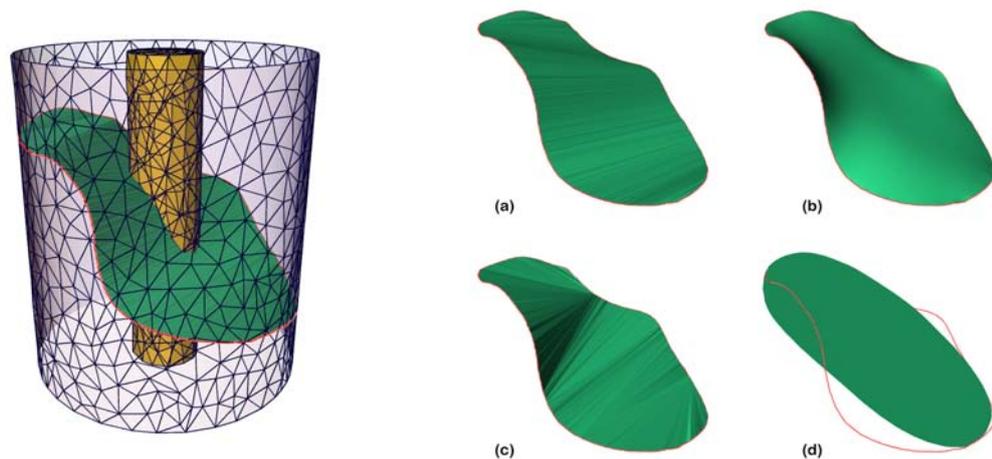


Abbildung 4.25: Schnittflächen zu *einer* vorgegebenen Kontur: a) Regelfläche, b) Minimalfläche, c) Ear-Cut Triangulation, d) planare Projektion

4.2.3 Schnittbewertung und Korrektur

Die generierten Schnittflächen lassen sich problemlos in Kombination mit dem 3D Knochenmodell visualisieren, wobei die Knochenoberfläche semitransparent dargestellt werden kann, sodass eine visuelle Kontrolle des inneren Schnittverlaufes möglich ist (Abb. 4.26 a). Wurden bereits bei der Modellgenerierung Risikostrukturen, wie z.B. Nerven, Zahnwurzeln oder auch dickere Gefäße segmentiert, dann lässt sich mit den Schnittflächen im Rahmen der Modellgenauigkeit bereits überprüfen, ob diese Strukturen ungewollt vom Schnitt betroffen sind (Abb. 4.26 b).

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

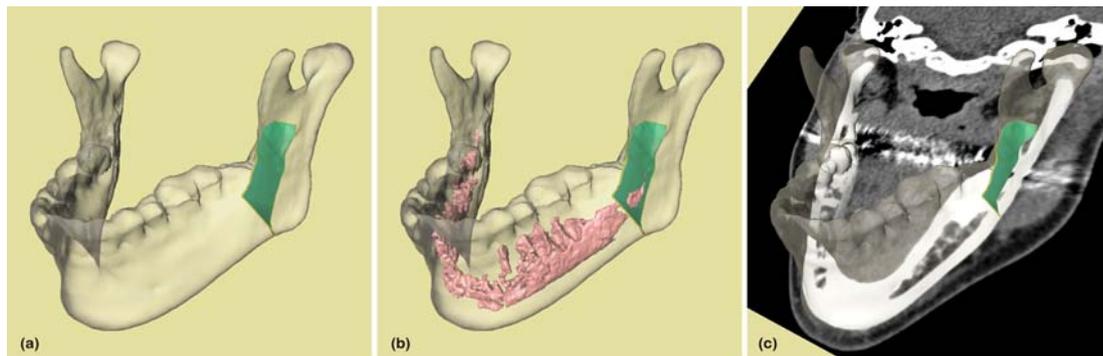


Abbildung 4.26: Bewertung der geplanten Osteotomie: a) am transparent dargestellten 3D Modell, b) in Kombination mit Risikostrukturen, c) in Kombination mit den CT-Daten

Liegen innere Strukturen nicht in Form eines geometrischen Modells vor, dann können zu deren Visualisierung entweder entsprechende Schwellenwerte für eine Iso-Oberflächendarstellung oder geeignete Transferfunktionen für ein *Volume rendering* bestimmt werden. Um jedoch einen diagnostischen Nutzen aus der Darstellung ziehen zu können, sollte sich diese auf die inneren Modellregionen als sogenannte *Region of Interest* beschränken. Sind die Risikostrukturen sehr klein bzw. lassen sich dafür keine geeigneten Darstellungsparameter finden, dann bietet sich eine Überprüfung des Schnittes anhand der zu Grunde liegenden tomografischen Aufnahmedaten an (Abb. 4.26 c). Eine optimale Bewertung der Osteotomie ergibt sich jedoch, wenn diese Daten, wie in den Abbildungen 4.27 und 4.28 gezeigt, via Texturprojektion direkt auf der Schnittfläche dargestellt werden [Zachow et al., 2003].

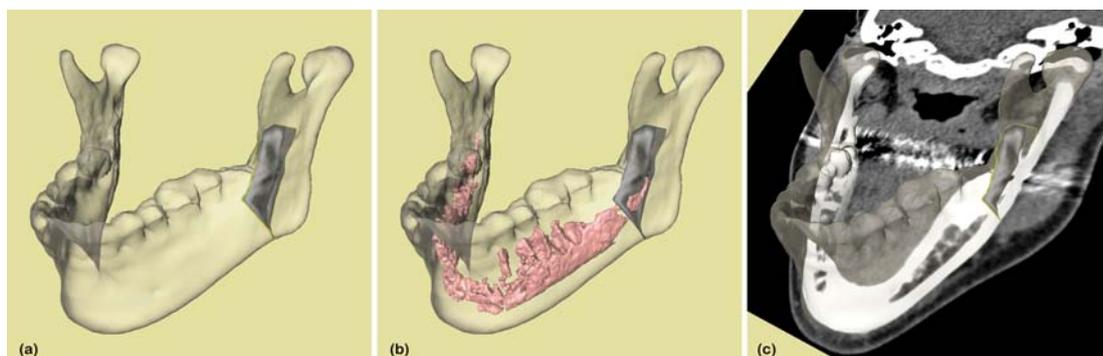


Abbildung 4.27: Bewertung der geplanten Osteotomie wie in Abb. 4.26, jedoch mit Projektion der tomografischen Daten auf die Schnittfläche

Im Falle eines ungewollten Schnittes vulnerabler Strukturen können entweder die Osteotomielinien neu festgelegt bzw. modifiziert werden oder die resultierende Schnittfläche modifiziert bzw. komplett transformiert werden (Abb. 4.28). Konrad-Verse et al. stellten dazu ein Verfahren für die Planung von Tumorresektionen vor, bei dem initial generierte Schnittebenen interaktiv lokal deformiert werden können [Konrad-Verse et al., 2004].

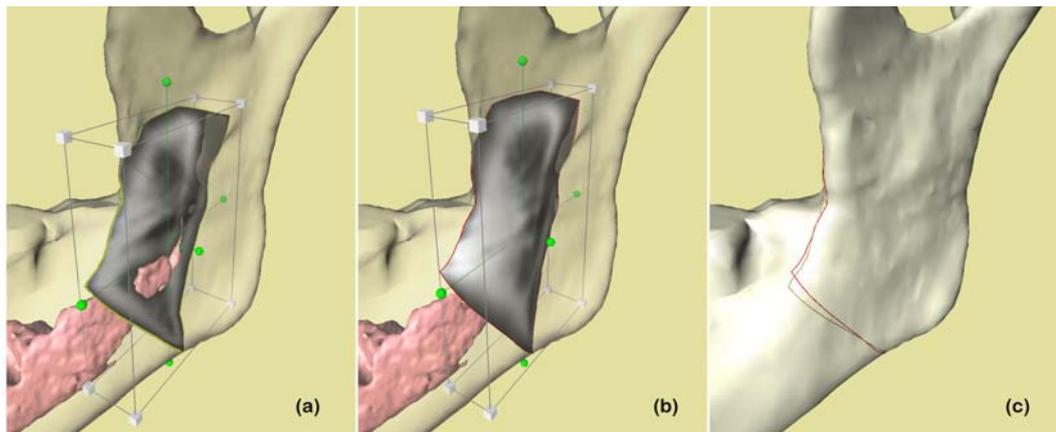


Abbildung 4.28: Korrektur der geplanten Osteotomie nach Bewertung

4.2.4 Schneiden polygonaler Oberflächenmodelle

Gefordert ist, eine gegebene polygonale 3D Objektgeometrie, wie sie in Kapitel 3 beschrieben ist, mittels daran spezifizierten, in der Oberfläche liegenden diskreten Schnittkonturen sowie frei positionierbaren polygonalen Schnittflächen derart zu schneiden, dass einzelne Teile des Modells abgetrennt und unabhängig vom Rest transformiert werden können. Durch die Möglichkeit polygonale Oberflächenmodelle sowohl mittels individueller Schnittkonturen als auch beliebiger Flächen schneiden zu können, ist die größtmögliche Flexibilität bei der Schnittmodellierung gewährleistet. Die Verwendung von Schnittflächen *vorgegebener Geometrie* erlaubt es, Schablonenschnitte oder auch Schnitte mit navigierten bzw. robotergeführten Instrumenten mit der Gewissheit zu planen, dass diese bei korrekter Positionierung des Patienten auch der Planung entsprechend ausgeführt werden können.

Schnittkonturen C_C entsprechen dabei den Vorgaben aus Abschnitt 4.2.1 und an Schnittflächen S_C werden die folgenden beiden Forderungen gestellt (Abb. 4.29 a):

1. Eine Schnittfläche S_C ist eine berandete bzw. unberandete Mannigfaltigkeit, d.h. es existieren in S_C keine Kanten mit mehr als zwei Nachbardreiecken.
2. Eine Schnittfläche S_C besitzt keine Selbstüberschneidungen, d.h. in S_C existieren keine Kanten, die Dreiecksflächen in S_C schneiden.

Sind diese beiden Bedingungen erfüllt, dann können innerhalb einer Dreiecksfläche lediglich die in Abbildung 4.29 b gezeigten vier Arten von Schnittverläufen auftreten. Dabei lassen sich Ein-, Ab- und Ausschnitte unterscheiden. Knotenpunkte, die mit X bezeichnet sind, resultieren aus dem Schnitt der Kanten des Dreiecks mit Dreiecksflächen aus S_C , – mit Y gekennzeichnete Knoten sind Schnittpunkte von Dreiecksflächen aus S_C mit der untersuchten Dreiecksfläche.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

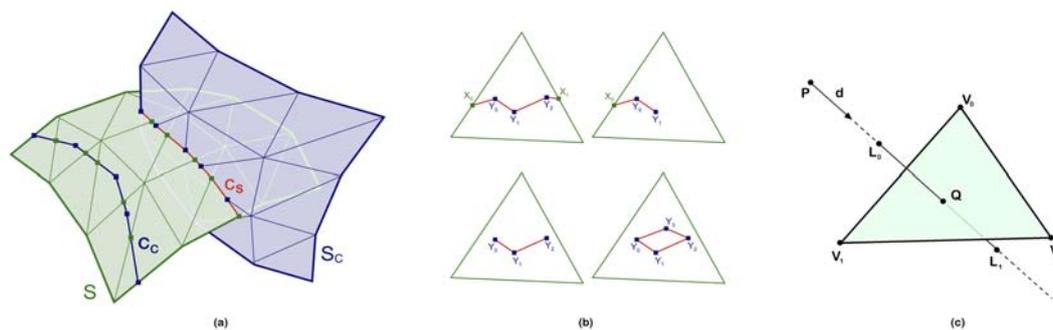


Abbildung 4.29: a) Schnitt einer polygonalen Oberfläche S mit einer polygonalen Schnittfläche S_C und einer Kontur C_C , b) mögliche Schnittverläufe im Dreieck (Ab-, Ein- und Ausschnitte), c) Schnitt einer Geraden mit einem Dreieck

Aus dem Schnitt zweier triangulierter 3D Oberflächen resultiert eine Schnittmenge von diskreten 3D Linienzügen, wie sie auch durch die Spezifikation der Schnittkonturen in Abschnitt 4.2.1 vorgegeben werden (Abb. 4.29 a). Somit ergibt sich ein kombinierter Schnitt aus n vorgegebenen Schnittflächen S_{C_i} und m -konturen C_{C_j} aus der Bestimmung aller k Schnittlinien C_{S_k} von $S \cap S_{C_i}$ mit $i = 1 \dots n$ und dem anschließenden Schnitt aller vorgegebenen und aus dem Schnitttest resultierenden Schnittlinien $C_{C_j} \cup C_{S_k}$ mit S . Zur Bestimmung aller Schnittlinien C_{S_k} werden alle Kanten einer Schnittfläche S_{C_i} bzgl. eines Schnittes mit den Dreiecksflächen von S überprüft und umgekehrt. Um die Anzahl unnötiger Schnittüberprüfungen auf ein Minimum zu reduzieren, wird auch hier eine *Octree*-Datenstruktur eingesetzt, über die in einer lokalen Region schnell auf die Kanten und Dreiecksflächen einer komplexen, polygonalen Oberfläche zugegriffen werden kann.

Der Schnitt von Kanten und Dreiecksflächen kann über den Schnitt zwischen einer Linie und einer Dreiecksebene bestimmt werden [Haines, 1994]. Ob der Schnittpunkt in der Dreiecksfläche liegt, lässt sich entweder durch Projektion der Vertices und des Schnittpunktes auf die Koordinatenachsen oder über die baryzentrischen Koordinaten u, v, w eines Dreiecks, mit $u + v + w = 1$ und $0 \leq u, v, w \leq 1$ ermitteln Möller und Trumbore [1997]. Ein Punkt Q in der Dreiecksfläche (Abb. 4.29 c) erfüllt dabei die Bedingung (4.7)

$$Q_{u,v,w} = wV_0 + uV_1 + vV_2, \quad (4.7)$$

wobei die V_i mit $i = 0 \dots 2$ die Vertices des Dreiecks im \mathbb{R}^3 repräsentieren. Betrachtet man die zu untersuchende Kante in parametrischer Darstellung als einen Punkt P und einen Vektor \mathbf{d} im \mathbb{R}^3 , dann erfüllt der Schnittpunkt aus Linie und Dreiecksfläche die Bedingung (4.8)

$$P + t\mathbf{d} = (1 - (u + v))V_0 + uV_1 + vV_2, \quad (4.8)$$

wobei (4.8) auch wie folgt ausgedrückt werden kann:

$$\begin{bmatrix} -\mathbf{d} & (V_1 - V_0) & (V_2 - V_0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} t \\ u \\ v \end{bmatrix} = [P - V_0] \quad (4.9)$$

Da es sich hier um vektorwertige Variablen handelt, führt (4.9) zu einem Gleichungssystem, bestehend aus drei Gleichungen mit drei Unbekannten, das u.a. mittels der CRAMER'schen Regel gelöst werden kann:

$$\begin{bmatrix} t \\ u \\ v \end{bmatrix} = \frac{1}{\begin{vmatrix} -\mathbf{d} & (V_1 - V_0) & (V_2 - V_0) \end{vmatrix}} \begin{bmatrix} |P - V_0 & V_1 - V_0 & V_2 - V_0| \\ |-\mathbf{d} & P - V_0 & V_2 - V_0| \\ |-\mathbf{d} & V_1 - V_0 & P - V_0| \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Die Gerade $P + t\mathbf{d}$ schneidet das Dreieck, wenn $0 \leq u, v \leq 1$ und $u + v = 1$ ist. Da es sich bei Kanten um Linienabschnitte handelt, die in parametrischer Form über ihren Start- und Endpunkt L_0 und L_1 definiert sind, liegt ein Schnitt genau dann vor, wenn $L_0 + t(L_1 - L_0)$ die Bedingung (4.8) mit $0 \leq t \leq 1$ erfüllt.

Nachdem alle Schnittpunkte zwischen Gitterkanten und Dreiecksflächen gefunden sind, lassen sich Schnittkantenzüge auf der Oberfläche S bestimmen, die zur Unterteilung von Dreiecksflächen führen (Abb. 4.30). Zur Modifikation der aus dem Schnitt resultierenden Konnektivität müssen neue Vertizes in S eingefügt, Flächenabschnitte neu trianguliert und die ursprünglichen Dreiecksflächen aus dem Oberflächenmodell entfernt werden. Für die planare Triangulation von Dreiecksabschnitten wird das in Abschnitt 4.2.2 erwähnte *ear cutting* Verfahren bzw. eine DELAUNAY-Variante genutzt, wobei keine zusätzlichen Vertizes eingefügt werden.

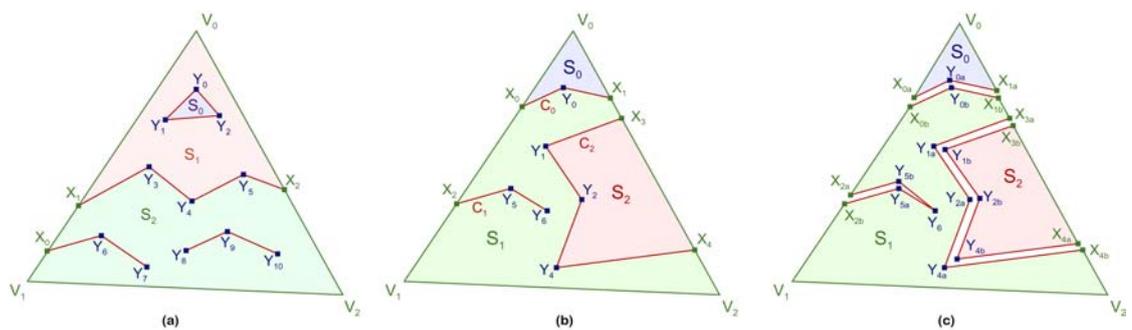


Abbildung 4.30: a, b) Schnittverläufe mit daraus resultierenden Flächenabschnitten, c) Knotenduplizierung zur Modifikation der Konnektivität

Die optimale Retriangulierung einer Dreiecksfläche über eine Menge vorgegebener Punkte, unter Berücksichtigung der Qualität aller neu zu erzeugenden Dreiecksflächen ist nicht trivial. Dazu müssen unter Umständen weitere Unterteilungen

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

vorgenommen und Vertizes eingefügt werden. Momentan wird dazu ein Verfahren von Shewchuk [2002] untersucht, dessen Programmcode frei verfügbar ist³.

Die Osteotomieplanung wurde mit dem implementierten Verfahren an mehr als 20 Patientendatensätzen durchgeführt, wobei der Schwerpunkt der Untersuchungen auf sagittalen Spaltungen der aufsteigenden Unterkieferäste nach Obwegeser/Dal Pont (Abb. 4.31), unterschiedlichen Varianten von Le Fort-I Oberkieferosteotomien (Abb. 4.32) und Kinnplastiken lag. Das Verfahren wurde von den kooperierenden Chirurgen hinsichtlich seiner intuitiven Nutzbarkeit positiv bewertet. Eine Auswahl geplanter Fälle in Form von Fallstudien findet sich im Kapitel 6.

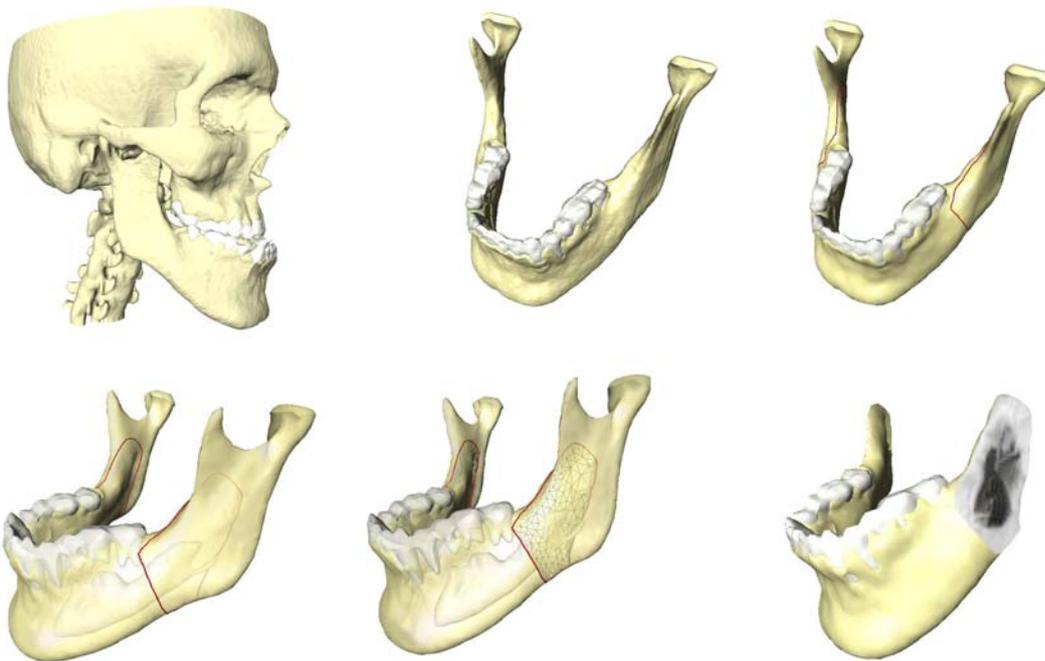


Abbildung 4.31: Planung einer sagittalen Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste nach Obwegeser/Dal Pont

Die Dauer einer Schnittoperation hängt von der Komplexität des zu schneidenden Modells und der Ausdehnung des Schnittes ab. Die initial aus den CT-Daten rekonstruierten Schädelmodelle in den Abbildungen 4.31 und 4.32 bestehen z.B. aus knapp 5 Millionen Dreiecksflächen. Für die Planung wurden die Modelle auf ca. 250 000 Dreiecksflächen vergrößert (siehe Kapitel 3). An den vergrößerten Modellen wurden eine Le Fort-I Oberkieferosteotomie und eine beidseitige sagittale Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste geplant. Die Dauer der Schnittlinienspezifikation betrug ca. 10 Minuten. In Tabelle 4.2 ist die Berechnungsdauer für den Schnitt bei unterschiedlichen Auflösungsstufen aufgeführt. Die Berechnung erfolgte auf einem 1,6 GHz Pentium 4 Prozessor mit 1 GB Hauptspeicher, wobei die

³ www-2.cs.cmu.edu/~quake/triangle.html

Messdauer neben dem Schnitt auch den Aufbau der *Octree*-Datenstrukturen sowie die lokale Retriangulation der Schnittländer beinhaltet [Zachow et al., 2003].

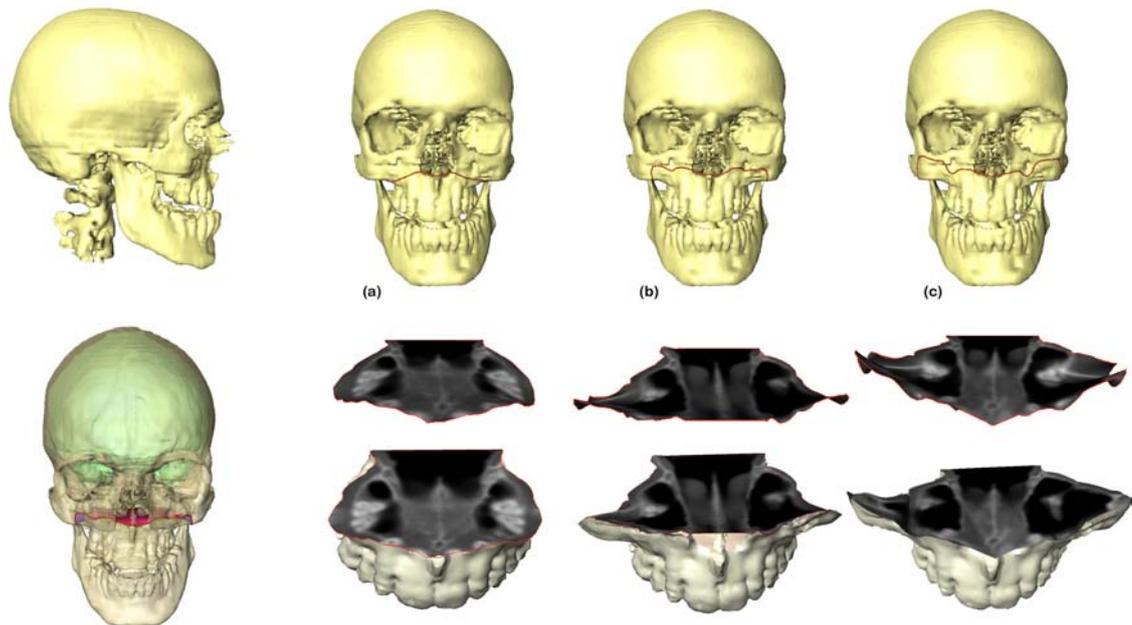


Abbildung 4.32: Planung unterschiedlicher Varianten einer Oberkieferosteotomie: a) konventionelle Le Fort-I Osteotomie, b) hohe Le Fort-I Osteotomie, c) quadranguläre Le Fort-I Osteotomie nach Stoelinga

In beiden Beispielen wurden Flächen für den Schnitt innerer Strukturen und dessen Bewertung generiert. Insbesondere bei der Planung der konventionellen Le Fort-I Osteotomie lassen sich die vom Schnitt betroffenen Zahnwurzeln in der Schnittfläche gut erkennen. In diesem Fall muss der Schnitt nach kranial verlagert werden. Mit der vorgestellten Schnittplanung können unterschiedliche Varianten einer Le Fort-I Osteotomie ausprobiert und bewertet werden, wodurch bereits ein deutlicher Vorteil der 3D Osteotomieplanung am computergrafischen Modell im Vergleich zur konventionellen Planung am Kunstharzmodell ersichtlich wird [Hierl et al., 2002].

Tabelle 4.2: Berechnungsdauer von typischen Osteotomien am Beispiel eines polygonalen Oberflächenmodells mit unterschiedlicher Auflösung (1,6 GHz Pentium IV mit 1 GB Hauptspeicher)

	245 000	750 000	2 000 000	3 000 000	4 750 000	Dreiecke
Le Fort	7	17	36	53	82	Sekunden
	2 790	3 200	3 830	4 120	4 620	Schnitte
sag. Spaltung	3	11	27	47	65	Sekunden
	800	940	1 020	1 100	1 210	Schnitte

4.3 Knochenumstellungsplanung

Aus der *Vermessung* eines Patientenschädels und der *Bewertung einer Fehlstellung* ergeben sich Längen und Winkel, um die einzelne Knochensegmente bzw. Teile des Unterkiefers verlagert werden müssen, um eine harmonische Schädelform mit funktionell korrekt angeordnetem Ober- und Unterkiefer zu rekonstruieren. Knochenanteile können dabei individuell verschoben (Vor-, Rück-, Seit- oder Vertikalverlagerung), um ausgezeichnete Punkte bzw. Achsen rotiert, oder durch eine Kombination daraus transformiert werden. In der *Schnittplanung* gilt es herauszufinden, welche Knochenbereiche wie abgetrennt werden müssen, um in einer neuen Gesamtanordnung zum gewünschten Ergebnis zu gelangen. Hierbei spielen anatomische Einschränkungen und etablierte Schnitttechniken eine wesentliche Rolle. Entscheidend für die *Umstellungsplanung* sind dann lediglich die Endpositionen aller mobilisierten Knochenanteile, unter der Vorgabe, dass diese z.B. im Falle einer Kallusdistraction auch ohne Behinderung erreicht werden können.

In der konventionellen Planung werden die Transformationsvorgaben für jede Raumrichtung separat ermittelt. Das heißt, im kephalometrischen Koordinatensystem werden die Komponenten des Verlagerungsvektors sowie Rotationswinkel um die drei Raumachsen unabhängig voneinander anhand von frontalen Symmetrievorgaben, lateralen Profilvorgaben und der dentalen Okklusion bestimmt. Aus Sicht der Vermessung ist das auch eine sinnvolle Vorgehensweise. Liegen die separierten Knochenanteile vor, dann ist eine uneingeschränkte, interaktive Verlagerungsmöglichkeit am 3D Modell unter Umständen intuitiver, insbesondere wenn sie unter Kollisionskontrolle durchgeführt werden kann. Zu diesem Zweck wurde die Möglichkeit geschaffen, einzelne oder auch gruppierte Knochensegmente sowohl interaktiv mit der Maus als auch numerisch, durch Vorgabe einzelner Transformationskomponenten, unter visueller Kontrolle zu verlagern. Dabei sind Translationen und Rotationen um den jeweiligen Schwerpunkt, um ein frei wählbares Rotationszentrum oder um eine vorgebbare Achse möglich (Abb. 4.33).

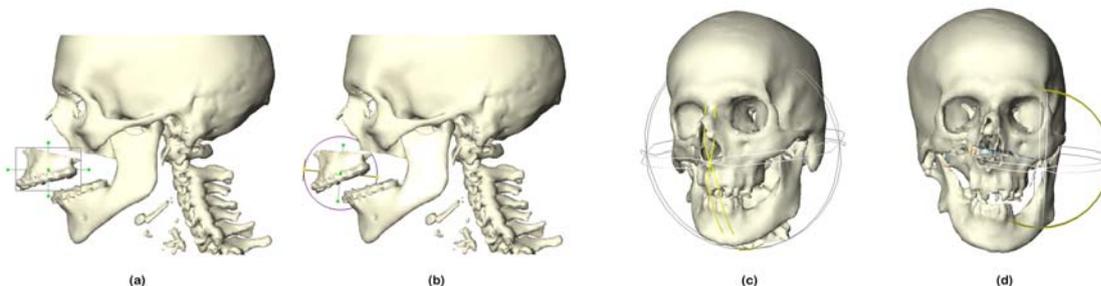


Abbildung 4.33: freie Verlagerung von mobilisierten Knochenanteilen: a) 3D Translation, b) Rotation um den Schwerpunkt, c) Rotation um eine wählbare Achse, d) Rotation um ein wählbares Zentrum

Allgemein ausgedrückt erfolgt dabei für ein Knochenteil K bzw. eine zusammengefasste Gruppe von Knochenanteilen eine Koordinatentransformation, die jeden Punkt $P = [x, y, z]^T \in K$ in einen Punkt $P' = [x', y', z']^T \in K'$ überführt. Hierbei handelt es sich um eine starre Transformation $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$, da angenommen wird, dass sich K nicht deformiert. Ferner unterliegt K auch keiner Skalierung, wodurch sich die Transformation auf Translationen T und Rotationen R beschränkt.

$$\forall P \in K : P' = RP + T \quad (4.11)$$

Eine Transformation gemäß (4.11) kann in Form einer 4×4 Matrix ausgedrückt werden, die sowohl die Rotations- als auch die Translationskomponenten enthält. Die Assemblierung der Matrix erfolgt entweder über die numerisch vorgegebenen Transformationsparameter, oder sie wird aus der Lage und der Orientierung eines grafisch dargestellten und interaktiv veränderbaren Manipulators gewonnen (Abb. 4.33). Für die Umstellungsplanung am polygonalen Oberflächenmodell wird diese Transformation auf alle selektierten Gitterknoten (Dreiecksflächen) angewendet, deren Koordinaten dazu in eine homogene Form überführt werden müssen.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{x'x} & r_{x'y} & r_{x'z} & t_x \\ r_{y'x} & r_{y'y} & r_{y'z} & t_y \\ r_{z'x} & r_{z'y} & r_{z'z} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Im nachfolgend gezeigten Beispiel ist eine 3D Planung für eine bimaxilläre Umstellungsosteotomie vereinfacht dargestellt. Es galt hierbei eine Angle Klasse III Dysgnathie kieferchirurgisch zu korrigieren, um zu einer normalen Klasse I Kieferstellung zu gelangen (siehe Abschnitt 1.6). Für die Korrektur gibt es die Möglichkeiten i) der Vorverlagerung des Oberkiefers, ii) der Rückverlagerung des Unterkiefers oder iii) der kombinierten Verlagerung von Ober- und Unterkiefer (Abb. 4.34).

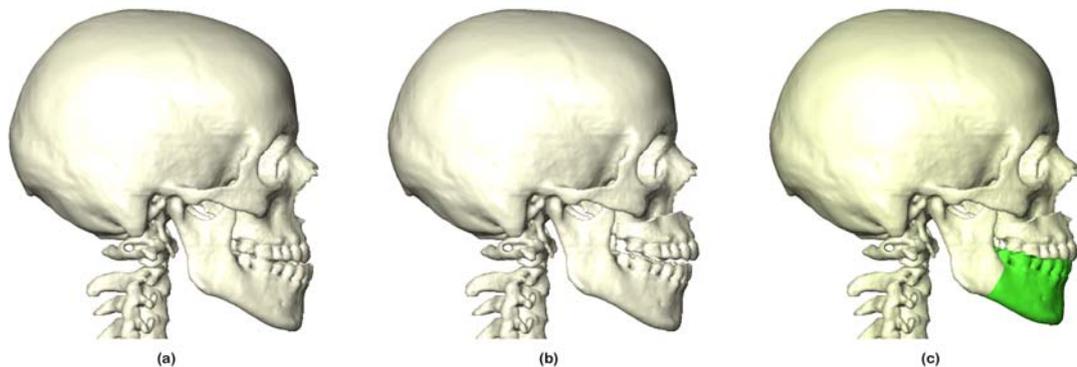


Abbildung 4.34: Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie: b) ca. 4 mm Vorverlagerung des Oberkiefers, c) ca. 2,5 mm Rückverlagerung des Unterkiefers und Kieferschluss durch Gelenkrotation

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

Zur Einstellung einer korrekten Okklusion müssen die Zähne regelrecht zueinander positioniert werden können. Aufgrund von Metallartefakten durch *Brackets* oder Füllungen ist die Zahnrekonstruktion aus CT-Daten jedoch nicht immer optimal. Zahnstrukturen, die zur Bewertung der Zahnlage betrachtet werden (siehe Abb. 1.16 auf Seite 13), sind im CT nur schwer bzw. nicht zu erkennen. Aus diesem Grund macht es Sinn, einen Gipsabdruck des Ober- und Unterkiefers in hoher Auflösung zu digitalisieren und das resultierende Modell mit den CT-Daten zu registrieren, um es für die Okklusionseinstellung nutzen zu können (Abb. 4.35).

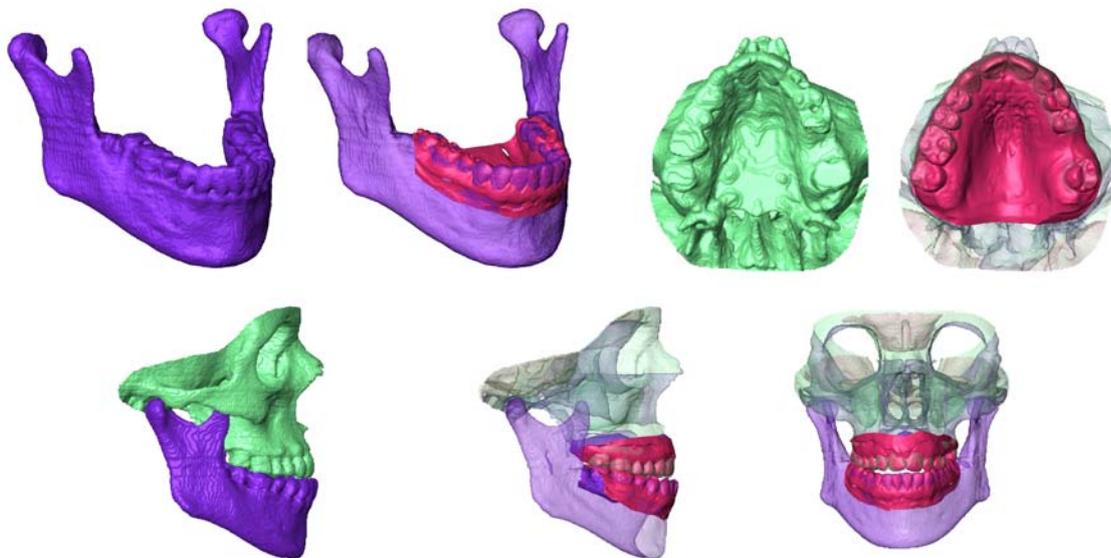


Abbildung 4.35: Registrierung eines digitalisierten Kieferabdruckes mit dem 3D Planungsmodell

Die Modelle werden dazu mit einem Oberflächenregistrierungsverfahren, basierend auf einer Hauptachsentransformation mit nachfolgender iterativer Suche nach bestmöglicher Punktkorrelation (ICP, *Iterative Closest Points*) [Besl und McKay, 1992], in Übereinstimmung gebracht. In Abbildung 4.36 ist die Abweichung, die über den Hausdorff-Abstand bestimmt wurde, farbkodiert auf dem Oberflächenmodell visualisiert. Anhand der Farbskala kann man erkennen, dass die Abweichungen auf den Zahnflächen unter 0,5 mm betragen und in den Interdentalzonen auf bis zu 1 mm ansteigen. Da die CT-Rekonstruktion auf der Knochenoberfläche basiert, der Gipsabdruck hingegen die Oberfläche des Zahnfleisches repräsentiert, wird dieser Bereich im Kiefermodell für die Registrierung nicht berücksichtigt.

Die Einstellung der Kiefer zueinander lässt sich anhand der digitalisierten Kieferabdrücke etwas genauer vornehmen, sodass die Umstellung unter Berücksichtigung der dentalen Okklusion anhand der beiden Kiefersegmente vorgeplant werden kann (Abb. 4.37 a). Die resultierende Transformation dient anschließend als Umstellungsvorgabe für die mobilisierten Knochensegmente.



Abbildung 4.36: Fusioniertes Kiefer- und Schädelmodell mit farbkodierter Darstellung der Registrierungsabweichung

Eine akkuratere Okklusionseinstellung kann unter Berücksichtigung von Oberflächenkollisionen erfolgen. Zu diesem Zweck wurde ein Verfahren implementiert, das die Überschneidung von Oberflächen im Verlauf der Transformation überprüft und diese optisch signalisiert (Abb. 4.37 a). Dieses Verfahren lässt sich für Kiefermodelle der gezeigten Komplexität (ca. 50 000 Dreiecksflächen je Kiefer) gerade noch interaktiv durchführen. Eine zusätzlich aktivierte Kollisionsverhinderung durch sukzessive Rückstellung der Transformation nach Kontakt bis hin zur Kontaktfreiheit ist jedoch momentan nur für vereinfachte Geometrien mit weniger als 20 000 Dreiecksflächen möglich.

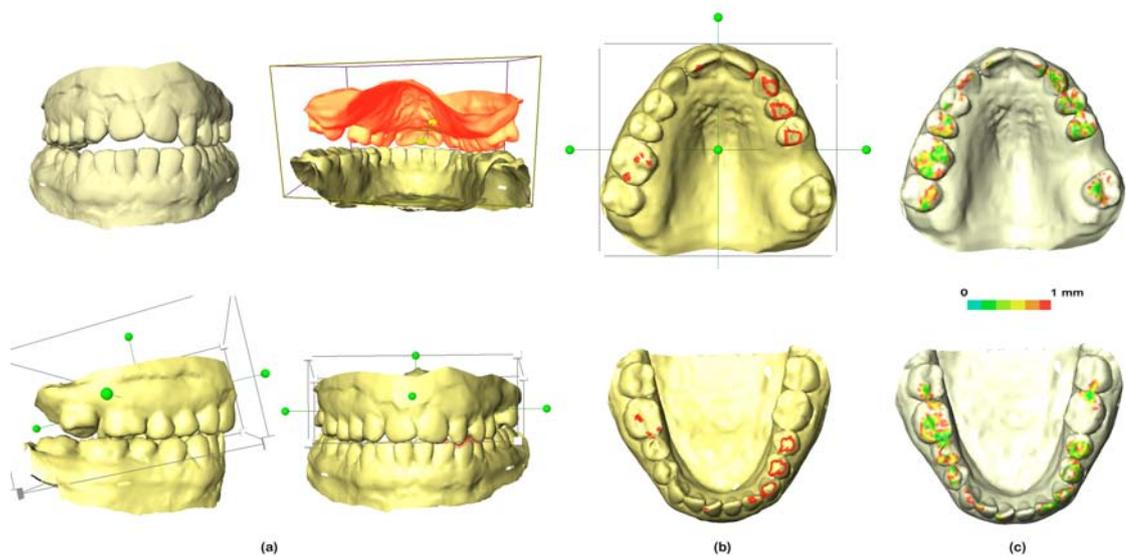


Abbildung 4.37: a) 3D Kiefersegmentumstellung unter Okklusionsbewertung mit Kollisionskontrolle, b) Visualisierung der Zahnkontaktbereiche und c) der Zahnflächenabstände am 3D Modell

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

Eine Kieferverlagerung unter Kollisionskontrolle lässt sich jedoch erst dann optimal vornehmen, wenn sich auch Zähne im Kiefermodell individuell positionieren lassen. Kieferorthopädische Korrekturen blieben in der vorliegenden Arbeit jedoch noch unberücksichtigt. Somit kann aus der Kollisionsdetektion lediglich ein Hinweis auf zu verlagernde Zähne abgeleitet werden, indem die Kontaktbereiche markiert bzw. die Abstände farbkodiert auf dem Oberflächenmodell dargestellt werden (Abb. 4.37 c). Am Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung (IGD) in Darmstadt wurde ein sogenannter 'Virtueller Artikulator' zur Einstellung digitalisierter Kiefermodelle entwickelt, bei dem allerdings nicht die anatomischen Gegebenheiten der Kiefer berücksichtigt werden [Sakas und Bockholt, 2002]. Bezüglich der Kollisionskontrolle unterliegt das Programm jedoch ebenfalls den genannten Beschränkungen.

Eine praktikable Vorgehensweise ist, die Knochenverlagerung in einem ersten Schritt visuell und ohne Einschränkungen, im Anschluss eine Feineinstellung hinsichtlich der dentalen Okklusion mit Hilfe der visuellen Kollisionskontrolle und abschließend mit aktivierter Kollisionsverhinderung vorzunehmen. Zur einfacheren Bewertung kann, in Anlehnung an die konventionelle 2D Planung, die transformierte 3D Geometrie mit einer beliebig orientierten Ebene geschnitten und dort in Relation zu den CT-Daten als Kontur dargestellt werden (Abb. 4.38).



Abbildung 4.38: Bewertung einer 3D Knochenverlagerung anhand des Schnittes der 3D Geometrie mit 2D Schnittbildern eines CT

Das Ergebnis der Umstellungsplanung sind 3D Vektorfelder auf den Knochenoberflächen, die bei multidirektionalen bzw. Multisegmentumstellungen überlagert werden können. Zur Bewertung können die Verlagerungstrecken einzelner Segmente farbkodiert auf der Oberfläche oder die Verlagerungsvektoren als grafische Repräsentation visualisiert werden (Abb. 4.39 a,b). Am anschaulichsten ist jedoch die direkte Applikation der Transformation auf die betroffenen Knochensegmente, so wie sie auch geplant wurden (Abb. 4.39 c). Im Falle zeitlich aufeinanderfolgender Distractionen mit wechselseitigen Abhängigkeiten dürfen die Transformationen jedoch *nicht* zusammengefasst und in einem Schritt durchgeführt werden, da dies zu ungewollten Kollisionen von Knochensegmenten führen kann.

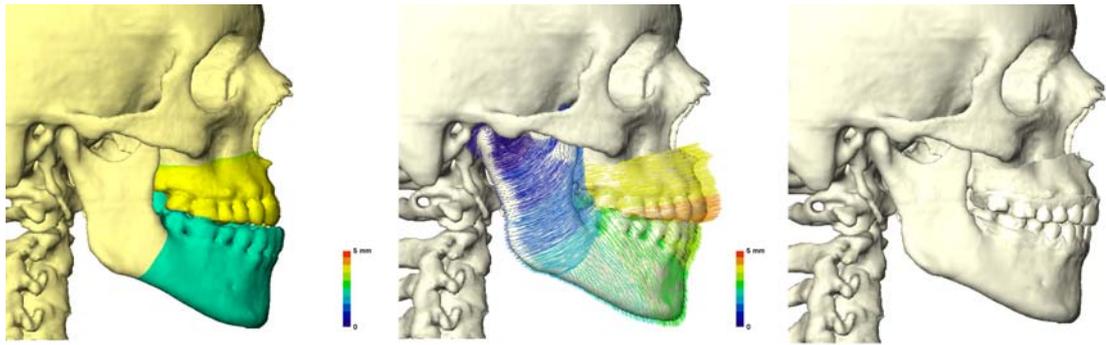


Abbildung 4.39: Ergebnis einer 3D Knochenumstellungsplanung: a) Verlagerungsdistanz farblich kodiert auf der Knochenoberfläche, b) Vektordarstellung der Verlagerungsrichtung am 3D Modell, c) 3D Verlagerung mobilisierter Knochenteile

Nach einer beliebigen Sequenz von Transformationen kann für jedes Knochensegment entweder die Transformationsmatrix oder deren Einzelkomponenten als quantifizierbares Planungsergebnis ausgegeben werden. Diese Werte sind maßgeblich für die exakte operative Umsetzung der Planung, z.B. mittels dreidimensionaler Lokalisation von Knochensegmenten und deren navigierter Verlagerung. Die Vektorfelder auf der Knochenoberfläche lassen sich zudem auf die angrenzenden Randflächen des Weichgewebegitters übertragen (siehe Kapitel 3.6) und fungieren dort als Randbedingungen für die numerische Weichgewebepräädiktion mittels FE-Analyse. Auf diese Art ist es möglich, die Knochenverlagerung hinsichtlich der resultierenden Weichgewebedeformation, d.h. der ästhetischen Rehabilitation zu bewerten.

4.4 Weitere Planungsaspekte

Eine Knochenschnitt- und -umstellungsplanung wie sie in diesem Kapitel vorgestellt wurde, besitzt nicht nur einen sinnvollen Einsatzbereich in der MKG-Chirurgie. Bei Verfügbarkeit adäquater 3D Knochenmodelle lässt sich das Verfahren für alle modellierend tätigen, chirurgischen Disziplinen nutzen. Im Rahmen der Arbeit erfolgten dabei Untersuchungen im Bereich der Kinder-Neurochirurgie [Haberl et al., 2004] und der Unfallchirurgie. Hinzu kommt die Problematik der Knochendefektplanung durch Spiegelung intakter, kontralateraler Bereiche sowie die optimale Implantateinpassung, wie sie anhand eines Fallbeispiels untersucht wurde (siehe Abb. 4.40 a bzw. Kapitel 6). Auch die lokale Anlagerung von Knochen bzw. Knochenersatzmaterialien sowie die Reduktion der Knochendicke wurden unter Berücksichtigung der resultierenden Auswirkung auf das umliegende Weichgewebe untersucht. Dazu lassen sich Vektorfelder für lokale Knochenbereiche interaktiv auf dem Oberflächenmodell spezifizieren bzw. über Sollvorgaben automatisch generieren, die als Verschiebungsfeld interpretiert eine gezielte Modifikation der Oberfläche ermöglichen (Abb. 4.40 b).

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

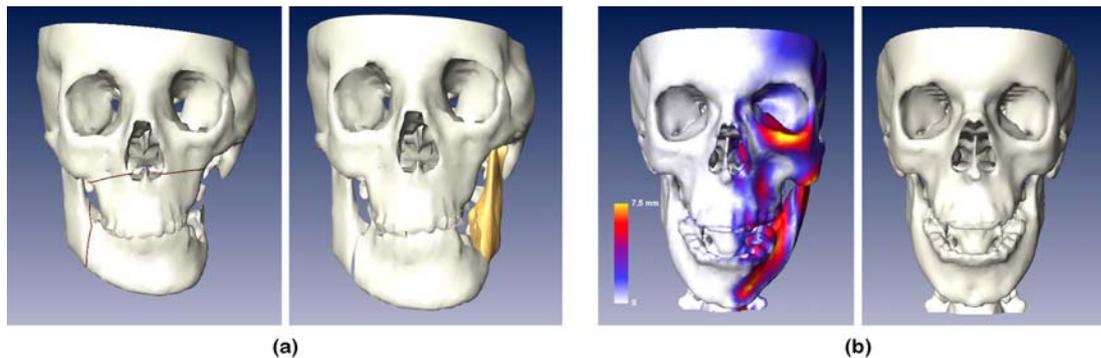


Abbildung 4.40: a) Spiegelung des intakten Kieferastes zur Implantatversorgung, b) Knochenreduktion im Orbita- und Jochbeinbereich und Knochenaugmentation am Unterkiefer zur Wiederherstellung einer symmetrischen Schädelform

Unbehandelt blieben Aspekte der Osteosyntheseplanung wie z.B. der Konfektionierung von Miniplatten und der optimalen Positionierung von Knochenschrauben und Distraktoren unter Berücksichtigung des verfügbaren Raum- und Knochenangebotes. Entsprechende Untersuchungen in dieser Hinsicht erfolgten in einer Vorarbeit [Zachow, 1999; Zachow et al., 1999]. Die Ergebnisse lassen sich für diese Arbeit zwar nutzen, aufgrund fehlender Implantatgeometrien ist jedoch die Zusammenarbeit mit Implantatherstellern sinnvoll. In einem klinisch einsetzbaren 3D Planungssystem sollte dieser Planungsaspekt jedoch berücksichtigt werden.

Die Simulation von Knochenbildungs- und -umbildungsvorgängen durch Osteodistraction und Weichteilzug wurde ebenfalls nicht behandelt, ist allerdings ein interessantes Forschungsthema, das auch im Rahmen der Osteotomieplanung wichtige Erkenntnisse liefern würde [Martin et al., 1998]. Teilaspekte dazu werden am ZIB im Rahmen einer klinischen Forschergruppe⁴ zur Untersuchung belastungsgerechter Frakturversorgungen bearbeitet [Haas, 2002]. Aspekte der vorliegenden Arbeit zur 3D Modellgenerierung sowie zur 3D Strukturanalyse flossen weiterhin in ein Projekt zur Belastungsuntersuchung am menschlichen Unterkiefer ein [Kober et al., 2001]. In dieser Arbeit geht es darum, den Knochenaufbau und die Materialmodellierung in bislang unbehandelter Genauigkeit zu analysieren, wobei u.a. der weibliche *Visible Human* Datensatz VHD [1994] mit seiner extrem hohen räumlichen Auflösung die Datengrundlage bildet (Abb. 4.41).

Weiterhin erfolgten erste Untersuchungen im Bereich der Kieferorthopädie, bei der es um die optimale Konfektionierung von Apparaturen zur Zahneinstellung (sogenannte *brackets*) unter Berücksichtigung der Zahnbewegung im Kieferknochen und der daraus resultierenden Veränderung der Gesichtsform geht. Auch dieser Planungsaspekt besitzt eine große Relevanz für die kieferchirurgische Planung, da kieferorthopädische Vorgaben vor und nach einer Kieferumstellung zum Gesamtkonzept der Behandlung gehören und deshalb Berücksichtigung finden müssen.

⁴www.charite.de/unfallchirurgie/klfogr.htm



Abbildung 4.41: Schnitt durch den Kiefer des Visible Human Datensatzes zur Untersuchung des Verlaufs des *Nervus mandibularis*

Offen bleibt derzeit noch die Frage nach der operativen Umsetzbarkeit der Schnitt- und Umstellungsvorgaben. Die Schnittlinien können sowohl in Form von 3D Koordinaten als auch als DICOM *overlay* mit dem 3D Skalarfeld der tomografischen Aufnahmedaten exportiert werden. In Kombination mit anatomischen Referenzpunkten ist auf diese Art eine navigierte Übertragung der Schnittlinien auf den jeweiligen Knochen am Patienten möglich. Die Osteotomie sollte aus Sicherheitsgründen weiterhin vom Chirurgen durchgeführt werden, wobei ein Abgleich mit den Planungsdaten und ein Hinweis auf Gefahrenzonen eine erhöhte Sicherheit bieten.

4.5 Zusammenfassung

Die chirurgische Planung komplexer Knochenumstellungen am 3D Modell konnte im Vergleich zu bislang existierenden Ansätzen in einigen Punkten deutlich verbessert werden. Eine euklidische und auch eine geodätische Vermessung der 3D Geometrie eines Patientenschädels im individuellen, kephalometrischen 3D Koordinatensystem ermöglicht eine bessere Bewertung von Fehlstellungen und Asymmetrien, sowohl in der Profil- als auch in der En-Face Ansicht. Die Planung von Knochenschnitten am computergrafisch visualisierten 3D Modell erfolgt in Analogie zur konventionellen Osteotomieplanung am Kunststoffmodell, bei der Schnitte auf geeignete Art vorgeplant, d.h. angezeichnet werden. Da es sich oft um komplizierte Schnittführungen mit unterschiedlichen Varianten handelt, hat sich der Knochenschnitt *nach* vorheriger Spezifikation von Schnittlinien und Bewertung des Schnittverlaufes auch als optimale Strategie für die computergestützte Osteotomieplanung erwiesen. Mittels eines Zeichenwerkzeuges, das auf polygonalen 3D Oberflächen operiert, lassen sich Schnittlinien am 3D Knochenmodell frei anzeichnen und räumlich bewerten. Die Auswirkung des Schnittes auf innere Risikostrukturen kann mittels entsprechender 3D Visualisierungstechniken ebenfalls *vor* dem eigentlichen Schnitt hinsichtlich etwaiger Komplikationen bewertet werden. Alternative Schnittvarianten lassen sich auf diese Art schnell und kostengünstig ausprobieren. Der *freie* Schnitt polygonaler 3D Knochenmodelle wurde im Zusammenhang mit der Osteotomieplanung bislang noch in keinem Planungssystem angeboten.

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

Die Umstellung mobilisierter Knochensegmente erfolgt mit Standardtechniken der 3D Computergrafik und -animation. Transformationen können dabei uneingeschränkt oder auch auf einzelne Freiheitsgrade beschränkt und ggf. unter 3D Kollisionskontrolle vorgenommen werden. Ausgehend von *einem* Planungsmodell lassen sich diverse Schnittverläufe hinsichtlich der resultierenden Umstellungsmöglichkeiten bewerten. Eine Vermessung der Modellgeometrie *nach* Umstellung sowie die Möglichkeit, die geplante Umstellung auch mit gespiegelten Teilen der gesunden kontralateralen Seite vergleichen zu können, bietet bereits eine gute Operationsvorbereitung. Entscheidend ist, dass sich der planende Chirurg bzw. die planende Chirurgin aktiv und realitätsnah mit dem Problem in seiner gesamten Komplexität befassen kann. Durch die 3D Visualisierung eines umgeformten Schädels werden die räumlichen Zusammenhänge gut verdeutlicht und möglicherweise auftretende Komplikationen bereits vor dem chirurgischen Eingriff besser erfasst.

4.6 Literatur

- Barré S.: *Modélisation, fusion et reconstruction 3D pour l'aide à la chirurgie maxillo-faciale*. Dissertation, Université de Poitiers (2001)
- Behrbohm H.: *Preoperative management*. In: *Essentials of Septorhinoplasty*, herausgegeben von Behrbohm H. und Tardy Jr. M.E., Thieme Medical Publishers, Stuttgart, Kap. 5, S. 90–106 (2004), ISBN 3-13-131911-9
- Besl P.J. und McKay N.D.: *A method for registration of 3D shapes*. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence 14(2), S. 239–256 (1992)
- Bettega G., Payan Y., Mollard B. et al.: *A simulator for maxillofacial surgery integrating 3D cephalometry and orthodontia*. Computer Aided Surgery 5(3), S. 156–165 (2000)
- Bielser D. und Gross M.H.: *Interactive simulation of surgical cut procedures*. In: *Proc. Pacific Graphics, Hong Kong, China* (2000), S. 116–125
- Binucci M.M., Lamberti C., Gori R., Montagna L. et al.: *An integrated system for maxillo-facial surgery simulation*. In: Lemke et al. [2002], S. 19–24
- Brief J., Hassfeld S., Däuber S. et al.: *3D norm data: The first step towards semi-automatic virtual craniofacial surgery*. Computer Aided Surgery 5(5), S. 353–358 (2000)
- Brief J., Hassfeld S., Stein W., Krempien R. et al.: *Clinical evaluation of patient misalignment during CT scans for computer assisted implantology - a new approach for compensation*. In: Lemke et al. [2002], S. 943–946

- Bronstein I.N., Semendjajew K.A., Musiol G. und Mülig H.: *Taschenbuch der Mathematik*. Verlag Harri Deutsch, 4. erw. und überarbeitete Aufl. (1998), ISBN 3-8171-2014-1
- Chen J. und Han Y.: *Shortest paths on a polyhedron*. In: *Proc. Sixth annual symposium on Computational geometry, Berkely, CA, US* (1990), S. 360–369
- Chen J. und Han Y.: *Shortest paths on a polyhedron*. *Int. Journal of Computational Geometry & Applications* 6(2), S. 127–144 (1996)
- Dean D., Min K.J., Palomo J.M., Han S. et al.: *Tracking the progress of craniofacial surgery patients with bi-plane X-rays and laser range data: The poor man's 3D CT* (2001), eingereicht bei: IEEE Computer Graphics & Applications
- Delingette H., Subsol G., Cotin S. und Pignon J.: *A craniofacial surgery simulation testbed*. Rapport de recherche 2199, INRIA – Institut National de Recherche en Informatique et Automatique, Epidaure group, Sophia Antipolis Cedex, France (1994)
- Diedrich P. (Hg.): *Kieferorthopädie I*, Bd. 11 von *Praxis der Zahnheilkunde*. Urban & Fischer, 4 Aufl. (2000), ISBN 3-437-05280-2
- Drescher D.: *Kephalometrie und Profilanalyse*, Urban & Schwarzenberg, München · Wien · Baltimore, Bd. 11 von *Praxis der Zahnheilkunde*, Kap. 5, S. 93–128. 3. Aufl. (1993), ISBN 3-437-05280-2
- Drescher D.: *Fernröntgenanalyse*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 261 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Faires D. und Burden R.L.: *Numerische Methoden – Näherungsverfahren und ihre praktische Anwendung*. Spektrum Akademischer Verlag (1994)
- Farkas L.G. (Hg.): *Anthropometry of the Head and Face*. Raven Press, New York, 2. Aufl. (1994a), ISBN 0-7817-0159-7
- Farkas L.G.: *Asymmetry of the Head and Face*, Kap. 7, S. 103–112. In: Farkas [1994a], 2. Aufl. (1994b)
- Forest C., Delingette H. und Ayache N.: *Cutting simulation of manifold volumetric meshes*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Dohi T. und Kikinis R., Springer-Verlag (2002), Nr. 2489 in *Lecture Notes in Computer Science*, S. 235–244, ISBN 3-540-44225-1
- Fuhrmann R.A.W.: *Alternative bildgebende Verfahren*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 241 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Haas N.P.: *Trauma and reconstructive surgery*. Research report, Charité Universitätsklinikum, Medizin. Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin (2002)

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

- Haberl H., Hell B., Zöckler M., Zachow S. et al.: *Technical aspects and results of surgery for craniosynostosis*. Zentralbl. Neurochir. 65(2), S. 65–74 (2004)
- Haines E.: *Point in polygon strategies*. In: *Graphic Gems IV*, herausgegeben von Heckbert P.S., Academic Press Inc., Boston · San Diego · New York, Bd. 4 von *The Graphics Gems Series*, S. 24–46 (1994), ISBN 0-12-336155-9
- Hajeer M.Y., Ayoub A.F., Millet D.T., Bock M. et al.: *Three-dimensional imaging in orthognatic surgery: The clinical application of a new method*. Int. Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery 17(4), S. 318–330 (2002)
- Hanrahan P. und Haeberli P.: *Direct WYSIWYG painting and texturing on 3D shapes*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Glassner A.S., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Orlando, Florida (1990), Bd. 28 von *Annual Conference Series*, S. 215–223
- Hierl T., Wollny G., Zachow S., Klöppel R. et al.: *Visualisierung von Knochen- und Weichteilveränderungen in der Distractionsosteogenese des Mittelgesichts*. In: *10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Schädelbasischirurgie, Heidelberg*, herausgegeben von Mühling J. und Schweigert H.G., Verlag Videel, Niebüll (2002), S. 111–116, ISBN 3-89906-690-1
- Hildebolt C.F. und Vannier M.W.: *Three-dimensional measurement accuracy of skull surface landmarks*. American Journal of Physical Anthropology (76), S. 497–503 (1988)
- Hirschfelder U.: *Panoramaröntgenbefund und enoraler Status*, Kap. 3, Röntgenanalyse, S. 221 ff. Bd. 11 von Diedrich [2000], 4 Aufl. (2000)
- Kanai T. und Suzuki H.: *Approximate shortest path on a polyhedral surface based on selective refinement of the discrete graph and its application*. In: *Proc. Geometric Modeling and Processing, Hong Kong, China* (2000), S. 241–250
- Kimmel R. und Sethian J.A.: *Computing geodesic paths on manifolds*. In: *Proc. National Academy of Sciences, USA* (1998), Bd. 95 von *Applied Mathematics*, S. 8431–8435
- Kirsanov D., Gortler S.J. und Hoppe H.: *Fast exact and approximate geodesic paths on meshes*. Techn. Ber. TR-10-04, Computer Science Group, Harvard University, Cambridge, MA, USA (2004), URL research.microsoft.com/~hoppe/geodesic_tr.pdf
- Kober C., Sader R., Zeilhofer H.F., Prohaska S. et al.: *Anisotrope Materialmodellierung für den menschlichen Unterkiefer*. In: *Workshop 2001, "Die Methode der Finiten Elemente in der Biomechanik, Biomedizin und angrenzenden Gebieten*, Univ. Ulm (2001), URL ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-01-31.pdf

- Konrad-Verse O., Preim B. und Littmann A.: *Virtual resection with a deformable cutting plane*. In: *Proc. Simulation und Visualisierung 2004* (2004), S. 203–214
- Król Z., Zerfass P., Rymon-Lipinski B.v., Jansen T. et al.: *Computer assisted osteotomy design for autografts in craniofacial reconstructive surgery*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Elsevier Science B.V., Berlin (2001), S. 45–50, ISBN 3-444-50866-X
- Kühnl K.: *Dreidimensionale cephalometrische Analyse des Gesichtsschädels*. Studienarbeit, Institut für mathematische Maschinen und Datenverarbeitung IX, Lehrstuhl für Graphische Datenverarbeitung an der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (1996)
- Landes C.A., Bitsakis J., Diehl T. und Bitter K.: *Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part I: Measurement of craniofacial development and establishment of standard values and growth functions*. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 30, S. 18–24 (2002a)
- Landes C.A., Zachar R., Diehl T. und Kovács A.F.: *Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part II: Evaluating osseous and soft tissue changes following orthognatic surgery*. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 30, S. 25–34 (2002b)
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 14th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science B.V., San Francisco (2000), ISBN 0-444-50536-9
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 16th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Springer-Verlag, Paris (2002), ISBN 3-540-43655-3
- Martin R.B., Burr D.B. und Sharkey N.A.: *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag (1998), ISBN 0-387-98474-7
- Mazura A. und Seifert S.: *Virtual cutting in medical data*. In: *Global Healthcare Grid*, herausgegeben von Morgan K.S., Weghorst S.J., Hoffman H.M. und Stredney D., IOS Press, San Diego, California (1997), Bd. 39 von *Studies in Health Technology and Informatics*, S. 420–429, ISBN 9-051-99299-8
- Meisters G.H.: *Polygons have ears*. *American Mathematical Monthly* 82, S. 648–651 (1975)
- Möller T. und Trumbore B.: *Fast minimum storage ray-triangle intersection*. *Journal of Graphics Tools* 2(1), S. 21–28 (1997)

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

- Mor A.B. und Kanade T.: *Modifying soft tissue models: Progressive cutting with minimal new element creation*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Delp S.L., DiGioia A. und Jaramaz B., Springer-Verlag (2000), Nr. 1935 in Lecture Notes in Computer Science, S. 598–607, ISBN 3-540-41189-5
- Nienhuys H.W. und van der Stappen A.F.: *A surgery simulation supporting cuts and finite element deformation*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 145–152
- Niessen W. und Viergever M.A. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 2208 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (2001), ISBN 3-540-42697-3
- Oliver R.G.: *Cephalometric analysis comparing five different methods*. British Journal of Orthodontics 18(4), S. 277–283 (1990)
- Pflessner B., Petersik A., Tiede U., Höhne K.H. et al.: *Volume cutting for virtual petrous bone surgery*. Computer Aided Surgery 7(2), S. 74–83 (2002)
- Pinkall U. und Polthier K.: *Computing discrete minimal surfaces and their conjugates*. Experimental Mathematics 2(1), S. 15–36 (1993)
- Polthier K.: *Computational aspects of discrete minimal surfaces*. In: *Proc. of the Clay Summer School on Global Theory of Minimal Surfaces*, herausgegeben von Hass J., Hoffman D., Jaffe A., Rosenberg H. et al. (2002), in Vorbereitung
- Pottmann H. und Wallner J.: *Computational Line Geometry*. Mathematics + Visualization, Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (2001), ISBN 3-540-42058-4
- Press W.H., Teukolsky S.A., Vetterling W.T. und Flannery B.P.: *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, Cambridge, MA, 2. Aufl. (1995), ISBN 0-521-43108-5
- Rhodes G., Proffit F., Grady J.M. und Sumich A.: *Facial symmetry and the perception of beauty*. Physiognomic Bulletin & Review (5), S. 659–669 (1998)
- Rousseeuw P.J. und Leroy A.M.: *Robust regression and outlier detection*. John Wiley & Sons Inc. (1987), ISBN 0-471-85233-3
- Sakas G. und Bockholt U.: *Medizinische Technologie & Anwendung* (2002), URL www.inigraphics.net/publications/brochures/med_broch
- Salyer K.E.: *Kraniofaziale Chirurgie*. Thieme Medical Publishers, Stuttgart (1992), ISBN 3-137-73401-0
- Schneider P.J. und Eberly D.H.: *Geometric Tools for Computer Graphics*. Morgan Kaufmann Publishers (2003), ISBN 1-55860-594-0

- Schutyser F., Van Cleynenbreugel J., Schoenaers J., Marchal G. et al.: *A simulation environment for maxillofacial surgery including soft tissue implications*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Taylor C. und Colchester A., Springer-Verlag (1999), Nr. 1679 in Lecture Notes in Computer Science, S. 1210–1217, ISBN 3-540-66503-X
- Segner D. und Hasund A.: *Individualisierte Kephalometrie*. D. Segner, Verlag und Vertrieb, 3. Aufl. (1998), ISBN 3-9802709-3-9
- Shewchuk J.R.: *Delaunay refinement algorithms for triangular mesh generation*. Computational Geometry: Theory and Applications 22(1-3), S. 21–74 (2002)
- Teschner M., Girod S. und Girod B.: *Interactive simulation environment for craniofacial surgery planning*. In: Lemke et al. [2000], S. 47–52
- Trepczynski A.: *Schnittmodellierung auf triangulierten Polygonoberflächen*. Diplomarbeit, TU Berlin (2002)
- VHD: *The visible human project*[®] (1994), URL www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- Weisstein E.W.: *Eric Weisstein's world of mathematics* (1999), URL mathworld.wolfram.com/minimalsurface.html
- Westerhoff M.: *Extracting geometrical models of neuronal structures from 3D image data*. Dissertation, Freie Universität Berlin, FB Mathematik und Informatik (2003)
- Xia J., Ip H.H.S., Samman N. et al.: *Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation – 3D virtual osteotomy*. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 29, S. 11–17 (2000)
- Yasuda T., Hashimoto Y., Yokoi S. und Toriwaki J.I.: *Computer system for craniofacial surgical planning based on CT images*. IEEE Transactions on Medical Imaging 9(3), S. 270–280 (1990)
- Zachow S.: *Entwurf und Implementierung eines chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik*. Diplomarbeit, Technische Universität Berlin & Charité Campus Virchow Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (1999)
- Zachow S., Gladilin E., Hege H.C. und Deuffhard P.: *Finite-element simulation of soft tissue deformation*. In: Lemke et al. [2000], S. 23–28
- Zachow S., Gladilin E., Sader R. und Zeilhofer H.F.: *Draw & Cut: Intuitive 3D osteotomy planning on polygonal bone models*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Elsevier Science B.V., London (2003), S. 362–369, ISBN 3-444-51387-6

4. Knochenschnitt- und Knochenumstellungsplanung

- Zachow S., Gladilin E., Trepczynski A., Sader R. et al.: *3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery: Experiences and results of surgery planning and volumetric finite-element soft tissue prediction in three clinical cases*. In: Lemke et al. [2002], S. 983–987
- Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.F. und Sader R.: *3D Osteotomieplanung in der MKG-Chirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung*. In: *Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, herausgegeben von Wörn H., Mühling J., Vahl C. und Meinzer H.P., Gesellschaft für Informatik, Heidelberg (2001a), GI Lecture Notes in Informatics, S. 217–226
- Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.F. und Sader R.: *Improved 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 473–481
- Zachow S., Lueth T.C., Stalling D., Hein A. et al.: *Optimized arrangement of osseointegrated implants: A surgical planning system for the fixation of facial prostheses*. In: *Proceedings of the International Symposium CARS'99*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K. und Farman A.G., Elsevier Science B.V., Paris (1999), S. 942–946, ISBN 0-444-50290-4
- Zeilhofer H.F.: *Innovative dreidimensionale Techniken - Medizinische Rapid Prototyping (RP)-Modelle für die Operationsplanung und daraus resultierende neue Entwicklungen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Habilitationsschrift, Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Technischen Universität München (1998)

Weichgewebeprädiktion

*Good mathematical models don't start with mathematics
but with a deep study of natural phenomena*

Stephen Smale, 1978

Neben der Verbesserung der präoperativen Planung von Umstellungsosteotomien, zur funktionellen Rehabilitation komplexer Knochenfehlbildungen, ist ein weiteres vorrangiges Ziel dieser Arbeit, zu einer geplanten Knochenverlagerung eine *verlässliche* dreidimensionale Prädiktion der resultierenden Weichgewebeanordnung zu liefern. Dabei sollen am 3D Schädelmodell eines Patienten geplante Knochenumstellungen automatisch auf das individuelle Weichgewebenvolumen übertragen, dessen daraus resultierende räumliche Deformation so genau wie möglich simuliert und das Simulationsergebnis über die Kopf- bzw. Gesichtsoberfläche als zusätzliches Planungskriterium realistisch, dreidimensional visualisiert werden. Eine verlässliche Weichgewebeprädiktion gibt den Chirurgen mehr Planungssicherheit und bietet zudem die Möglichkeit, Patienten bereits *vor* der Operation die Auswirkung einer umfangreichen Verlagerung ihres Gesichtsskeletts auf ihr späteres Aussehen zu veranschaulichen. Gibt es unterschiedliche Behandlungsalternativen, dann kann anhand einer dreidimensionalen Weichgewebeprognose *die* Variante ausgewählt werden, die zum bestmöglichen ästhetischen Ergebnis führt. Grundlage dafür bilden das 3D Planungsmodell, so wie es in Kapitel 3 beschrieben ist, und die aus der chirurgischen Planung resultierenden Knochenverlagerungen (Kapitel 4).

In diesem Kapitel werden die theoretischen Grundlagen zur physikalischen Deformationsmodellierung dreidimensionaler Körper erläutert und die Finite-Elemente-Methode als geeignetes numerisches Approximationsverfahren zur Behandlung von Kontinuumsproblemen in der Elastomechanik vorgestellt. Die Sachverhalte werden dabei am konkreten Beispiel so ausführlich und verständlich wie möglich aufgezeigt, um Anknüpfungspunkte für eventuelle Folgearbeiten zu liefern. Die Eignung des in dieser Arbeit vorgeschlagenen Planungs-, Modellierungs- und Simulationsansatzes wird im nachfolgenden Kapitel 6 anhand diverser klinischer Fallstudien belegt. In Kapitel 7 wird auf die Bestimmung adäquater elastomechanischer Gewebeparameter eingegangen, und es werden die Prädiktionsgüte an konkreten Beispielen überprüft sowie Möglichkeiten zur Modellverbesserung diskutiert.

5.1 Weichgewebemodellierung

Weichgewebe ist aus Sicht der Elastomechanik ein Kräfte übertragendes System. Es dient u.a. dazu, Kräfte, die auf den Körper einwirken, durch Deformation zu kompensieren. Bei der Modellierung von biologischem Gewebe wird im Rahmen dieser Arbeit insbesondere der Aspekt der Gesamtdeformation als Resultat einer lokalen Randverschiebung betrachtet. Das Weichgewebenvolumen wird dabei als ein elastisches Kontinuum angesehen. Nach einer aufgezwungenen Verformung durch die Einwirkung äußerer Kräfte (Belastungen) stellt sich ein innerer Spannungszustand (Beanspruchung) ein, den ein Körper aufgrund der in ihm gespeicherten elastischen Energie solange zu kompensieren versucht bis ein Energieminimum, d.h. ein thermodynamisches Gleichgewicht vorliegt. Für die Weichgewebeprädiktion ist man genau an einem solchen statischen Gleichgewichtszustand interessiert, der die Gesichtsform nach erfolgter Knochenverlagerung repräsentiert. Es ist somit ein Modell gesucht, mit dem das Deformationsverhalten von menschlichem Weichgewebe in guter Näherung approximiert werden kann. Die theoretischen Grundlagen zur Modellierung deformierbarer Körper liefert die Kontinuumsmechanik bzw. die Elastizitätstheorie [Ciarlet, 1988; Gummert und Reckling, 1987; Leipholz, 1968].

5.1.1 Grundlagen und Modellierungsansätze

Die Untersuchung der Struktur und der Mechanik von biologischem Gewebe ist ein spezielles Forschungsgebiet der Biomechanik [Özkaya und Nordin, 1999]. Hier werden die Materialeigenschaften von Geweben und Organen experimentell untersucht und physiologische sowie funktionelle Modelle aufgestellt, um z.B. Wachstum und Erkrankung von Geweben oder das Zusammenspiel von Organen zu verstehen. Die Biomechanik befasst sich also mit Modellen von lebenden Systemen [Fung, 1993; Martin et al., 1998]. Die Berechnung und die *Simulation* des Deformationsverhaltens von Körpern ist ein klassisches Thema der Festigkeitslehre bzw. der Materialwissenschaften, in denen physikalische und mathematische Modelle entwickelt werden, die für spezielle Materialeigenschaften und Geometrien in der Belastungsanalyse Anwendung finden. Voraussetzungen für solche Simulationen sind: i) eine adäquate geometrische Repräsentation des zu modellierenden Objektes, ii) ein physikalisch und mathematisch konsistentes Materialmodell, iii) Randbedingungen für die Simulation und iv) ein geeignetes mathematisches Lösungsverfahren.

Auf die wesentlichen Vorarbeiten zur Simulation von Weichgewebe für die Prädiktion des postoperativen Erscheinungsbildes nach einer Modifikation des Gesichtschädels wurde bereits ausführlich in Kapitel 2 eingegangen. Ein allgemeiner Überblick zur Modellierung von Weichgewebe und zur Simulation deformierbarer Körper findet sich in [Zachow, 1998] und ein sehr detaillierter in [Maurel et al., 1998]. Nachfolgend wird der für die vorliegende Arbeit gewählte Ansatz zur Weichgewebemodellierung beschrieben und die zugehörige Theorie erörtert.

Die klassische Behandlung von Deformationsproblemen auf Basis der Kontinuumsmechanik führt zu Systemen von Differential- bzw. Integralgleichungen, die für komplexe Geometrien hohe Anforderungen an Rechenkapazität und Hauptspeicher stellen. Aus diesem Grund wurden anfänglich vereinfachte Modelle und Verfahren entwickelt, mit denen Deformationen geometrisch approximiert werden können. Eine wesentliche Triebkraft entstammt dabei aus dem Bereich der 3D Computergrafik, wo Simulationsergebnisse auch noch schritthaltend visualisiert werden müssen [Gibson und Mirtich, 1997]. Ausgehend von rein geometrischen Ansätzen, bei denen *globale* Formparameter modifiziert werden [Barr, 1981, 1984; Terzopoulos und Metaxas, 1991] oder bei denen ein Objekt über den Raum deformiert wird, in dem es eingebettet ist [MacCracken und Joy, 1996; Sederberg und Parry, 1986], etablierten sich zunehmend Modelle auf der Grundlage von Splines,¹ mit denen auch *lokale* Deformationen durch Transformation von Kontrollpunkten gesteuert werden können [Farin, 2001; Piegl und Tiller, 1997]. Splines, deren Form aus dem Minimum eines assoziierten Energiepotenzials resultiert (sogenannte *active contours*) [Kass et al., 1987; Terzopoulos et al., 1987], sind erste physikalisch motivierte Deformationsmodelle, die sogar in Hinblick auf plastische und viskoelastische Eigenschaften adaptiert wurden [Terzopoulos und Fleischer, 1988]. Erweiterungen auf Flächen im \mathbb{R}^3 (*active surfaces*) bzw. auf Volumenelemente (*active cubes*) fanden u.a. in [Cover et al., 1993] und [Bro-Nielsen, 1995] Anwendung für die Weichgewebesimulation.

Im Verlauf der weiteren Entwicklung entstanden physikalische Deformationsmodelle, die auf einer diskreten Anordnung gekoppelter Massepunkte basieren. Beispiele dafür sind die sogenannten Partikelsysteme [Hockney und Eastwood, 1988; Reeves, 1983], ggf. auch mit Topologieeinschränkung [Szeliski und Tonnesen, 1992] sowie Feder-Masse Systeme, bei denen die Konnektivität der Massepunkte über Kanten, in Form modellierter Federverbindungen gegeben ist [Baraff und Witkin, 1997; Barzel, 1992; Metaxas, 1997]. Die dynamische Zustandsbeschreibung solcher Systeme ergibt sich in differentieller Form über die 2. NEWTON'sche Bewegungsgleichung (5.1). Es handelt sich dabei um eine gewöhnliche Differentialgleichung 2. Ordnung, die den Zusammenhang zwischen wirkenden Kräften in der Form $F = ma$ beschreibt. Die Dämpfungskomponente d ist ein Maß für die innere Reibung bzw. die Viskosität, die von der Geschwindigkeit \dot{x} eines Massepunktes abhängt, und der Koeffizient k beschreibt die lokale Materialsteifigkeit über die an einem Massepunkt wirkenden inneren Bindungskräfte.

$$-f_i(t) = m_i \frac{\partial^2 x_i(t)}{\partial t^2} + d \frac{\partial x_i(t)}{\partial t} + k x_i(t) \quad (5.1)$$

Für die Gesamtanordnung wird (5.1) im Allgemeinen in Matrixform formuliert

$$-F = M\ddot{\mathbf{x}} + D\dot{\mathbf{x}} + K\mathbf{x} \quad (5.2)$$

¹ Bézier-Splines, B-Splines, NURBS, β -Splines

5. Weichgewebeprädiktion

Bei der Bestimmung der Gesamtdeformation aufgrund einer lokalen Störung des Kräftegleichgewichtes handelt es sich um ein typisches Anfangswertproblem. Eine numerische Lösung kann im einfachsten Fall mittels einer expliziten EULER-Integration erfolgen. Dazu muss die Bewegungsgleichung (5.2) in eine kanonische Form, d.h. ein System aus zwei gekoppelten Differentialgleichungen 1. Ordnung überführt werden.

$$\frac{\partial x_i(t)}{\partial t} = v_i(t) \quad \text{und} \quad \frac{\partial v_i(t)}{\partial t} = a_i(t) = \frac{1}{m} (-f_i(t) - dv_i(t) - kx_i(t)) \quad (5.3)$$

Für eine bekannte Knotenverschiebung werden die Kraftkomponenten in jedem Massepunkt über die Federkräfte zu einem Zeitschritt t addiert und die daraus resultierende Beschleunigung a_i berechnet. Im nächsten Zeitschritt $t + \Delta t$ werden erst die Beschleunigungen $\ddot{\mathbf{x}}$ integriert und anschließend die daraus resultierenden Geschwindigkeiten $\dot{\mathbf{x}}$, wodurch sich die Verschiebungen der Massepunkte $x_i(t + \Delta t) - x_i(t)$ in Richtung der wirkenden Kraft ergeben.

$$\begin{aligned} v_i(t + \Delta t) &= v_i(t) + (\Delta t)a_i(t) \\ x_i(t + \Delta t) &= x_i(t) + (\Delta t)v_i(t) \end{aligned} \quad (5.4)$$

Die Güte der Lösung hängt stark von der gewählten Schrittweite Δt ab. Damit das Verfahren konvergiert sollte diese kleiner als der Kehrwert der Anzahl der Federverbindungen sein, d.h. $\Delta t \leq 1/N_F$ [Baraff und Witkin, 1997]. Eine stabilere Lösung bei größerer Schrittweite liefern u.a. Mittelpunkts-, Runge-Kutta- oder Mehrschrittverfahren [Faires und Burden, 1994; Spiegel, 1998].

Feder-Masse Systeme fanden in der Computergrafik weite Verbreitung und somit auch Anwendung für die medizinische Fragestellung der Weichgewebesimulation [Keeve, 1996; Kuhn, 1997; Teschner, 2000]; [Barré, 2001]. Ein wesentlicher Schwachpunkt dieses Modellierungsansatzes ist jedoch die mehr oder weniger heuristische Festlegung der initialen Kräfte und Massen sowie der Elastizitätskonstanten. Im Allgemeinen konvergieren die Berechnungsverfahren auch nur wenn eine hohe Dämpfung gewählt wird. Baraff und Witkin berichteten zudem von Stabilitätsproblemen der numerischen Lösung bei der Deformation von Schalen und rigiden Flächen [Baraff und Witkin, 1992]. Die topologische Anordnung der Massepunktverbindungen hat ebenfalls einen großen Einfluss auf die Simulationsergebnisse [Maciel et al., 2003]. Für die Weichgewebemodellierung bedarf es aufgrund der fehlenden Volumenkräfte eines zusätzlichen Aufwands zur Berücksichtigung von Inkompressibilitätseigenschaften [Grieve und Armstrong, 1988; Lee et al., 1995; Mollemans et al., 2003], und für die Prädiktion einer Weichgewebedeformation nach Knochenverlagerung ist man in der Regel nicht an der Dynamik sondern eher am statischen Gleichgewichtszustand zwischen inneren und äußeren Kräften interessiert.

$$-F = K \mathbf{x} \quad (5.5)$$

Zu diesem Zweck wurde z.B. von Teschner ein Modellierungsansatz gewählt, bei dem zur Bestimmung einer Deformation statt über die Zeit zu integrieren, iterativ die Summe der Federkräfte minimiert wird [Teschner, 2000].

Einen physikalisch fundierteren Ansatz zur Modellierung deformierbarer Körper liefert die Kontinuumsmechanik [Gummert und Reckling, 1987; Leipholz, 1968]. Mit steigender Leistungsfähigkeit der Computersysteme und effizienten Implementierungen etablierte sich die Methode der Finiten Elemente als mathematisches Diskretisierungs- und Lösungsverfahren der Wahl [Bathe, 1990; Braess, 2003; Zienkiewicz, 1984]. Ein zunehmendes Verständnis der mechanischen Eigenschaften von biologischen Geweben [Duck, 1991; Fung, 1993] sowie die Möglichkeiten einer dreidimensionalen Vermessung anatomischer Strukturen führten in der Biomechanik und der Medizin zu einem Bedarf an mechanischen Analysen und Simulationen für sehr unterschiedliche Fragestellungen, z.B. in der Prothetik, der Implantologie, der Orthopädie, der Forensischen Medizin uvm. [Gallagher et al., 1982]. Mittlerweile gibt es eine Fülle von Anwendungen in der Biomechanik, eine stetig anwachsende Zahl in der Medizin und davon einen Großteil in der Chirurgie, mit Schwerpunkten in der Neurochirurgie, der Herzchirurgie, der Abdominalchirurgie sowie auch in der kraniofazialen Chirurgie [Ayache und Delingette, 2003; Caesarium, 2001; Cotin und Metaxas, 2004].

5.1.2 Ein kontinuumsmechanisches Modell

Statt die Dynamik diskreter Massepunkte zu betrachten, kann ein Körper auch als ein Kontinuum, bestehend aus einer unendlichen Zahl infinitesimaler Teilvolumen aufgefasst werden. Hat ein Körper vor einer Belastung eine gewisse Lage im Raum inne, so kann man allen Volumenelementen, aus denen er im Sinne der Kontinuumsmechanik aufgebaut ist, Koordinaten zuordnen. Durch eine Belastung werden die Volumenelemente ihre Lage im Raum und ggf. ihre Form verändern, sie erleben somit **Verschiebungen**, die zu einer Koordinatentransformation führen. Aus den Verschiebungen resultiert entweder eine Starrkörperbewegung oder bei deren Einschränkung durch Lagerung eine *Deformation* (Abb. 5.1 a). Aus dem Unterschied zwischen den ursprünglichen und den neuen Koordinaten ergeben sich die Komponenten des *Verschiebungsvektors*. Die Deformation eines Körpers kann somit durch ein stetiges *Verschiebungsfeld* auf allen Punkten im Körper und auf seinem Rand vollständig beschrieben werden.

Mathematisch betrachtet ist die Deformation eines Gebietes Ω eine Transformation D , die jeden Punkt $P \in \Omega$ mit den Koordinaten $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$ in einen Punkt $P' \in \Omega'$ mit den Koordinaten \mathbf{x}' überführt (Abb. 5.1 b).

$$P(\mathbf{x}') = D P(\mathbf{x}), \quad \text{mit } P(\mathbf{x}) \in \Omega, \quad D : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^3 \quad (5.6)$$

Aus der Differenz zwischen den ursprünglichen und den transformierten Koordinaten eines Punktes ergibt sich der Verschiebungsvektor \mathbf{u} .

$$\mathbf{u} = \mathbf{x}' - \mathbf{x}. \quad (5.7)$$

5. Weichgewebepräädiktion

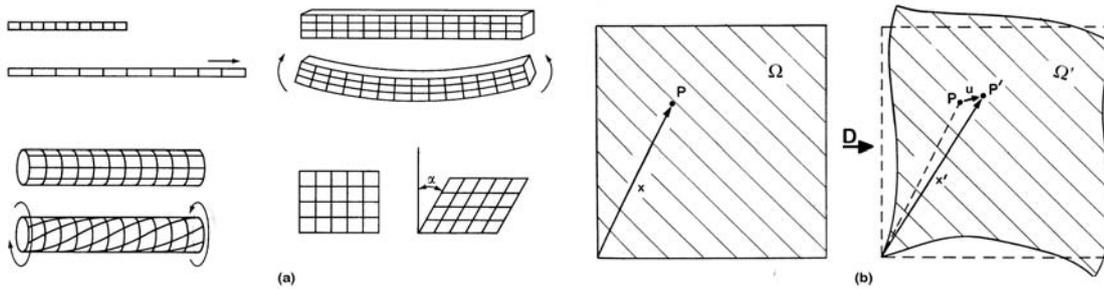


Abbildung 5.1: a) Deformationen eines Körpers: Elongation, Biegung, Torsion und Scherung, b) Eine Deformation impliziert eine Verzerrung

Um bei der Beschreibung einer Deformation von der Größe bzw. der Geometrie eines Körpers und den Anteilen einer Starrkörpertransformation (Rotation, Translation) unabhängig zu sein, wird der Begriff der **Verzerrung** (engl. *Strain*) eingeführt. Zur Beschreibung der Verzerrung betrachtet man die Verschiebungsänderungen, die sich relativ zur Ausdehnung des Körpers in der jeweiligen Betrachtungsrichtung ergeben und die über den *Verschiebungsgradienten* (5.8) aus dem Verschiebungsfeld extrahiert werden können.

$$\nabla \mathbf{u} = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x_1} u_1 & \frac{\partial}{\partial x_2} u_1 & \frac{\partial}{\partial x_3} u_1 \\ \frac{\partial}{\partial x_1} u_2 & \frac{\partial}{\partial x_2} u_2 & \frac{\partial}{\partial x_3} u_2 \\ \frac{\partial}{\partial x_1} u_3 & \frac{\partial}{\partial x_2} u_3 & \frac{\partial}{\partial x_3} u_3 \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

Der Gradient des Verschiebungsvektors ist ein Tensor 2. Ordnung. Er ist invariant gegenüber Starrkörperverschiebungen, und durch Zerlegung in seinen symmetrischen und antisymmetrischen Anteil kann auch die Rotationskomponente von der Deformation abgespalten werden. Übrig bleibt der symmetrische, sogenannte infinitesimale GREEN'sche *Verzerrungstensor*² (5.9), über den eine räumliche Deformation beschrieben wird [Gummert und Reckling, 1987].

$$\mathbb{E} = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T + \nabla \mathbf{u}(\nabla \mathbf{u})^T) \quad (5.9)$$

$$e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \sum_k \left(\frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right) \right), \quad i, j = 1, 2, 3$$

Sind die Verschiebungsableitungen hinreichend klein, d.h. $|\partial u_{i,x}| \ll 1$ bzw. $\nabla \mathbf{u}(\nabla \mathbf{u})^T \ll \nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T$, dann kann der nichtlineare Anteil in (5.9) gegenüber den linearen Termen vernachlässigt werden und (5.9) geht in den linearen, sogenannten CAUCHY'schen Verzerrungstensor (5.10) über [Leipholz, 1968].

$$\mathcal{E} = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) \approx \mathbb{E} \quad (5.10)$$

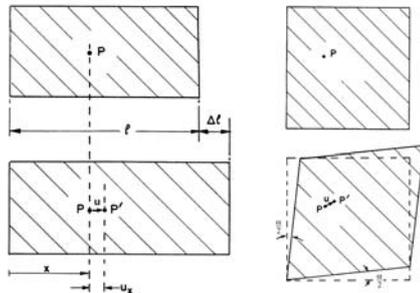
$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right), \quad i, j = 1, 2, 3$$

² Im Folgenden wird die zweite, also die Indexnotation für Tensoren verwendet.

Die Komponenten ε_{ij} des (linearisierten) Verzerrungstensors 2. Ordnung

$$\mathcal{E} = \varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

stellen die räumlichen Verzerrungen eines Körpers dar. Aufgrund der Symmetrie von ε_{ij} gibt es sechs unterschiedliche Verzerrungsanteile, wobei man zwischen Dehnungen e_{ij} , mit $i = j$ (Längsstreckung) und Scherungen e_{ij} , mit $i \neq j$ (Winkelverzerrung) unterscheidet. Die Berechnung der Verzerrungskomponenten in kartesischen Koordinaten erfolgt gemäß der sechs Verschiebungs-Verzerrungsgleichungen (5.12):



$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u_x}{\partial x}, & \varepsilon_{yy} &= \frac{\partial u_y}{\partial y}, & \varepsilon_{zz} &= \frac{\partial u_z}{\partial z} \\ \varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yx} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) \\ \varepsilon_{xz} = \varepsilon_{zx} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right) \\ \varepsilon_{yz} = \varepsilon_{zy} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right) \end{aligned} \quad (5.12)$$

Abbildung 5.2: Komponenten des räumlichen Verzerrungsfalls

Bei großen Verzerrungen ergibt sich durch (5.10) ein zunehmender Fehler aufgrund der *geometrischen* Nichtlinearität des Verzerrungstensors. Da der Zustand des elastischen Körpers beim Auftreten von endlichen Verformungen wesentlich von dem nach der Belastung abweichen kann, muss der nichtlineare Anteil in (5.9) berücksichtigt und theoretisch auch streng zwischen der LAGRANGE'schen und der EULER'schen Beschreibungsweise unterschieden werden. Die LAGRANGE'sche Beschreibungsweise bezieht sich bei den Verschiebungsableitungen stets auf die Koordinaten des undeformierten Körpers und die EULER'sche Beschreibungsweise auf die Koordinaten des aktuellen, d.h. von der Zeit abhängigen Verformungszustandes. Lediglich für sehr kleine Deformationen spielt die Sichtweise bei der Differentiation keine wesentliche Rolle. Auf die Behandlung der geometrischen Nichtlinearität wurde u.a. in [Gladilin et al., 2001, 2002] eingegangen.

Die Verschiebungen und Verzerrungen beschreiben die *Kinematik* deformierbarer Körper und liefern den geometrischen Zugang zur Deformationsproblematik. Durch Verzerrungen werden jedoch auch *Kräfte* in einem Körper induziert. Will man eine gewisse Formänderung bewirken, so hängt die dazu erforderliche Kraft u.a. von der Größe des Körpers, seinen Materialeigenschaften, der Dauer der einwirkenden Kraft, der Umgebungstemperatur und noch diversen anderen Faktoren ab. Für die

5. Weichgewebepräädiktio

materialspezifische und größenunabhängige Beschreibung einer mechanischen Beanspruchung, wie z.B. Zug, Druck, Torsion, Scherung und Biegung, wird der Begriff der **Spannung** (engl. *Stress*) verwendet. Spannungen sind die in einer Querschnittsfläche wirkenden Kräfte, die von der Lage, Größe und Orientierung des betrachteten Flächenstückes abhängen. Bei der Spannungsanalyse unterscheidet man die folgenden vier Spannungsarten:

$t_n = \frac{F_n}{A} \left[\frac{N}{m^2} \right]$	Normalspannung t_n aufgrund einer axial zur Fläche A wirkenden Kraft F_n
$\tau_s = \frac{F_s}{A} \left[\frac{N}{m^2} \right]$	Scherspannung τ_s aufgrund einer tangential in der Fläche A wirkenden Scherkraft F_s
$\tau_t = \frac{M_t r}{J} \left[\frac{N}{m^2} \right]$	Scherspannung τ_t aufgrund eines Drehmomentes M_t an einem Punkt mit dem Abstand r zur Drehachse
$t_b = \frac{M_b d}{I} \left[\frac{N}{m^2} \right]$	Normalspannung t_b aufgrund eines Biegemomentes M_b an einem Punkt mit dem Abstand d zur neutralen Faser

Spannungen werden wie Kräfte als vektorielle Größen betrachtet.

$$\boldsymbol{\sigma} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} = \frac{dF}{dA} \quad (5.13)$$

In einem Orthonormalsystem lassen sich Spannungsvektoren $\boldsymbol{\sigma}_i$ mit $i = 1, 2, 3$ als Linearkombination ihrer drei Komponenten $j = 1, 2, 3$ darstellen (Abb. 5.3). Im räumlichen Spannungsfall ist der Spannungszustand in einem Punkt durch drei Spannungsvektoren bzgl. einer orthonormalen Basis \mathbf{e}_i gegeben

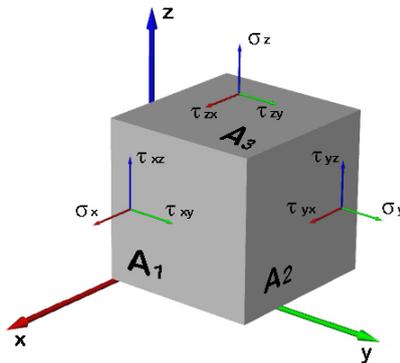
$$\begin{aligned} \boldsymbol{\sigma}_1 &= \sigma_{11}\mathbf{e}_1 + \sigma_{12}\mathbf{e}_2 + \sigma_{13}\mathbf{e}_3 \\ \boldsymbol{\sigma}_2 &= \sigma_{21}\mathbf{e}_1 + \sigma_{22}\mathbf{e}_2 + \sigma_{23}\mathbf{e}_3 \\ \boldsymbol{\sigma}_3 &= \sigma_{31}\mathbf{e}_1 + \sigma_{32}\mathbf{e}_2 + \sigma_{33}\mathbf{e}_3 \end{aligned} \quad (5.14)$$

bzw. in verkürzter Schreibweise bei Verwendung der EINSTEIN'schen Summationsvereinbarung für den gemeinsam auftretenden Index j

$$\boldsymbol{\sigma}_i = \sigma_{ij} \mathbf{e}_j, \quad i, j = 1, 2, 3. \quad (5.15)$$

In Abbildung 5.3 ist ein kubisches Volumenelement gezeigt, dessen Seitenflächen mit den Raumebenen eines Koordinatensystems zusammenfallen. Die Spannungs-komponenten auf den Seitenflächen bzgl. der kartesischen Basis sind in der Matrix aufgeführt. Die Diagonalkomponenten σ_{ij} , mit $i = j$ stellen die Normalspannungen senkrecht zur Fläche dar, die übrigen Komponenten σ_{ij} , mit $i \neq j$ sind die Tangential- bzw. Scherspannungen τ , die im betrachteten Flächenstück liegen.

Aus der obigen Betrachtung resultiert, dass sich Spannungen im allgemeinen räumlichen Spannungsfall durch 9 Komponenten beschreiben lassen, wobei für $i \neq j$ $\tau_{ij} = \tau_{ji}$ gilt und somit lediglich sechs Komponenten unabhängig sind. Da Spannungen offensichtlich von der Orientierung eines Körpers abhängen, bietet sich,



σ_{ij}	1	2	3
$A_1 \perp x$	σ_x	τ_{xy}	τ_{xz}
$A_2 \perp y$	τ_{yx}	σ_y	τ_{yz}
$A_3 \perp z$	τ_{zx}	τ_{zy}	σ_z

Abbildung 5.3: Komponenten des räumlichen Spannungsfalls

wie auch bei den Verzerrungen, die Betrachtung von Spannungen als tensorielle Größen an. Die Größe und die Orientierung der Tensorcomponenten hängen von der Ausrichtung der Ebene ab, auf der sie definiert sind. Für ein beliebig gegebenes infinitesimales Flächenstück mit der Flächennormalen \mathbf{n} lässt sich der Spannungsvektor $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}, \mathbf{n})$ in einem Punkt $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$ über das Skalarprodukt aus Spannungstensor \mathcal{S} und Flächennormalen bestimmen: $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}, \mathbf{n}) = \mathcal{S}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}$. Alle in einem Punkt möglichen Spannungsvektoren $\boldsymbol{\sigma}_n$ beschreiben dabei einen Spannungsellipsoid, dessen Hauptachsen die Hauptrichtungen des Spannungstensors repräsentieren. Dieser kann durch Hauptachsentransformation in seine Diagonalform überführt werden und man erhält die sogenannten Hauptspannungen σ_1, σ_2 und σ_3 , bei verschwindenden Scherspannungen. Die mittlere Hauptspannung ist definiert als $\sigma_m = \frac{1}{3}(\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z)$.

In Abhängigkeit von der Koordinatenbetrachtung unterscheidet man zwischen den sogenannten CAUCHY-Spannungen, die sich auf den deformierten Zustand, also auf die EULER'schen Koordinaten beziehen und den KIRCHHOFF-Spannungen, denen die LAGRANGE'schen Koordinaten der Ausgangskonfiguration des Körpers zu Grunde liegen. Aus den KIRCHHOFF-Spannungen kann man den ersten und den zweiten PIOLA-KIRCHHOFF'schen Spannungstensor ableiten [Maurel et al., 1998]. Auf die physikalische Herleitung des Spannungstensors über Volumen- und Flächenkräfte unter Berücksichtigung der Erhaltungssätze wird an dieser Stelle verzichtet. Ausführliche Erläuterungen dazu finden sich in gängigen Standardwerken zur Kontinuumsmechanik. Im weiteren Verlauf wird zur Beschreibung von räumlichen Spannungen der *symmetrische*, zweite PIOLA-KIRCHHOFF'sche Spannungstensor verwendet und mit \mathcal{S} bzw. in Indexnotation mit σ_{ij} , $i, j = 1, 2, 3$ bezeichnet.

$$\mathcal{S} = \sigma_{ij} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

5. Weichgewebeprädiktion

Spannungen und Verzerrungen korrelieren mit entsprechenden Kräften und Verschiebungen. Mit Spannungen in Abhängigkeit von Verzerrungen verfügt man über einen materialspezifischen Zusammenhang, der auch als Stoff- bzw. Materialgesetz (engl. *constitutive equation*) bezeichnet und in Form einer Spannungs-Verzerrungskennlinie aufgezeichnet wird. In Abbildung 5.4 sind charakteristische Kennlinien idealisierter Materialien gezeigt.

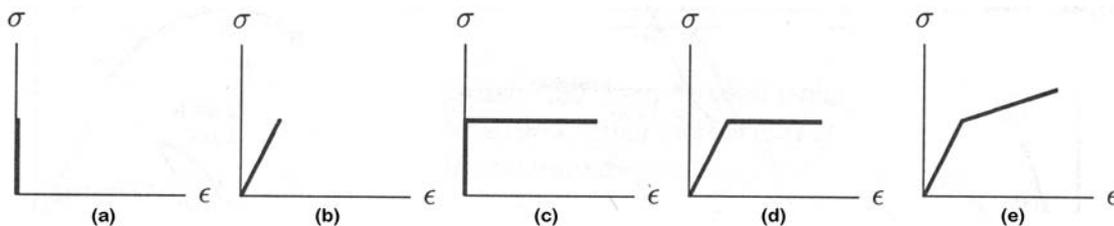


Abbildung 5.4: Spannungs-Verzerrungskennlinien idealisierter Materialien, a) undeformierbar, b) linear elastisch, c) plastisch, d) elasto-plastisch, e) linear elastisch - linear plastisch

Zur Modellierung des Deformationsverhaltens eines Materials ist ein funktionaler Zusammenhang erforderlich, der für alle auftretenden Verzerrungen den entsprechenden Spannungszustand liefert. Für den *eindimensionalen* Spannungsfall an Zugstäben oder Schraubenfedern im elastischen Bereich gilt bekanntermaßen das HOOKE'sche Gesetz (5.17), das entsprechend Abb. 5.4 b eine lineare Beziehung zwischen Spannung (Kraft) und Verzerrung (Dehnung) beschreibt.

$$\sigma = E \varepsilon \quad (5.17)$$

Die Proportionalitätskonstante ist der sogenannte **Elastizitätsmodul** E (auch YOUNG'scher Modul), der sich aus der Steigung der Spannungs-Verzerrungskurve im linearen Bereich ableiten lässt. E ist ein Maß für die relative Steifigkeit eines Materials. Je größer E , desto steifer ist ein Material und desto größer ist sein Widerstand gegen eine aufgezwungene Formänderung. Gleichermäßen gilt für Materialien, die ein lineares Deformationsverhalten bei wirkenden Scherspannungen τ aufweisen, analog zu (5.17) der folgende Zusammenhang zwischen τ und den jeweiligen Winkelverzerrungen $\varepsilon = \tan \alpha$, mit dem Schermodul G als Proportionalitätskonstante.

$$\tau = G \varepsilon \quad (5.18)$$

Ist ein Körper einer axialen Zugbelastung ausgesetzt, dann reduziert sich typischerweise sein transversaler Querschnitt, d.h. er unterliegt einer lateralen Kontraktion. Im elastischen Bereich ist das Verhältnis der Änderung von Querschnitt (Dicke) zu Länge bzw. von Scherspannung τ zu Normalspannung σ konstant und wird als **Querkontraktion** ν oder auch POISSON'sches-Verhältnis bezeichnet, wobei die lateralen Spannungen im Gegensatz zu den axialen Spannungen nach innen wirken,

wodurch sich ein negatives Vorzeichen für τ ergibt [Özkaya und Nordin, 1999].

$$\nu = -\frac{\tau}{\sigma} \quad (5.19)$$

In Anlehnung an (5.17) und (5.18) beschreibt das verallgemeinerte HOOKE'sche Gesetz (5.20) für den *mehrdimensionalen* Spannungs-Verzerrungszustand einen Zusammenhang zwischen den Komponenten des Verzerrungs- und des Spannungstensors über den sogenannten Elastizitätstensor C_{ijkl} .

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad \text{mit } i, j, k, l = 1, 2, 3 \quad (5.20)$$

Bei C_{ijkl} handelt es sich um einen Tensor 4. Ordnung mit $3^4 = 81$ Komponenten, die wiederum Funktionen der Verzerrung sein können. Verformbare Materialien weisen über ihren gesamten Deformationsbereich im Allgemeinen eine nichtlineare Spannungs-Verzerrungsbeziehung auf, deren typische Charakteristik für den Zugversuch in Abbildung 5.5 veranschaulicht ist.

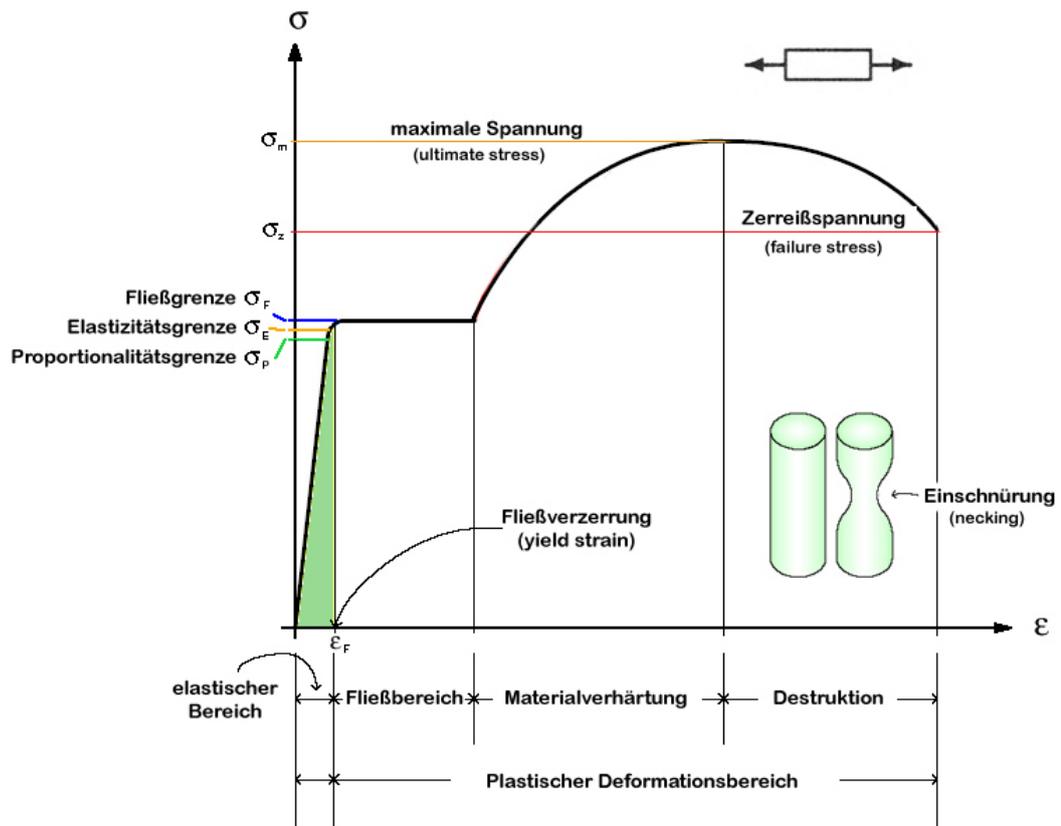


Abbildung 5.5: Spannungs-Verzerrungsdiagramm für die Zugbelastung

5. Weichgewebeprädiktion

Für die Modellierung ist nun ein Materialgesetz gefordert, das die *räumliche* Deformation eines Materials in guter Näherung über den relevanten Deformationsbereich beschreibt. Es sollte möglichst wenige unabhängige Parameter besitzen und sich für beliebig geformte Körper, unabhängig von deren Orientierung anwenden lassen. Weiterhin sollte das Materialgesetz sowohl physikalisch als auch mathematisch konsistent sein und für die Lösung komplexer Randwertprobleme mittels der Methode der Finiten-Elemente genutzt werden können.

Betrachtet man ein *homogenes* Material, dessen elastische Eigenschaften im gesamten Gebiet konstant sind, dann sind die Koeffizienten in C_{ijkl} von der Lage des Bezugspunktes im Medium unabhängig. Da der Spannungstensor (5.16) symmetrisch ist, ist auch der Elastizitätstensor C_{ijkl} bzgl. seiner ersten beiden Indizes symmetrisch, d.h. $C_{ijkl} = C_{jikl}$. Das gleiche gilt für die letzten beiden Indizes aufgrund der Symmetrie des Verzerrungstensors (5.11) mit $C_{ijkl} = C_{ijlk}$. Die sechs unabhängigen Spannungskomponenten stehen dann mit den sechs unabhängigen Verzerrungskomponenten über 36 Koeffizienten in Beziehung. Betrachtet man die Spannungs- und Verzerrungskomponenten jeweils als einen Vektor, dann erhält man den folgenden Zusammenhang zwischen $\boldsymbol{\sigma}^*$ und $\boldsymbol{\varepsilon}^*$ für das *anisotrope* Medium [Martin et al., 1998]:

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathcal{C}_{11} & \mathcal{C}_{12} & \mathcal{C}_{13} & \mathcal{C}_{14} & \mathcal{C}_{15} & \mathcal{C}_{16} \\ \mathcal{C}_{12} & \mathcal{C}_{22} & \mathcal{C}_{23} & \mathcal{C}_{24} & \mathcal{C}_{25} & \mathcal{C}_{26} \\ \mathcal{C}_{13} & \mathcal{C}_{23} & \mathcal{C}_{33} & \mathcal{C}_{34} & \mathcal{C}_{35} & \mathcal{C}_{36} \\ \mathcal{C}_{14} & \mathcal{C}_{24} & \mathcal{C}_{34} & \mathcal{C}_{44} & \mathcal{C}_{45} & \mathcal{C}_{46} \\ \mathcal{C}_{15} & \mathcal{C}_{25} & \mathcal{C}_{35} & \mathcal{C}_{45} & \mathcal{C}_{55} & \mathcal{C}_{56} \\ \mathcal{C}_{16} & \mathcal{C}_{26} & \mathcal{C}_{36} & \mathcal{C}_{46} & \mathcal{C}_{56} & \mathcal{C}_{66} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{12} \\ 2\varepsilon_{13} \\ 2\varepsilon_{23} \end{pmatrix} \quad (5.21)$$

bzw. in verkürzter Schreibweise bei Verwendung der EINSTEIN'schen Summationsvereinbarung für den gemeinsam auftretenden Index j

$$\sigma_i^* = \mathcal{C}_{ij} \varepsilon_j^*, \quad i, j = 1, 2, \dots, 6.$$

Aufgrund der Symmetrie von \mathcal{C} liegen in (5.21) 21 unabhängige Elastizitätskoeffizienten vor, deren Zahl sich in Abhängigkeit vom Grad der Anisotropie weiter reduziert. Unter Annahme der *Inkompressibilität* genügen 5 unabhängige Koeffizienten zur Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Spannungen und Verzerrungen. Diese hängen im Wesentlichen von der Gewebestruktur ab, d.h. von der Anordnung der Fasern in der Gewebematrix [Holzapfel, 2000]. Verhält sich ein Material in allen Raumrichtungen gleich, dann bezeichnet man es als *isotrop*. C_{ijkl} ist dann invariant bzgl. Koordinatenspiegelungen und Rotationen und die Anzahl der unabhängigen Koeffizienten in C_{ijkl} bzw. \mathcal{C} reduziert sich auf *zwei* Elastizitätskonstanten, über die sich der Spannungstensor gemäß (5.22) bzw. der Verzerrungstensor gemäß (5.23) berechnen lässt.

$$\sigma_{ij} = \lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (5.22)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2\mu} \sigma_{ij} - \frac{\lambda}{2\mu} \sigma_{kk} \delta_{ij} \quad (5.23)$$

Ein Material, dessen Spannungs-Verzerrungsbeziehung den Zusammenhängen (5.22) bzw. (5.23) entspricht, bezeichnet man als Saint-Venant–Kirchhoff Material. Das Kronecker-Delta δ_{ij} ist dabei eine verkürzende Schreibweise für den Einheits-tensor, d.h. $\delta_{ij} = 1$ für $i = j$ und $\delta_{ij} = 0$ für $i \neq j$. Über δ_{ij} lässt sich die Spur des Spannungs- bzw. Verzerrungstensors auswählen. In kartesischen Koordinaten ergeben sich die Komponenten des Spannungstensors (5.22) für ein homogenes, isotropes elastisches Material dann wie folgt:

$$\begin{aligned}\sigma_{xx} &= \lambda(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy} + \varepsilon_{zz}) + 2\mu\varepsilon_{xx} \\ &= \lambda \operatorname{spur}(\varepsilon) + 2\mu\varepsilon_{xx} \\ \sigma_{yy} &= \lambda \operatorname{spur}(\varepsilon) + 2\mu\varepsilon_{yy} \\ \sigma_{zz} &= \lambda \operatorname{spur}(\varepsilon) + 2\mu\varepsilon_{zz} \\ \sigma_{xy} &= 2\mu\varepsilon_{xy}, \quad \sigma_{yz} = 2\mu\varepsilon_{yz}, \quad \sigma_{zx} = 2\mu\varepsilon_{zx}\end{aligned}\tag{5.24}$$

Die beiden unabhängigen Koeffizienten λ und μ bezeichnet man als LAMÉ'sche Konstanten. Statt der LAMÉ-Konstanten können auch die Materialkonstanten E , G , und ν verwendet werden. Für elastische Medien gelten zwischen den LAMÉ-Konstanten λ und μ und dem Elastizitätsmodul E , dem Schermodul G und der POISSON-Zahl ν die folgenden Zusammenhänge [Leipholz, 1968]:

$$\lambda = \frac{2G\nu}{1-2\nu} = \frac{G(E-2G)}{3G-E} = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}\tag{5.25}$$

$$\mu = G = \frac{\lambda(1-2\nu)}{2\nu} = \frac{E}{2(1+\nu)}\tag{5.26}$$

$$\nu = \frac{E}{2G} - 1 = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}\tag{5.27}$$

$$E = \frac{\lambda(1+\nu)(1-2\nu)}{\nu} = 2\mu(1+\nu) = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}\tag{5.28}$$

Spannungs- und Verzerrungstensor für homogene, isotrope Materialien lassen sich somit durch Umformung von (5.22) und (5.23), unter Verwendung der Materialkonstanten E und ν auch wie folgt formulieren:

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\frac{\nu}{1-2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + \varepsilon_{ij} \right)\tag{5.29}$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1+\nu}{E} \sigma_{ij} - \frac{\nu}{E} \sigma_{kk} \delta_{ij}\tag{5.30}$$

5. Weichgewebeprägädiktion

Die Komponenten des Verzerrungstensors in kartesischen Koordinaten ergeben sich dann gemäß (5.31) aus den Spannungskomponenten in Abhängigkeit von den jeweiligen Materialparametern:

$$\begin{aligned}\varepsilon_{xx} &= \frac{1}{E}[\sigma_{xx} - \nu(\sigma_{yy} + \sigma_{zz})] \\ \varepsilon_{yy} &= \frac{1}{E}[\sigma_{yy} - \nu(\sigma_{zz} + \sigma_{xx})] \\ \varepsilon_{zz} &= \frac{1}{E}[\sigma_{zz} - \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})] \\ \varepsilon_{xy} &= \frac{1 + \nu}{E}\sigma_{xy} = \frac{1}{2G}\sigma_{xy} \\ \varepsilon_{yz} &= \frac{1 + \nu}{E}\sigma_{yz} = \frac{1}{2G}\sigma_{yz} \\ \varepsilon_{zx} &= \frac{1 + \nu}{E}\sigma_{zx} = \frac{1}{2G}\sigma_{zx}.\end{aligned}\tag{5.31}$$

Im Rahmen der linearen Theorie können die Dehnungskomponenten des Verzerrungstensors additiv überlagert werden. Aus der Summe resultiert dann die sogenannte Volumendehnung ε_V

$$\begin{aligned}\varepsilon_V &= \varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy} + \varepsilon_{zz} \\ &= \frac{1}{E}(1 - 2\nu)(\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz})\end{aligned}\tag{5.32}$$

Aus (5.32) ist ersichtlich, dass ein Material mit der POISSON-Zahl $\nu = 0,5$ unter Deformation keine Volumenänderung erfährt, also inkompressibel ist. Ein Saint-Venant–Kirchhoff Material modelliert aufgrund des Zusammenhangs (5.25) demnach nur *nahezu* inkompressible Materialien für die gilt: $0 < \nu < 0.5$.

5.1.3 Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe

Für ein als homogen, isotrop und linear elastisch angenommenes Material müssen zur Bestimmung der Spannungen aus den Verzerrungen zumindest die Materialparameter E und ν bekannt sein. Biologische Weichgewebe sind jedoch heterogene Materialkompositionen, die aufgrund eines hohen Wasseranteils viskoelastische Eigenschaften aufweisen und als *nahezu* inkompressibel angesehen werden können. Sie besitzen ein zeitabhängiges Deformationsverhalten, das u.a. von der Belastungshistorie abhängt. Weiterhin zeichnen sich biologische Weichgewebe durch Hysterese-, Retardations- und Relaxationseigenschaften aus und unterliegen einem ständigen Prozess der Remodellierung [Fung, 1993]. Aufgrund ihrer Zusammensetzung aus kollagenen und elastischen Fasern und deren struktureller Anordnung, besitzen biologische Weichgewebe ein anisotropes Materialverhalten mit nichtlinearem Spannungs-Verzerrungsverlauf (Abb. 5.6).

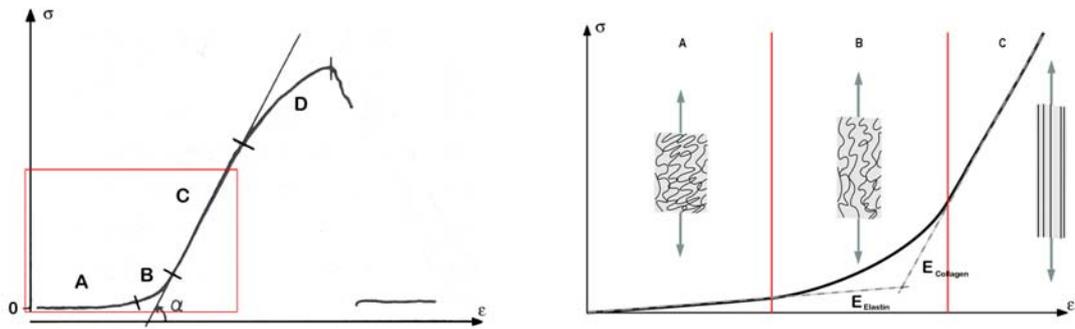


Abbildung 5.6: links: Charakteristische Spannungs-Verzerrungskennlinie für biologisches Weichgewebe, aus [Fung, 1993]; rechts: Strukturelle Anordnung kollagener Fasern unter Zugbelastung, nach [Holzapfel, 2000]

Im Anfangsbereich (A) der Kennlinie verhält sich Weichgewebe nahezu linear elastisch, es gilt im Prinzip das HOOKE'sche Gesetz (5.17). Die mechanischen Eigenschaften entsprechen denen der Elastinfasern. Mit steigender Dehnung wird verstärkt Grundsubstanz durch Parallelrichten der kollagenen Fasern verdrängt [Reihnsner, 1988]. Dadurch ist es möglich, Gewebe deutlich zu dehnen, ohne dass dabei die Einzelfasern stark beansprucht werden. Wird bei einer Deformation der Bereich (A) überschritten, so verliert das HOOKE'sche Gesetz seine Gültigkeit – man spricht von einer *physikalischen* Nichtlinearität. Erst nach vollständiger Ausrichtung der kollagenen Fasern versteift sich das Gewebe merklich und es gilt wieder ein linearer Zusammenhang zwischen Verzerrung und Spannung, der aus den mechanischen Eigenschaften der Kollagenfasern resultiert (C). Für den Elastizitätsmodul von Elastin wird in [Fung, 1993] ein Wert von 0,6 MPa genannt und für Kollagen 1 GPa. In [Duck, 1991] finden sich für Elastin und Kollagen die Werte 0,3 MPa und 5 GPa. Wird ein Material über die Fließgrenze hinaus belastet (Bereich D), so wird der Körper bleibend deformiert (plastischer Bereich).

Für die weitere Betrachtung muss demnach zwischen geringfügigen und starken Verzerrungen unterschieden werden, die zu den resultierenden Spannungen über einen variierenden Elastizitätsmodul E in Beziehung stehen. In einer konsequenten Modellierung ergäben sich die elastischen Koeffizienten für (5.20) über einen materialspezifischen, funktionalen Zusammenhang in Abhängigkeit vom Grad der Verzerrung. Zur Vereinfachung kann auch eine abschnittsweise Linearisierung erfolgen. Azar et al. verwendeten in ihren Untersuchungen zur Deformation der weiblichen Brust u.a. Ergebnisse aus [Elden, 1973], bei denen für Haut drei Bereiche identifiziert wurden, denen in Abhängigkeit vom Grad der Verzerrung ε charakteristische Werte für E zugeordnet werden konnten: i) 3,43 MPa für $0 < \varepsilon \leq 0,54$, ii) 28,9 MPa für $0,54 < \varepsilon \leq 0,68$ und iii) 157 MPa für $0,68 < \varepsilon \leq 1$. Für Fett bzw. Bindegewebe ergab sich bei einer gewählten POISSON-Zahl von 0,499 ein Wertebereich für E zwischen 4,5 und 15 kPa im ersten linearen Abschnitt und zwischen 15 und 120 kPa im zweiten Abschnitt [Azar et al., 2001]. Biphase Modelle mit

5. Weichgewebepräädiktion

abschnittsweise linearisiertem Verlauf wurden u.a. von Keeve [1996] und Teschner [2000] zur Modellierung der physikalischen Nichtlinearität von Weichgewebe mittels Feder-Masse Systemen untersucht.

Am Beispiel der Deformation von Gefäßwänden stellte Hartung in seinen Untersuchungen fest, dass bei der Formulierung eines histoelastischen Modells neben der geometrischen *unbedingt* auch die physikalische Nichtlinearität berücksichtigt werden muss, da unter alleiniger Betrachtung der geometrischen Nichtlinearität, bei Verwendung eines linearen Materialgesetzes, aus einem steigenden Innendruck eine zunehmende Gefäßwanddicke resultieren würde [Hartung, 1975]. Diese Betrachtung trifft aber nicht zwingend für den Fall der Weichgewebedeformation aufgrund von Knochenverlagerungen zu, da diese überwiegend im physiologischen Bereich stattfinden, um Gewebeschädigungen zu vermeiden. Sehr große Verlagerungen werden deshalb über mehrere Eingriffe fraktioniert bzw. erfolgen durch kontinuierliche Distraction, oft nach erfolgter Vordehnung von betroffenen Gewebereichen [Fink, 2001]. Viskoelastische Eigenschaften können ebenfalls vernachlässigt werden, da sie nur bei kurzfristigen (impulsartigen) bzw. in kurzer Abfolge auftretenden (periodischen) Belastungen eine Rolle spielen [Reihnsner et al., 1995]. Berücksichtigt man, dass Weichgewebe unter quasi-statischer mechanischer Belastung aufgrund seiner Retardationseigenschaft und seiner Histogenesefähigkeit relaxiert, d.h. sich von seinem Spannungszustand im Verlauf der Zeit befreit [Beer et al., 1989], dann findet eine Deformation immer in der Nähe des Gleichgewichtszustandes statt, sodass ein lineares Materialmodell mit den Materialparametern des Anfangsbereiches der Spannungs-Verzerrungskennlinie in erster Näherung akzeptabel erscheint.

Es ist somit ein histomechanisches Modell gefordert, das das Deformationsverhalten von abschnittsweise homogenem, isotropen Weichgewebe in einer linear elastischen Näherung so gut wie möglich beschreibt. Um die in Abschnitt 5.1.2 genannten Zusammenhänge für die Berechnung des linear elastischen Spannungsfalls an isotropen Medien nutzen zu können, müssen zumindest die Materialparameter E und ν bekannt sein. Zu deren Bestimmung können in Zug-, Druck- und Torsionsversuchen materialspezifische Spannungs-Verzerrungskennlinien aufgenommen werden. Für biologische Gewebe erfolgten dazu umfangreiche Untersuchungen u.a. von Fung [1993] und von Duck [1991]. Spannungs-Verzerrungsdiagramme repräsentieren dabei ein Deformationsverhalten bei bestimmten Umgebungsbedingungen – sie sind somit nicht allgemeingültig. Ferner ist anzumerken, dass für eine bestimmte Gewebeart nicht *die* charakteristische Kennlinie bestimmt werden kann. Die Eigenschaften biologischer Gewebe hängen von diversen Faktoren, wie z.B. vom Alter, vom Geschlecht, von der Körperregion und von der Art des Lebewesens sowie von seiner Krankheits- und der mechanischen Belastungsgeschichte ab [Beer et al., 1989].

Zu beachten ist, dass die meisten Untersuchungen *in vitro*, also an nicht mehr durchblutetem Gewebe erfolgen. Die Temperatur und die Perfusion spielen bei der mechanischen Untersuchung von Gewebeproben jedoch eine wichtige Rolle, sodass diese möglichst *in situ* oder zumindest unmittelbar nach Entnahme, bei Körpertem-

peratur erfolgen sollten [Krouskop et al., 1998]. Versuche, repräsentative Kennlinien auf nichtinvasive Art *in vivo* zu erheben, sind ein aktuelles Thema der biomechanischen Forschung. Dabei gibt es viel versprechende Ansätze in der Ultraschall- und der MR-Elastographie [Gao et al., 1996; Maaß, 1999; Ophir et al., 1999, 1996]. Bei diesen Verfahren wird versucht physikalische Parameter zu akquirieren, die mit den mechanischen Gewebeeigenschaften korrelieren. Die Variationsbreite der gemessenen Werte ist jedoch selbst bei unterschiedlichen Proben gleichartigen Gewebes derzeit noch sehr hoch, und zum Teil liegen sogar widersprüchliche Ergebnisse vor. Die Möglichkeit einer Analyse der mechanischen Eigenschaften von biologischem Gewebe war im Umfeld dieser Arbeit leider nicht gegeben, sodass auf Literaturwerte zurückgegriffen werden muss (Tab. 5.1).

Tabelle 5.1: Literaturwerte zu elastischen Eigenschaften von Weichgewebe, Angaben des Elastizitätsmoduls E ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$, $1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$)

Quelle	Haut [MPa]	Weichgewebe [kPa]	Fett [kPa]	Muskel [kPa]
Reihsner [1988]	4 ... 15	–	–	300
Holzapfel [2000]	0,1 ... 2 ...	–	–	–
Elden [1973]	3, 43 ... 157	–	–	–
Azar et al. [2001]	–	–	4, 5 ... 120	–
Duck [1991]	–	–	–	6, 2 ... 300
Maaß [1999]	–	–	20 ... 60	15 ... 264
Krouskop et al. [1998]	–	6, 8 ... 110	20	–
Ophir et al. [1999]	–	–	20	–
Levinson et al. [1995]	–	–	–	50 ... 150

In Tabelle 5.1 ist für Holzapfel anzumerken, dass die Werte für Haut lediglich im linearen Anfangsbereich erhoben wurden und dass die Messung für Fett in [Maaß, 1999] am Schwein erfolgte. Larrabee und Galt bestimmten den Elastizitätsmodul für Haut ebenfalls am Schwein. Für 2 mm dicke Proben ergab sich ein Wert für E von 735 kPa und für G von 245 kPa [Larrabee und Galt, 1986]. 2D Belastungsanalysen liefern zwar keine räumliche Spannungs-Verzerrungsbeziehung, doch kann für nahezu inkompressible Materialien ($\nu \rightarrow 0,5$) die Volumenänderung aus den beiden gemessenen Komponenten näherungsweise bestimmt werden. In der Arbeit von Kenedi et al. [1975] ergab sich für Haut zudem eine deutliche Anisotropie, die auf die charakteristischen Hautspannungslinien, die sogenannten KRAISSEL-Linien bzw. die dazu orthogonalen LANGER-Linien zurückzuführen ist [Kenedi et al., 1975]. Grieve und Armstrong folgerten aus ihren *in vivo* Untersuchungen an Schweinen, dass Fett- bzw. Bindegewebe generell eine höhere Steifigkeit aufweist als Muskelgewebe [Grieve und Armstrong, 1988]. Im Gegensatz dazu heißt es in Ophir et al. [1991] bei sonoelastischen Untersuchungen am Menschen: „*Fett ist im Allgemeinen weicher als Muskel*“. Krouskop et al. folgerten aus ihren Untersuchungen an Brustgewebe, dass fasriges Gewebe um 1 bis 2 Zehnerpotenzen steifer ist als isotropes Gewebe [Krouskop et al., 1998].

5. Weichgewebepräädiktion

Fazit ist, es gibt derzeit *keine Referenzwerte* für die mechanischen Eigenschaften von Weichgewebe. Aus den Messungen kann lediglich eine Abschätzung der Größenordnung erfolgen und ein Verhältnis der Elastizitätseigenschaften zwischen Weichgewebe, Fett- und Muskelgewebe abgeleitet werden. Für die POISSON-Zahl wird in den meisten Fällen ein Wert nahe 0,5 angenommen. In der vorliegenden Arbeit erfolgt überwiegend eine linear-elastische Modellierung abschnittsweise homogener und isotroper Geweberegionen unter Verwendung der in Tabelle 5.1 aufgeführten Elastizitätsmoduli. Unterschiedliche Modellierungsansätze mit entsprechenden Parameterstudien werden an konkreten Beispielen in Kapitel 7 diskutiert.

5.1.4 Formulierung des Lösungsansatzes

Für die Weichgewebepräädiktion nach einer Knochenverlagerung ist man am resultierenden *statischen Gleichgewichtszustand* der Weichgewebedeformation interessiert. Die NEWTON'schen Axiome der Mechanik besagen, dass externe, auf einen Körper einwirkende Kräfte \mathbf{f}_{ext} zu entgegen gerichteten inneren Kräften \mathbf{f}_{int} führen und dass im Gleichgewichtszustand die Summe aller wirkenden Kräfte verschwindet (5.5). Die inneren Kräfte eines Volumenelementes erhält man durch Integration der Normalspannungen über alle Seitenflächen (Abb. 5.3).

$$-\int_V \mathbf{f}_{ext} dV = \int_A \sigma_{ij} \cdot \mathbf{n} dA \quad (5.33)$$

Durch Anwendung des GAUSS'schen Integralsatzes ist das Flächenintegral über die Normalspannungen $\sigma_{ij} \cdot \mathbf{n}$ gleichbedeutend mit dem Volumenintegral über die Divergenz des Spannungstensors [Feynman et al., 1977]

$$-\int_V \mathbf{f}_{ext} dV = \int_V \nabla \cdot \sigma_{ij} dV \quad (5.34)$$

Der Spannungstensor σ_{ij} lässt sich in der linearen Theorie mittels (5.22) auch über den CAUCHY'schen Verzerrungstensor ε_{ij} ausdrücken (5.10), wobei die Spur des Verzerrungstensors der Divergenz der Anfangsverschiebungen entspricht.

$$\begin{aligned} -\int_V \mathbf{f}_{ext} dV &= \int_V \nabla \cdot (\lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}) dV \\ &= \int_V \nabla \cdot (\lambda (\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)) dV \\ &= \int_V \lambda \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu \Delta \mathbf{u} dV \\ &= \int_V (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu \Delta \mathbf{u} dV \end{aligned} \quad (5.35)$$

Mit (5.35) erhält man die sogenannte LAMÉ'sche Differentialgleichung (5.36), die den Zusammenhang zwischen den wirkenden Kräften und den Anfangsverschiebungen $\mathbf{u} = u(\mathbf{x})$, $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$, für ein isotropes, elastisches Medium beschreibt,

$$\begin{aligned} -F(\mathbf{x}) &= (\lambda + \mu)\nabla(\nabla \cdot u(\mathbf{x})) + \mu\Delta u(\mathbf{x}) \\ &= \frac{E}{2(1 + \nu)} \left(\frac{1}{1 - 2\nu} \nabla(\nabla \cdot u(\mathbf{x})) + \Delta u(\mathbf{x}) \right) \end{aligned} \quad (5.36)$$

wobei die folgenden Zusammenhänge gelten:

$$\Delta \mathbf{u} = \nabla^2 \mathbf{u} = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix} \quad (5.37)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = \operatorname{div} \mathbf{u} = \begin{pmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (5.38)$$

$$\nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) = \operatorname{grad}(\operatorname{div} \mathbf{u}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} \operatorname{div} \mathbf{u} \\ \frac{\partial}{\partial y} \operatorname{div} \mathbf{u} \\ \frac{\partial}{\partial z} \operatorname{div} \mathbf{u} \end{pmatrix} \quad (5.39)$$

In Analogie zum Kräftegleichgewicht (5.5) bzw. (5.33) kann auch eine Energiebilanz aufgestellt werden. Das innere Produkt aus Spannungs- und Verzerrungstensor $\varepsilon : \sigma = \sum_{ij} \varepsilon_{ij} \sigma_{ij}$ entspricht nämlich gerade der Arbeit, die in einem Volumenabschnitt (Teilvolumen) eines Körpers aufgrund von externen Kräften verrichtet wird. Unter Berücksichtigung der Erhaltungssätze für Masse, Impuls und Energie wird bei einem elastischen Material bzw. im elastischen Bereich eines Materials die gesamte Deformationsarbeit W als Deformationsenergie Π gespeichert,

$$\Pi := \int_V \frac{1}{2} \varepsilon : \sigma \, dV - \int_V \mathbf{f}_{\text{ext}} \cdot \mathbf{u} \, dV - \int_A (\sigma \cdot \mathbf{n}) \cdot \mathbf{u} \, dA \quad (5.40)$$

die den Körper nach Wegfall der wirkenden Kräfte wieder in seine Ausgangsform zurückführt.³ Die maximale Verformungsenergie, die ein Körper speichern kann, resultiert aus der Fläche unter der zugehörigen Spannungs-Verzerrungskennlinie im elastischen Bereich (Abb. 5.5). Im statischen Gleichgewicht ist die Gesamtenergie minimal. Setzt man nun entsprechend der linearen Theorie für σ_{ij} den CAUCHY'schen Verzerrungstensor ε_{ij} ein (5.22), dann ergibt sich die innere Deformationsenergie aus dem ersten Integral in (5.40) gemäß (5.41):

$$\Pi := \frac{1}{2} \int_V (\lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}) : \varepsilon_{ij} \, dV \quad (5.41)$$

³ Körperkräfte wie z.B. Gravitation und Einzelkräfte (zweites Integral) sowie die Umwandlung in thermische Energie werden im Folgenden nicht weiter berücksichtigt.

5. Weichgewebeprädiktion

Mit (5.36) liegt ein System von drei linearen partiellen Differentialgleichungen 2. Ordnung vor, das die Grundlage für die in der vorliegenden Arbeit präsentierte räumliche Weichgewebesimulation bildet. Unter Berücksichtigung, dass im stationären Gleichgewichtszustand die Summe der Kräfte verschwindet und bei Kenntnis der Materialparameter E und ν sowie der Anfangsverschiebungen \mathbf{u} lässt sich mit den geforderten Randbedingungen das Randwertproblem (5.42) formulieren, über das die Gesamtdeformation eines Körpers in Form eines Verschiebungsfeldes bzgl. seiner Ausgangskonfiguration berechnet werden kann [Zachow et al., 2000].

$$\begin{aligned} \frac{E}{2(1+\nu)} \left(\frac{1}{1-2\nu} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}(\mathbf{x})) + \Delta \mathbf{u}(\mathbf{x}) \right) &= \mathbf{f} \quad \text{in } \Omega \\ \mathbf{u}(\mathbf{x}) &= \mathbf{u}_{D_0}(\mathbf{x}) = \mathbf{0}, \quad \mathbf{x} \in \Gamma_{D_0} \subset \partial\Omega \\ \mathbf{u}(\mathbf{x}) &= \mathbf{u}_D(\mathbf{x}) \neq \mathbf{0}, \quad \mathbf{x} \in \Gamma_D \subset \partial\Omega \\ \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n} &= \mathbf{0}, \quad \mathbf{x} \in \Gamma_N \subset \partial\Omega \end{aligned} \tag{5.42}$$

Γ_{D_0} bzw. Γ_D stellen hierbei Teile des Randes des Gebietes Ω dar, auf denen die wesentlichen (Dirichlet) Randbedingungen in Form von Knochenverschiebungen oder Weichgewebefixierungen vorgegeben sind, und Γ_N repräsentiert den freien Rand, auf dem natürliche (Neumann) Randbedingungen gelten und im Gleichgewichtszustand *keine* Normalspannungen wirken, d.h. $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n} = \mathbf{0}$.

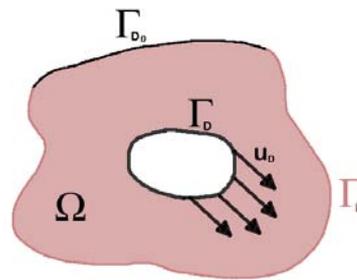


Abbildung 5.7: Randbedingungen

5.2 Simulationsvorgaben

Für die numerische Simulation einer räumlichen Weichgewebedeformation ist eine adäquate geometrische Repräsentation der individuellen Patientenanatomie gefordert, die in Form eines aus tomografischen Daten rekonstruierten, unstrukturierten Tetraedergitters vorliegt (Kapitel 3). Über das Gitter wird das gesamte Materialvolumen, unter Berücksichtigung aller relevanten Organ- bzw. Gewebegrenzen, in eine endliche Anzahl von Strukturelementen unterteilt. Jedes einzelne Element stellt dabei ein homogenes Gewebevolumen dar, dem spezifische Materialeigenschaften zugewiesen werden können. Im linear-elastischen Fall handelt es sich dabei um Literaturwerte für die POISSON-Zahl ν und den Elastizitätsmodul E (Abschnitt 5.1.3). Die Materialbeschreibung liegt in Form einer Materialliste vor, die innerhalb der Datenstruktur 5.1 des Tetraedergitters gespeichert und auf die über einen Index von jedem Tetraederelement aus verwiesen wird.

Datenstruktur 5.1: Tetraedergitter

```

# AmiraMesh 3D ASCII 2.0

nNodes 147990
nTetrahedra 702304
nBoundaryTriangles 113540

Parameters {
  Materials {
    SoftTissue {
      PoissonRatio 0.38,
      YoungsModulus 250000
    }
    Muscle {
      PoissonRatio 0.42,
      YoungsModulus 150000
    }
  }
  BoundaryIds {
    Id1 {
      Info "SoftTissue",
      Type "Neumann",
    }
    Id2 {
      Info "Skull",
      Type "Dirichlet",
    }
    Id3 {
      Info "Mandible",
      Type "Dirichlet",
    }
  }
}

Nodes { float [3] Coordinates } @1
Tetrahedra { int [4] Nodes } @2
TetrahedronData { byte Materials } @3
BoundaryTriangles { int [3] Nodes } @4
BoundaryTriangleData { byte Id } @5

# Grid Node Coordinates
@1
-0.325535 -10.0598 -11.3369
      :

# Tetrahedron Node Indices
@2
56326 55745 55749 55747
      :

# Tetrahedron Material Indices
      :

```

5. Weichgewebeprädiktion

Mit dem Gitter werden auch alle Randflächen gespeichert, wobei jedes Dreieck über einen Index mit einer für die FE-Simulation erforderlichen Randbedingungen verknüpft ist (d.h. *Dirichlet*-Randbedingungen für Bereiche in denen eine Knochenposition als abhängige Variable bereits vorgegeben wird, *Cauchy*-Randbedingungen für Bereiche an denen vorgegebene Kräfte wirken oder *Neumann*-Randbedingungen für Bereiche die einer freien Deformation unterliegen). Die Auszeichnung der Randflächen und die Vergabe der Randbedingungen erfolgt mit einem speziellen Editor, wobei für jeden Typ zusätzlich ein Farbwert spezifiziert werden kann, über den sich die korrekte Definition aller Randbedingungen durch entsprechende Einfärbung der Flächen visuell überprüfen lässt (Abb. 5.8).

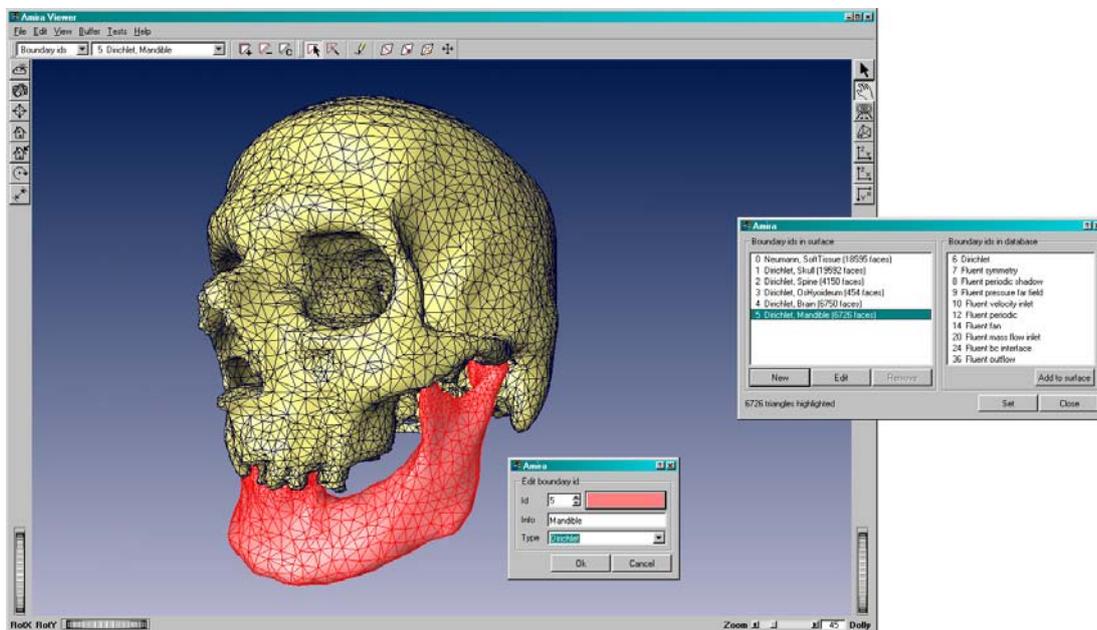


Abbildung 5.8: Auszeichnung der Randflächen und Vorgabe der Randbedingungen für die FE-Analyse (hier Spezifikation für den Unterkiefer)

In Abbildung 5.9 ist links exemplarisch ein Schnitt durch ein unstrukturiertes, heterogenes Weichgewebegitter gezeigt, wie es in dieser Arbeit typischerweise Anwendung findet. Eine weitere Simulationsvoraussetzung ist die Existenz des Verschiebungsfeldes \mathbf{u} , das aus der Knochenverlagerung resultiert (Abb. 5.9 rechts). Hierbei handelt es sich um ein mit dem Nullvektor initialisiertes Vektorfeld, das auf allen Knoten des Tetraedergitters definiert ist. Aus der Umstellungsplanung (Kapitel 4) resultieren Dirichlet Randbedingungen in vektorwertiger Form, die an den Knoten repositionierter Knochensegmente und somit an den zugehörigen Grenzflächen des Weichgewebegitters zu Verschiebungsvektoren $|\mathbf{u}_i| \neq 0$ führen.

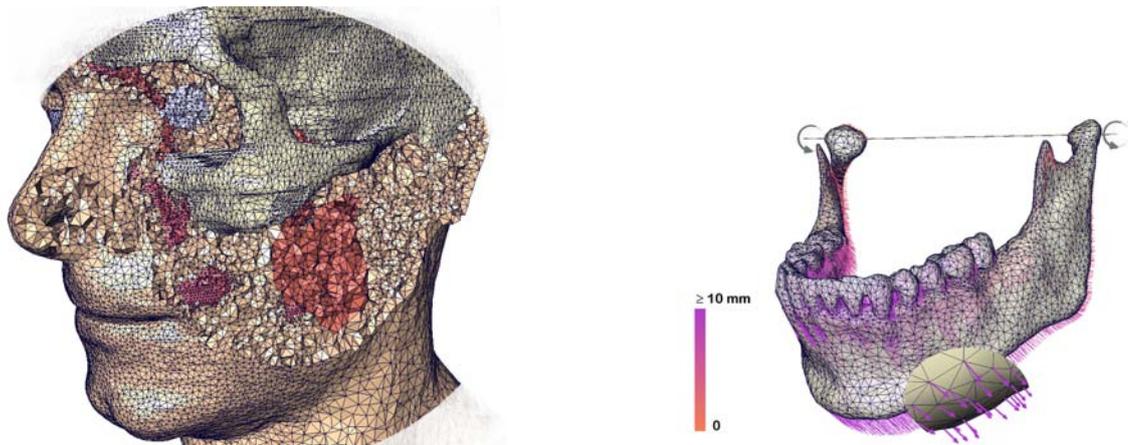


Abbildung 5.9: links) Schnitt durch ein inhomogenes, unstrukturiertes Weichgewebegitter, rechts) Verschiebungsfeld zu einer Unterkieferrotation

Simulationsvorgaben sind somit das Weichgewebegitter 5.1, inklusive der Materialeigenschaften und der Randflächendefinition, sowie das aus der Planung resultierende Verschiebungsfeld 5.2, das die *wesentlichen* Randbedingungen trägt.

Datenstruktur 5.2: Randbedingungen als Vektorfeld auf dem Tetraedergitter

```
# AmiraMesh 3D ASCII 2.0

nNodes 147990

NodeData { float [3] Data } @1
Field { float [3] f } Linear(@1)

# Grid Node Vectors
@1
0 0 0
0 0 0
:
-0.0693122 -0.769185 0.688322
-0.0698797 -0.775914 0.723918
-0.0698293 -0.775284 0.720078
:
```

Als Simulationsergebnis wird ein auf *allen* Gitterknoten definiertes Verschiebungsfeld erwartet, wobei die Anfangsverschiebungen auf den inneren Weichgeweberändern bereits einen Teil der Lösung darstellen. Die Anwendung des resultierenden Verschiebungsfeldes auf alle Knoten des initialen Weichgewebegitters führt zur gesuchten Deformation des Weichgewebenvolumens. Aus Sicht der Planung, im Kontext der Gesichtschirurgie, ist letztendlich jedoch nur die Deformation der äußeren Weichgewebeoberfläche von besonderem Interesse.

5.3 Finite-Elemente Approximation

Zur numerischen Simulation der Deformation von Weichgewebe muss, entsprechend des vorab beschriebenen Modellierungsansatzes, die LAMÉ'sche Differentialgleichung (5.36) unter Berücksichtigung vorgegebener Randbedingungen (5.42) gelöst werden. Dabei gibt es zwei generelle Ansätze: (i) Vorgabe einer Belastung und Bestimmung der resultierenden Form und (ii) Vorgabe von Verschiebungen und Bestimmung des resultierenden Kräftegleichgewichtes bzw. des Energieminimums im Körper. Eine *analytische* Lösung in geschlossener Form ist nur für einfache geometrische Körper möglich. Für komplex geformte, anatomische Strukturen kann lediglich eine *approximative* Lösung erfolgen. Typische Verfahren dazu sind z.B. Finite-Differenzen, Randelemente und die Methode der finiten Elemente (FEM). Die FE-Methode besitzt gegenüber den Differenzenverfahren den Vorteil, dass nicht nur auf diskreten Gitterknoten [Sarti et al., 1999], sondern im gesamten Rechengebiet eine Lösung approximiert werden kann und dass Randbedingungen, die in Form von Ableitungen auf *irregulär* verlaufenden Rändern vorliegen, einfacher behandelt werden können. Im Gegensatz zu Randelemente-Verfahren lassen sich Inhomogenitäten und Materialübergänge problemlos berücksichtigen, und statt vollbesetzter Matrizen [James und Pai, 1999] müssen typischerweise nur schwach besetzte Matrizen mit Bandstruktur verarbeitet werden. Die Finite-Elemente-Methode hat sich als geeignetes Verfahren zur Behandlung von Kontinuumsproblemen etabliert.

Die Diskretisierung erfolgt durch Zerlegung eines Rechengebietes Ω in eine endliche Anzahl von geometrisch handhabbaren Strukturelementen (Tetraeder, Hexaeder, Prismen etc.). Dabei handelt es sich erst einmal um ein rein geometrisches Problem, das in Kapitel 3 beschrieben ist. Die Strukturelemente mit geeignet gewählten Knoten auf dem Rand und ggf. auch im Innern, *in Kombination* mit sogenannten Ansatzfunktionen, die im zugehörigen Knoten den Wert 1 und in allen anderen Knoten des Elementes den Wert 0 annehmen, werden als Finite Elemente bezeichnet. Durch die Forderung, dass benachbarte Elemente eine gemeinsame Randfläche mit identischen Knoten besitzen, ist die Stetigkeit im gesamten Gebiet gewährleistet, und da Ω vollständig mit sich nicht überlappenden Elementen ausgefüllt sein muss, kann elementweise integriert und die Lösung im gesamten Gebiet durch Zusammensetzen der Lösungen auf den Teilgebieten bestimmt werden.

Für die vorliegende Arbeit wurde aufgrund einer Voruntersuchung zur Weichgewebesimulation die Finite-Elemente Methode als Verfahren der Wahl identifiziert [Zachow, 1998] und in einer Machbarkeitsstudie bewertet [Zachow et al., 2000]. Nachfolgend wird das Prinzip der FEM zur numerischen Simulation von Deformationsprozessen im Kontext der Planung von Knochenverlagerungen kurz erläutert. Für ein tieferes Verständnis sei auf die verwendete Literatur verwiesen [Axelsson und Barker, 1984; Bathe, 1990; Braess, 2003; Schwarz, 1991; Zienkiewicz, 1984].

Bei der LAMÉ'schen Differentialgleichung (5.36) (in (5.43) nochmal dargestellt) handelt es sich, wie bereits erwähnt, um ein lineares System partieller Differentialgleichungen 2. Ordnung in 3 unabhängigen Variablen, die mit den Komponenten des Verschiebungsvektors (5.7) $\mathbf{u} = u(\mathbf{x})$, $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$, also $\mathbf{u} = (u_1, u_2, u_3)^T$, gegeben sind (siehe z.B. in [Braess, 2003, Kapitel VI, §3]).

$$-2\mu \operatorname{div} \mathcal{E}(\mathbf{u}) - \lambda \operatorname{grad}(\operatorname{div} \mathbf{u}) = \mathbf{f} \quad \text{in } \Omega, \quad \mathbf{f} = (f_1, f_2, f_3)^T \quad (5.43)$$

Die Divergenz des linearisierten CAUCHY'schen Verzerrungstensors (5.10) liefert für den ersten Term in (5.43) den folgenden Vektor⁴

$$\begin{aligned} 2 \operatorname{div} \mathcal{E}(\mathbf{u}) &= \operatorname{div} ((\nabla \mathbf{u})^T + \nabla \mathbf{u}) \\ &= \operatorname{div} \begin{pmatrix} u_{1,1} + u_{1,1} & u_{1,2} + u_{2,1} & u_{1,3} + u_{3,1} \\ u_{2,1} + u_{1,2} & u_{2,2} + u_{2,2} & u_{2,3} + u_{3,2} \\ u_{3,1} + u_{1,3} & u_{3,2} + u_{2,3} & u_{3,3} + u_{3,3} \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 2u_{1,11} + u_{1,22} + u_{2,12} + u_{1,33} + u_{3,13} \\ u_{2,11} + u_{1,21} + 2u_{2,22} + u_{2,33} + u_{3,23} \\ u_{3,11} + u_{1,31} + u_{3,22} + u_{2,32} + 2u_{3,33} \end{pmatrix}, \end{aligned} \quad (5.44)$$

Der zweite Term in (5.43) kann entsprechend entwickelt werden.

$$\begin{aligned} \operatorname{grad}(\operatorname{div} \mathbf{u}) &= \operatorname{grad}(u_{1,1} + u_{2,2} + u_{3,3}) \\ &= \begin{pmatrix} u_{1,11} + u_{2,21} + u_{3,31} \\ u_{1,12} + u_{2,22} + u_{3,32} \\ u_{1,13} + u_{2,23} + u_{3,33} \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (5.45)$$

Berücksichtigt man die Koeffizienten λ und μ und bildet die Differenz aus (5.44) und (5.45), dann lässt sich die LAMÉ-Gleichung (5.43) in äquivalenter Form auch durch drei gekoppelte, skalare Gleichungen

$$- \begin{pmatrix} (2\mu + \lambda)u_{1,11} + \mu(u_{1,22} + u_{1,33} + u_{2,12} + u_{3,13}) - \lambda(u_{2,21} + u_{3,31}) \\ (2\mu + \lambda)u_{2,22} + \mu(u_{1,21} + u_{2,11} + u_{2,33} + u_{3,23}) - \lambda(u_{1,12} + u_{3,32}) \\ (2\mu + \lambda)u_{3,33} + \mu(u_{1,31} + u_{2,32} + u_{3,11} + u_{3,22}) - \lambda(u_{1,13} + u_{2,23}) \end{pmatrix} = \mathbf{f}, \quad (5.46)$$

bzw. in der allgemeinen Form (5.47) ausdrücken, in der offensichtlich nur noch zweite Ableitungen der Verschiebung \mathbf{u} auftreten.

$$- \sum_{j=1}^3 \left(\sum_{i,k=1}^3 a_{ik}^{(l,j)} u_{j,ik} \right) = f_l, \quad l = 1, 2, 3 \quad (5.47)$$

⁴Die Schreibweise $u_{i,j}$ steht für $\partial_j u_i$ bzw. $\frac{\partial u_i}{\partial x_j}$, $u_{i,jk}$ entspricht $\frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_k}$

5. Weichgewebepräädiktion

Zur Lösung des Randwertproblem (5.42) ist eine vektorwertige Funktion $\mathbf{u} \in \mathbb{S}$ gesucht,⁵ die sowohl die gegebene Differentialgleichung im Gebiet Ω als auch die geforderten Bedingungen auf dessen Rand $\partial\Omega$ erfüllt. Dies kann auf zwei Arten erfolgen: i) entweder in differentieller Form, wobei zweifach stetig differenzierbare Funktionen gefordert sind (*starke Formulierung*), oder ii) über die sogenannte *schwache Formulierung* als Variationsaufgabe, der die Minimierung eines integralen Ausdrucks, wie z.B. der potenziellen Deformationsenergie (5.48), zu Grunde liegt (siehe Abschnitt 5.1.4).

$$\Pi(\mathbf{u}) := \int_{\Omega} \frac{1}{2} \varepsilon : \sigma \, dV \quad (5.48)$$

Für eine numerische Lösung bietet sich die Variationsformulierung an. Dabei wird anstelle eines Gleichgewichtes in jedem Punkt des Körpers, lediglich ein mittlerer Gleichgewichtszustand im gesamten Körper gefordert. Die Grundidee der Finite-Elemente-Methode ist dabei, die exakte Lösung $u(\mathbf{x})$ des kontinuierlichen Problems in \mathbb{S} durch eine approximative Lösung $v(\mathbf{x})$ im endlich-dimensionalen Unterraum $\mathbb{S}_h \subset \mathbb{S}$ zu ersetzen. Als Näherungslösung für eine Randwertaufgabe kann eine Linearkombination geeigneter, linear unabhängiger, polynomialer Ansatzfunktionen $v_i(\mathbf{x}) \in \mathbb{S}_h$ herangezogen werden (5.49).

$$u(\mathbf{x}) \approx v(\mathbf{x}) = v_0(\mathbf{x}) + \sum_{i=1}^N a_i v_i(\mathbf{x}) \quad (5.49)$$

Hierbei ist $v_0(\mathbf{x})$ die Ansatzfunktion zur Erfüllung der wesentlichen oder auch inhomogenen Randbedingungen, d.h. der vorgegebenen Verschiebungen und Fixierungen, und $v_i(\mathbf{x})$, mit $i = 1, 2, \dots, n$ sind Wichtungsfunktionen, sogenannte *virtuelle Verschiebungen* im Innern des Körpers [Bathe, 1990], die zur Wahrung der Energiebilanz den Approximationsfehler r (Residuum), der bei Einsetzen der Näherung in die Differentialgleichung entsteht, auf das gesamte Rechengebiet verteilen.

$$\sum_{i=1}^N \int_{\Omega} r v_i \, dV = 0 \quad (5.50)$$

Die Lösung partieller Differentialgleichungen über die Variationsformulierung wird auch als Methode der gewichteten Residuen bezeichnet. Werden die Wichtungsfunktionen v_1, v_2, \dots, v_n gerade so gewählt, dass sie eine Basis zu \mathbb{S}_h bilden, dann ist (5.50) die Projektion⁶ $\langle r, v_i \rangle = 0, \forall v_i(\mathbf{x}) \in \mathbb{S}_h$ der exakten Lösung $u(\mathbf{x}) \in \mathbb{S}$ in den endlich-dimensionalen Unterraum \mathbb{S}_h . Dieser Lösungsansatz basiert auf dem Galerkin-Verfahren und bildet die Grundlage der FEM [Braess, 2003].

⁵ \mathbb{S} bezeichnet hier den Raum zulässiger Funktionen, den Sobolew-Raum $(H^1(\Omega))^3$

⁶ L_2 -Projektion im Sobolew-Raum [Bronstein et al., 1998]

Die Anwendung der Methode der gewichteten Residuen auf Probleme der Kontinuumsmechanik entspricht dem Variationsproblem der Minimierung der Deformationsenergie. Aus den *virtuellen Verschiebungen* ergibt sich das sogenannte Prinzip der *virtuellen Arbeit*, das ein Gleichgewicht zwischen externen, über den Rand applizierten Kräften, Volumen- bzw. Körperkräften (wie z.B. der Schwerkraft) und den aus der Deformation resultierenden inneren Kräften fordert (5.40), wobei die Kräfte, die im Rahmen der Knochenverlagerung auf das Weichgewebe ausgeübt werden, nicht bekannt sind und die Körperkräfte aufgrund der für die Gesamtstruktur aufgestellten Gleichgewichtsbedingungen nicht berücksichtigt werden, da sie sich auf Punkte im Innern eines Elementes beziehen [Zienkiewicz, 1984]. Aus der Knochenumstellungsplanung resultiert lediglich die Zielvorgabe zur Form und Lage des angrenzenden Weichgeweberandes sowie einer über die Deformation induzierten inneren Energie (5.48). Der Gleichgewichtszustand entspricht einer stationären Lösung $\delta\Pi = 0$ und somit dem Minimum des Gesamtpotenzials $\Pi(\mathbf{u})$.

$$\Pi(\mathbf{u}) := \frac{1}{2} \int_{\Omega} \varepsilon : \sigma \, dV \longrightarrow \min \quad (5.51)$$

Die Minimierung des Funktionals Π kann dabei auch in der folgenden Form geschrieben werden

$$\mathbf{u} = \operatorname{argmin}_{\mathbf{v} \in \mathbb{S}_h} \Pi(\mathbf{v}), \quad (5.52)$$

was heißt: „Finde das Argument \mathbf{u} , das Π über alle Funktionen $\mathbf{v} \in \mathbb{S}_h$ minimiert.“

Eine mathematisch korrekte Definition der zu Grunde liegenden Funktionenräume und ein Beweis der Existenz und Eindeutigkeit dieser Lösung übersteigt den mathematischen Anspruch dieser Arbeit. Hier sei auf die genannte Literatur und auch auf die Arbeit von Gladilin [2003] verwiesen. Nachfolgend wird ausgehend von (5.51) lediglich kurz erläutert, wie man von der Betrachtung des Energieminimums in einem Volumenelement zum linearen Gleichungssystem für das gesamte Rechengebiet, also das Weichgewebevolumen, gelangt.

Bei der Betrachtung der inneren Deformationsenergie

$$\Pi = \frac{1}{2} \int_V \sigma_{ij} : \varepsilon_{ij} \, dV \quad (5.53)$$

kann eine Zerlegung des Volumens in einzelne Teilvolumina V_e erfolgen, sodass das Integral (5.53) in eine Summe von N_e Teilintegralen zerfällt.

$$\Pi = \sum_{i=1}^{N_e} \left[\frac{1}{2} \int_{V_e} \sigma_{ij} : \varepsilon_{ij} \, dV_e \right] \quad (5.54)$$

5. Weichgewebepräädiktion

Im weiteren Verlauf erfolgt die Betrachtung eines Teilintegrals unter Anwendung des reinen Verschiebungsansatzes, bei dem zuerst σ mittels (5.30) ersetzt und anschließend ε über (5.10) durch die Verschiebungsableitungen ausgedrückt wird. Die Konstante D ist dabei eine verkürzte Darstellung für $E((1 + \nu)(1 - 2\nu))^{-1}$.

$$\begin{aligned}
 \Pi_e &:= \frac{1}{2} \int_{V_e} \left[\frac{E}{1 + \nu} \left(\frac{\nu}{1 - 2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + \varepsilon_{ij} \right) \right] : \varepsilon_{ij} dV_e \\
 &= \frac{1}{2} \left[(1 - \nu) D \int_{V_e} (u_{1,1}^2 + u_{2,2}^2 + u_{3,3}^2) dV_e \right. \\
 &\quad + \frac{1}{2} (1 - 2\nu) D \int_{V_e} (u_{1,2}^2 + u_{1,3}^2 + u_{2,1}^2 + u_{2,3}^2 + u_{3,1}^2 + u_{3,2}^2) dV_e \quad (5.55) \\
 &\quad + 2\nu D \int_{V_e} (u_{1,1}u_{2,2} + u_{1,1}u_{3,3} + u_{2,2}u_{3,3}) dV_e \\
 &\quad \left. + (1 - 2\nu) D \int_{V_e} (u_{1,2}u_{2,1} + u_{2,3}u_{3,2} + u_{1,3}u_{3,1}) dV_e \right]
 \end{aligned}$$

Die Herleitung (5.55) gilt für den linearen, isotropen Fall. Zur Lösung über den Verschiebungsansatz setzt man für die Komponenten der Verschiebungsfunktion die Ansatzfunktionen (5.56) des Elementes ein.

$$v_e(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^{N_k} u_{e_i} v_i(\mathbf{x}) \quad (5.56)$$

Der resultierende Ausdruck ist allerdings sehr unübersichtlich, sodass auf die weitere Herleitung an dieser Stelle verzichtet wird. Eine sehr anschauliche Darstellung der elementweisen Entwicklung findet sich z.B. in [Schwarz, 1991, Kap. 2] und in [Schiemann, 1998, Anhang A]. Nach vollständiger elementweiser Integration ergibt sich die innere Deformationsenergie Π_e eines Elementes aus dem Knotenvektor \mathbf{u}_e und der Element-Steifigkeitsmatrix K_e gemäß

$$\Pi_e = \frac{1}{2} \mathbf{u}_e^T K_e \mathbf{u}_e \quad | \quad \text{mit} \quad K_e = \begin{pmatrix} K_1 & K_4 & K_5 \\ K_4^T & K_2 & K_6 \\ K_5^T & K_6^T & K_3 \end{pmatrix} \quad (5.57)$$

Die N_e^2 3×3 Element-Steifigkeitsmatrizen K_e werden in einer System- oder auch Gesamtsteifigkeitsmatrix K zusammengefasst ($K_{e_{ij}}^{nm} \mid n, m = 0 \dots (N - 1); i, j = 0, 1, 2$). Diese ist symmetrisch und besitzt eine quadratische Form.

$$\Pi = \frac{1}{2} \mathbf{u}^T K \mathbf{u} \quad (5.58)$$

Die 1. Ableitung von (5.58) führt zu dem linearen Gleichungssystem $K \mathbf{u} = 0$, das aufgrund der Struktur der Ansatzfunktionen mit lokalem Träger dünn besetzt ist.

5. Weichgewebepräädiktion

Die Lösung großer Gleichungssysteme mittels klassischer Eliminationsmethoden (GAUSS'scher Algorithmus, CHOLESKY-Verfahren) ist nicht sehr effizient. Aus diesem Grund erfolgt die Bestimmung der Lösung als Grenzwert einer Folge von Näherungslösungen. Verwendet wird dazu das Verfahren der konjugierten Gradienten (CG) [Hestenes und Stiefel, 1952], das u.a. in der FE-Software KASKADE⁷ implementiert ist [Bornemann et al., 1993; Deuffhard et al., 1989]. Die Berechnungsdauer hängt dabei direkt von der Anzahl der Gleichungen und indirekt von der Elementqualität ab (siehe Abschnitt 3.5). Spitze und stumpfe Winkel führen zu kleinen Eigenwerten in der Systemmatrix und somit zu einer großen Konditionszahl κ . Die Konditionszahl einer Matrix ergibt sich aus dem Verhältnis von größtem zu kleinsten Eigenwert und bestimmt bei iterativen Lösungsverfahren das Konvergenzverhalten [Faires und Burden, 1994]. Eine geeignete Vorkonditionierung der Matrix⁸ verbessert die Konditionszahl und hilft die Konvergenz iterativer Verfahren zu beschleunigen [Braess, 2003, Kap. IV, § 4]. In Abhängigkeit von der Größe des Hauptspeichers und des Sekundärspeichers (*Cache*) erfolgte die Lösung eines Gleichungssystems mittels vorkonditionierter CG-Verfahren auf Tetraedergittern mit 100 000 bis 250 000 Knoten und optimierter Elementqualität in wenigen Minuten. Das resultierende Verschiebungsfeld auf allen Gitterknoten kann im Anschluss auf das initiale Gitter appliziert und dieses in seinem deformierten Zustand dreidimensional visualisiert werden (Abb. 5.10 c und 5.11).

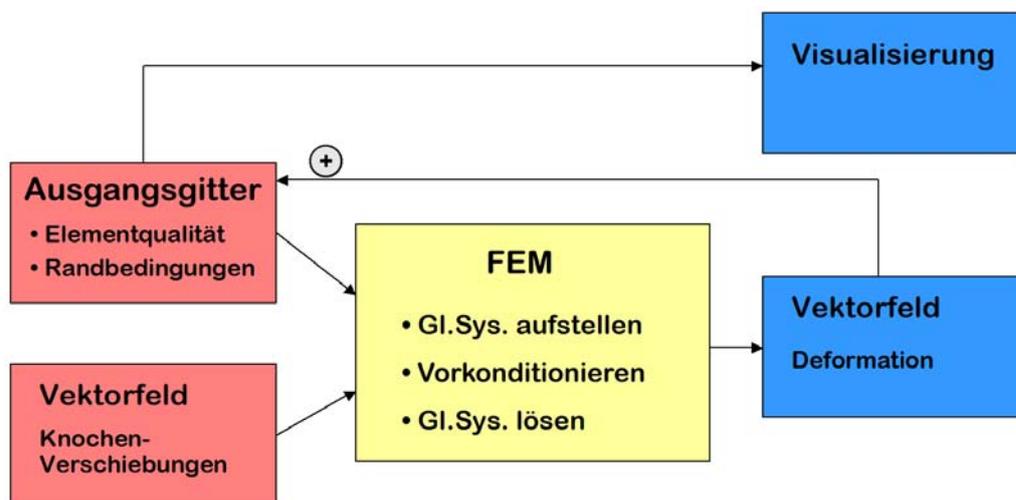


Abbildung 5.11: Datenfluss zur Deformationssimulation

⁷ www.zib.de/Numerik/numsoft/kaskade

⁸ z.B. mittels unvollständiger Faktorisierung (ILU) oder SSOR [Axelsson und Barker, 1984]

5.4 Zusammenfassung

Mit diesem Teil der Arbeit konnte gezeigt werden, dass der gewählte Modellierungsansatz in Kombination mit den Planungsvorgaben eine robuste numerische Simulation der räumlichen Weichgewebedeformation auf dem Weichgewebegitter liefert. Erste Ergebnisse zu den im nachfolgenden Kapitel 6 gezeigten Fallstudien basieren auf einer speziellen FE-Implementierung von Gladilin [2003]. Weiterhin erfolgte in der Arbeitsgruppe eine Erweiterung der FE Software KASKADE zur Lösung elastomechanischer Probleme in 3D, die im weiteren Verlauf Anwendung fand. Zu diesem Zweck wurde im Rahmen dieser Arbeit auch eine direkte Schnittstelle zur Planungssoftware geschaffen, über die eine korrekte Übernahme der Daten (Gitter, Verschiebungsfeld) inklusive der Interpretation der Materialparameter und der Randbedingungen ermöglicht wird. Die entsprechende Kaskade-Version wurde dabei sowohl auf eine 32-Bit Microsoft Windows Plattform portiert, als auch auf eine 64-Bit SGI-IRIX Plattform mit 32 Gigabyte Hauptspeicher für Parameterstudien und die Auswertung unterschiedlicher Modellierungsansätze, einschließlich lokal adaptiver Verfeinerung. Der übereinstimmende Vergleich der Simulationsergebnisse mit anderen z.T. kommerziellen FE Paketen (UG⁹, Ansys¹⁰ und Abaqus¹¹) bestätigte das implementierte Lösungsverfahren und zeigt zudem die Flexibilität bzw. die Unabhängigkeit des Planungsansatzes hinsichtlich der verwendbaren FE-Codes. Die Prädiktionsgüte der Weichgewebesimulation wird in Kapitel 7 anhand von postoperativen Resultaten überprüft.

Die physikalische Modellierung auf Basis der Elastizitätstheorie liefert zwar ein solides Fundament zur Simulation deformierbarer Körper, das Thema der Weichgewebemodellierung ist damit aber noch längst nicht erschöpfend behandelt. Mit der vorliegenden Arbeit wurde jedoch ein methodischer Ansatz aufgezeigt und eine Grundlage geschaffen, mit der sich weitere Modellierungsansätze in konsistenter Form überprüfen lassen. Dabei können inhomogene Gewebezusammensetzungen ebenso berücksichtigt werden wie anisotrope mechanische Gewebemodelle bei geeigneter Bereitstellung der Richtungsinformation auf dem Gitter. Die Modellierung eines nichtlinearen Zusammenhangs zwischen Spannungen und Verzerrungen ist prinzipiell möglich und kann problemlos in die Simulation integriert werden. Die geometrische Nichtlinearität in Kombination mit einem hyperelastischen Materialmodell zur korrekten Simulation großer Verzerrungen wird aktuell bearbeitet [Weiser et al., 2004]. Ziel ist es, sukzessive das Weichgewebemodell zu verbessern und die Vorhersagequalität zu erhöhen. Der vorgestellte methodische Ansatz in Kombination mit der implementierten Planungsumgebung liefert dazu eine geeignete Grundlage. Offen ist allerdings noch die adäquate Parametrisierung des Gewebemodells aufgrund fehlender mechanischer Referenzwerte. Hier empfiehlt sich die

⁹ cox.iwr.uni-heidelberg.de/~ug

¹⁰ www.ansys.com

¹¹ www.hks.com

5. Weichgewebeprädiktion

Zusammenarbeit mit Arbeitsgruppen aus dem Bereich der experimentellen Biomechanik oder die inverse Bestimmung der Elastizitätsparameter über bekannte Lösungen, worauf in Kapitel 7 eingegangen wird.

5.5 Literatur

- Axelsson O. und Barker V.A.: *Finite Element Solution of Boundary Value Problems*. Computer Science and Applied Mathematics, Academic Press Inc. (1984), ISBN 0-12-068780-1
- Ayache N. und Delingette H. (Hg.): *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*, Bd. 2673 von *Lecture Notes in Computer Science*, Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (2003)
- Azar F.S., Metaxas D.N. und Schnall M.D.: *A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformations under external perturbations*. In: Caesarium, 2001
- Baraff D. und Witkin A.: *Dynamic simulation of non-penetrating flexible bodies*. In: Catmull [1992], S. 303–308
- Baraff D. und Witkin A.: *Physically based modeling: Principles and practice*. Course Notes, Siggraph '97 (1997), URL www.cs.cmu.edu/~baraff/sigcourse
- Barr A.: *Superquadrics and angle preserving transformations*. IEEE Computer Graphics & Application 1(1), S. 11–23 (1981)
- Barr A.H.: *Global and local deformations of solid primitives*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Christiansen H., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Minneapolis, Minnesota (1984), Bd. 18 von *Annual Conference Series*, S. 21–30
- Barré S.: *Modélisation, fusion et reconstruction 3D pour l'aide à la chirurgie maxillo-faciale*. Dissertation, Université de Poitiers (2001)
- Barzel R.: *Physically-Based Modeling for Computer Graphics: A Structured Approach*. Academic Press Inc., Boston · San Diego · New York (1992), ISBN 0-12-079880-8
- Bathe K.J.: *Finite-Elemente-Methoden*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (1990), ISBN 3-540-15602-X, deutsche Übersetzung von Peter Zimmermann
- Beer R., Reihnsner R. und Millessi H.: *Biomechanik weicher biologischer Gewebe*. In: *Experimentelle Methoden der Festkörpermechanik*, Akademie der Wissenschaften DDR, Bd. 24, S. 6–21 (1989)

- Bornemann F., Erdmann B. und Kornhuber R.: *Adaptive multilevel-methods in three space dimensions*. Int. J. for Num. Meth. in Eng. 36, S. 3187–3203 (1993)
- Braess D.: *Finite Elemente: Theorie, schnelle Löser und Anwendungen in der Elastizitätstheorie*. Springer-Verlag, 3. Aufl. (2003), ISBN 3-540-00122-0
- Bro-Nielsen M.: *Modeling elasticity in solids using active cubes – Application to simulated operations*. Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine 905, S. 535–541 (1995)
- Bronstein I.N., Semendjajew K.A., Musiol G. und Mülig H.: *Taschenbuch der Mathematik*. Verlag Harri Deutsch, 4. erw. und überarbeitete Aufl. (1998), ISBN 3-8171-2014-1
- Caesarium, 2001: *Third caesarium on computer aided medicine. Int. workshop on deformable modeling and soft tissue simulation*. Handout (2001)
- Catmull E.E. (Hg.): *Computer Graphics Proceedings*, Bd. 26 von *Annual Conference Series*, ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Chicago, Illinois (1992)
- Ciarlet P.G.: *Mathematical Elasticity: Three-Dimensional Elasticity*, Bd. 20 von *Studies in Mathematics and its Applications*. North-Holland, Amsterdam (1988), ISBN 0-444-70259-8
- Cotin S. und Metaxas D. (Hg.): *Medical Simulation*, Nr. 3078 in *Lecture Notes in Computer Science*, Springer-Verlag (2004), ISBN 3-540-22186-7
- Cover S.A., Ezquerro N.F. und O’Brien J.F.: *Interactively deformable models for surgery simulation*. IEEE Computer Graphics & Applications 13(6), S. 68–75 (1993)
- Deuffhard P., Leinen P. und Yserentant H.: *Concepts of an adaptive hierarchical finite element code*. IMPACT Comp. Sci. Eng. 1, S. 3–35 (1989)
- Duck F.A.: *Physical Properties of Tissue, A Comprehensive Reference Book*. Academic Press Inc., Boston · San Diego · New York (1991), ISBN 0-12-222800-6, chapter 5, pp. 137 ff. mechanical properties of tissue
- Elden H.R. (Hg.): *Biophysical Properties of the Skin*. Interscience, John Wiley and Sons, Inc., New York (1973), ISBN 0-471-23540-7
- Faires D. und Burden R.L.: *Numerische Methoden – Näherungsverfahren und ihre praktische Anwendung*. Spektrum Akademischer Verlag (1994)
- Farin G.: *Curves and surfaces for CAGD: A practical guide*. Morgan Kaufmann Publishers Inc., San Francisco, CA, USA, 5 Aufl. (2001), ISBN 1-55860-737-4
- Feynman R.P., Leighton R.L. und Sands M.: *The Feynman Lectures on Physics*, Bd. 2. Addison-Wesley (1977)

5. Weichgewebepräädiktion

- Fink B.: *Die Weichgewebe bei der Kallusdistraktion*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (2001), ISBN 3-540-66033-X
- Fung Y.C.: *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg, 2. Aufl. (1993), ISBN 0-387-97947-6
- Gallagher R.H. et al. (Hg.): *Finite Elements in Biomechanics*. John Wiley & Sons Inc., New York · Chichester · Brisbane (1982), ISBN 0-471-09996-1
- Gao L., Parker K.J., Lerner R.M. und Levinson S.F.: *Imaging of the elastic properties of tissue – A review*. *Ultrasound in Medicine & Biology* 22(8), S. 959–977 (1996)
- Gibson S.F.F. und Mirtich B.: *A survey of deformable modeling in computer graphics*. Techn. Ber. TR-97-19, MERL - A Mitsubishi Electric Research Laboratory (1997), URL www.merl.com/areas/graphics.php
- Gladilin E.: *Biomechanical modeling of soft tissue and facial expressions for craniofacial surgery planning*. Dissertation, Freie Universität Berlin, FB Mathematik und Informatik (2003)
- Gladilin E., Zachow S., Deuffhard P. und Hege H.C.: *Validation of a linear elastic model for soft tissue simulation in craniofacial surgery*. In: *Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures*, herausgegeben von Mun S.K. (2001), Bd. 4319 von *Proc. of SPIE*, S. 27–35
- Gladilin E., Zachow S., Deuffhard P. und Hege H.C.: *Adaptive nonlinear elastic FEM for realistic prediction of soft tissue in craniofacial surgery simulations*. In: *Medical Imaging 2002: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, herausgegeben von Mun S.K. (2002), Bd. 4681 von *Proc. of SPIE*, S. 1–8
- Grieve A.P. und Armstrong C.G.: *Compressive properties of soft tissues*. Biomechanics XI-A, International Series on Biomechanics (1988)
- Gummert P. und Reckling K.A.: *Mechanik*. Vieweg, Braunschweig · Wiesbaden, 2. Aufl. (1987), ISBN 3-528-18904-5
- Hartung C.: *Zur Biomechanik weicher Gewebe*. In: *Fortschritt-Berichte der VDI-Zeitschriften*, VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf, Bd. 17 von *Biotechnik* (1975)
- Hestenes M.R. und Stiefel E.: *Methods of conjugate gradients for solving linear systems*. *Journal of Research of the National Bureau of Standards*, Sect. 5 49, S. 409–436 (1952)
- Hockney R.W. und Eastwood J.W.: *Computer Simulation using Particles*. McGraw-Hill, London (1988), ISBN 0-852-74392-0

- Holzapfel G.H.: *Biomechanics of soft tissue*. In: *Handbook of Material Behaviour: Nonlinear Models and Properties*, herausgegeben von Lemaitre J. und Cachan L.M.T., Academic Press Inc., Nr. 7 in Biomech Reprint Series, S. 1–12 (2000)
- James D.L. und Pai D.K.: *ARTDEFO accurate real time deformable objects*. In: *Proceedings of Siggraph '99*, herausgegeben von Rockwood A., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1999), Bd. 33 von *Annual Conference Series*, S. 65–72, ISBN 0-201-48560-5
- Kass M., Witkin A. und Terzopoulos D.: *Snakes: Active contour models*. *Int. Journal of Computer Vision* 1(4), S. 321–331 (1987)
- Keeve E.: *Visualisierungs- und Simulationsverfahren zur interaktiven Planung kraniofazialer Korrekturoperationen*. Dissertation, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (1996), veröffentlicht beim infix Verlag
- Kenedi R.M., Gibson T., Evans J.H. und Barbenel J.C.: *Tissue mechanics*. *Physics in Medicine & Biology* 20(5), S. 699–717 (1975)
- Krouskop T.A., Wheeler T.M., Kallel F., Garra B.S. et al.: *Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression*. *Ultrasonic Imaging* 20, S. 260–274 (1998)
- Kuhn C.: *Modellbildung und Echtzeitsimulation deformierbarer Objekte zur Entwicklung einer interaktiven Trainingsumgebung für die Minimal-Invasive Chirurgie*. Dissertation, Universität Karlsruhe, Forschungszentrum Karlsruhe FZ-KA 5872 (1997)
- Larrabee W.F. und Galt J.A.: *A finite element model of skin deformation: III. The finite element model*. *Laryngoscope* 96, S. 413–419 (1986)
- Lee Y., Terzopoulos D. und Waters K.: *Realistic modeling for facial animation*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Cook R., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1995), Bd. 29 von *Annual Conference Series*, S. 55–62, ISBN 0-201-84776-0
- Leipholtz H.: *Einführung in die Elastizitätstheorie*. Wissenschaft + Technik, G. Braun, Karlsruhe (1968)
- Levinson S.F., Shinagawa M. und Sato T.: *Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity*. *Journal for Biomechanics* 28(10), S. 1145–1154 (1995)
- Maaß H.: *Untersuchung einer Methode zur nichtinvasiven Messung von Steifigkeitskoeffizienten an lebendem Gewebe mit multimodalen bildgebenden Verfahren*. Dissertation, Forschungszentrum Karlsruhe, Inst. für Angewandte Informatik (1999)
- MacCracken R. und Joy K.I.: *Free-form deformations with lattices of arbitrary topology*. In: Rushmeier [1996], S. 181–188

5. Weichgewebepräädiktion

- Maciel A., Boulic R. und Thalmann D.: *Deformable tissue parameterized by properties of real biological tissue*. In: Ayache und Delingette [2003], S. 74–87
- Martin R.B., Burr D.B. und Sharkey N.A.: *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag (1998), ISBN 0-387-98474-7
- Maurel W., Wu Y., Thalmann N.M. und Thalmann D.: *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*. Esprit Basic Research Series, Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (1998), ISBN 3-540-63742-7
- Metaxas D.N.: *Physics-Based Deformable Models - Applications to Computer Vision, Graphics and Medical Imaging*. Kluwer Academic Publishers, Boston · London · Dordrecht (1997), ISBN 0-7923-9840-8
- Mollemans W., Schutyser F., Van Cleynenbreugel J. und Suetens P.: *Tetrahedral mass spring model for fast soft tissue deformation*. In: Ayache und Delingette [2003], S. 145–154
- Ophir J., Alam S.K., Garra B., Kallel F. et al.: *Elastography: Ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues*. Journal of Engineering in Medicine 213(3), S. 203–233 (1999)
- Ophir J., Céspedes I., Garra B., Ponnekanti H. et al.: *Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo*. European Journal of Ultrasound 3, S. 49–70 (1996)
- Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y. et al.: *Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues*. Ultrasonic Imaging 13, S. 111–134 (1991)
- Piegl L. und Tiller W.: *The NURBS book*. Monographs in Visual Communications, Springer-Verlag, 2 Aufl. (1997), ISBN 3-540-61545-8
- Reeves W.T.: *Particle systems – a technique for modeling a class of fuzzy objects*. Transactions on Graphics 2, S. 91–108 (1983)
- Reihsner R.: *Biomechanische Eigenschaften des kollagenen Bindegewebes*. In: *Das kollagene Bindegewebe: Symposium*, herausgegeben von Mallinger R. und Neumüller J., Wien (1988), S. 30–41
- Reihsner R., Balogh B. und Menzel E.J.: *Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration*. Medical Engineering & Physics 17(4), S. 304–313 (1995)
- Rushmeier H. (Hg.): *Computer Graphics Proceedings*, Bd. 30 von *Annual Conference Series*, ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, New Orleans, Louisiana (1996), ISBN 0-201-94800-1

- Sarti A., Gori R. und Lamberti C.: *A physically based model to simulate maxillo-facial surgery from 3D CT images*. Future Generation Computer Systems 15, S. 217–221 (1999)
- Schiemann T.: *Interaktive Verfahren für deformierende Eingriffe an volumenbasierten digitalen Körpermodellen*. Medizinische Informatik und Bioinformatik, Shaker Verlag, Aachen (1998), ISBN 3-8265-4141-3
- Schwarz H.R.: *Methode der finiten Elemente*. Teubner Verlag, 3. Aufl. (1991), ISBN 3-519-22349-X
- Sederberg T.W. und Parry S.R.: *Free-form deformation of solid geometric models*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Evans D.C. und Athay R.J., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Dallas, Texas (1986), Bd. 20 von *Annual Conference Series*, S. 151–160
- Smale S.: *Book review: E. C. Zeeman, Catastrophe theory (1977)*. In: *Bulletin of the American Mathematical Society*, AMS, S. 1360–1368 (1978)
- Spiegel A.: *Mathematische Modellierung von menschlichem Gewebe zur präoperativen Planung in der Gesichtschirurgie*. Dissertation, Technische Universität München (1998)
- Stone M.C. (Hg.): *Computer Graphics Proceedings*, Bd. 21 von *Annual Conference Series*, ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Anaheim, California (1987)
- Szeliski R. und Tonnesen D.: *Surface modeling with oriented particle systems*. In: Catmull [1992], S. 185–194
- Terzopoulos D. und Fleischer K.: *Modeling inelastic deformation: Viscoelasticity, plasticity and fracture*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Dill J., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Atlanta, Georgia (1988), Bd. 22 von *Annual Conference Series*, S. 269–278
- Terzopoulos D. und Metaxas D.: *Dynamic 3-D models with local and global deformations: Deformable superquadrics*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 13(7), S. 703–714 (1991)
- Terzopoulos D., Platt J.C. und Barr A.H.: *Elastically deformable models*. In: Stone [1987], S. 205–214
- Teschner M.: *Direct computation of soft-tissue deformation in craniofacial surgery simulation*. Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (2000), Kommunikations- und Informationstechnik 22, Shaker Verlag
- Weiser M., Deuffhard P. und Erdmann B.: *Affine conjugate adaptive newton methods for nonlinear elastomechanics*. Techn. Ber. 04-01, Zuse-Institute Berlin (2004), URL [ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-04-01.pdf](ftp://ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-04-01.pdf)

5. Weichgewebepräädiktion

Zachow S.: *Modellierung von Weichgewebe - Simulation von Deformation und Destruktion: Neue Möglichkeiten in der computergestützten Chirurgie*. Medizinische Informatik und Bioinformatik, Shaker Verlag (1998), ISBN 3-8265-3454-9

Zachow S., Gladilin E., Hege H.C. und Deuffhard P.: *Finite-element simulation of soft tissue deformation*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Elsevier Science B.V., San Francisco (2000), S. 23–28, ISBN 0-444-50536-9

Zienkiewicz O.C.: *Methode der finiten Elemente*. Carl Hanser Verlag, München, 2. Aufl. (1984), ISBN 3-446-12525-6, Studienausgabe

Özkaya N. und Nordin M.: *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg, 2 Aufl. (1999), ISBN 0-387-98283-3

Fallstudien

*Good results come from experience,
and experience comes from bad results.*

Jörg Thomas Lambrecht, 2003

In diesem Kapitel werden die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Planungen anhand von exemplarischen Fallstudien belegt. Insgesamt wurden im Verlauf der Arbeit mehr als 30 klinische Fälle bearbeitet. Die Planungen erfolgten in Kooperation mit den Chirurgen Prof. Dr. Dr. Hans-Florian Zeilhofer und Priv.-Doz. Dr. Dr. Robert Sader vom Kantonsspital Basel, beide vormals Klinikum rechts der Isar in München, Priv.-Doz. Dr. Dr. Thomas Hierl vom Universitätsklinikum Leipzig, Dr. Dr. Emeka Nkenke von der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg und Dr. Anders Westermark vom Karolinska Hospital Stockholm. Aus den klinischen Anforderungen wurden sukzessive Verfahren zur geeigneten Modellgenerierung sowie Werkzeuge zur Planung entwickelt und eine Weichgewebeprä-diktion auf Basis der Modelle und Planungsdaten vorgenommen. Die nachfolgenden Beispiele sollen zeigen, welche Ergebnisse eine dreidimensionale Planung der in dieser Arbeit vorgestellten Art liefert und welche Vorteile sie bietet. In Anlehnung an die in Kapitel 1 genannten klinischen Fragestellungen werden nachfolgend Planungen für unterschiedliche Fehlbildungen demonstriert, die im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie häufig behandelt werden. Die Reihenfolge der vorgestellten Fälle entspricht dabei in etwa der Planungsabfolge im Bearbeitungszeitraum, mit steigender Komplexität und Qualität. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse, die erkannten Schwachpunkte und deren Abhilfe werden in jedem Fall kurz diskutiert.

6.1 Unterkieferhypoplasie

Die Fehlentwicklung des Unterkiefers muss, in Abhängigkeit von seiner Ausprägung, oftmals bereits im Kindesalter behandelt werden, wenn durch Kau- und Schluckbeschwerden die Nahrungsaufnahme beeinträchtigt ist, oder bei zunehmender Einengung der Luftröhre Atemprobleme auftreten [Pruzansky, 1969]. Um das Knochenwachstum nicht nachteilig zu beeinflussen, hat sich neben den konventionellen

6. Fallstudien

Osteosyntheseverfahren in den letzten 10 Jahren die schrittweise Distractionsosteogenese (Kallusdistraction) etabliert (siehe auch Abschnitt 1.5). Nachfolgend sind zwei Fälle aufgezeigt, in denen eine Kallusdistraction am Unterkiefer zur Korrektur von angeborenen Fehlentwicklungen geplant wurde.

6.1.1 Bidirektionale Kallusdistraction

Für einen 13-jährigen Patienten mit sehr ausgeprägter mandibulärer Hypoplasie (Abb. 6.1) war ein komplexer chirurgischer Eingriff zur Korrektur der Unterkieferform durchzuführen. Sowohl die vertikalen als auch die horizontalen Unterkieferäste waren unterentwickelt und mussten verlängert werden. Die ursprüngliche Planung erfolgte anhand von lateralen Kephalogrammen, u.a. mittels der 2D Planungssoftware Dentofacial Planner™ (siehe Abschnitt 2.1) und an Stereolithografiemodellen. Es handelt sich hierbei um die *erste* Planung, die im Rahmen dieser Arbeit mit dem Ziel einer dreidimensionalen Weichgewebeprädiktion durchgeführt wurde. Behandelnder Arzt war Dr. Zeilhofer, seinerzeit am Klinikum rechts der Isar in München.

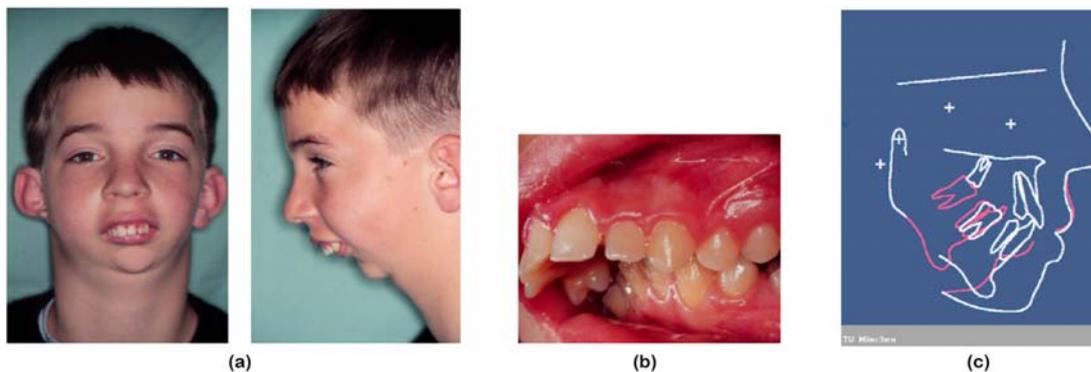


Abbildung 6.1: a) präoperative Ausgangssituation, b) Dysgnathie, c) 2D Planung mit der Dentofacial Planner™ Software

Für die Operationsplanung wurde ein Computertomogramm angefertigt. Der CT-Datensatz umfasst 53 axiale Schnittbilder der Größe 512×512 , die im Abstand von 2 mm akquiriert wurden (Abb. 6.2 a). In einem ersten Planungsschritt erfolgte eine Schwellenwertsegmentierung über die HOUNSFIELD Einheiten (HU), mit der sich in wenigen Sekunden eine dreidimensionale Ansicht aus den CT-Daten rekonstruieren lässt. Eine Segmentierungsschwelle von -550 HU führte dabei zu der in Abbildung 6.2 b gezeigten Hautoberfläche und bei 300 HU ließ sich die Knochenoberfläche mit den in Abschnitt 3.2 beschriebenen typischen Fehlsegmentierungen im Bereich dünner Knochenstrukturen rekonstruieren (Abb. 6.2 c). Die Kinnregion war nicht vollständig vom *Field of View* (FoV) des Scanners erfasst und wies durch den relativ großen Schichtabstand auch deutliche Diskretisierungsfehler auf, zu deren Reduktion Zwischenschichten im Abstand von 1 mm interpoliert wurden.

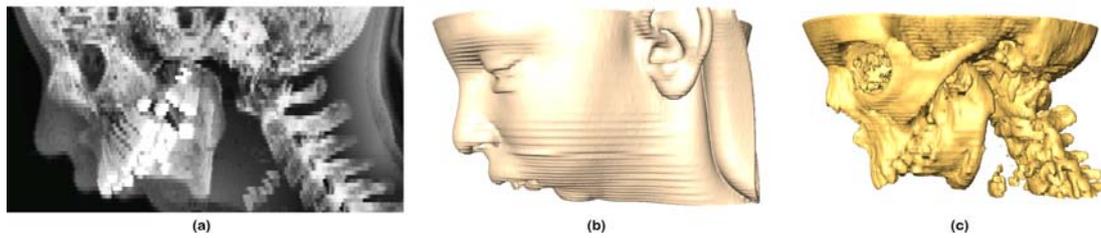


Abbildung 6.2: a) sagittale Projektionsansicht aus den CT-Daten, b) Iso-Oberfläche bei -550 HU, c) Iso-Oberfläche bei 300 HU

Im Bereich der Augen lagen zudem erhebliche Bewegungsartefakte vor. Eine Segmentierung via Schwellenwert genügte somit für die 3D Modellrekonstruktion nicht, sodass nachfolgend eine Feinsegmentierung durchgeführt werden musste (Abb. 6.3).

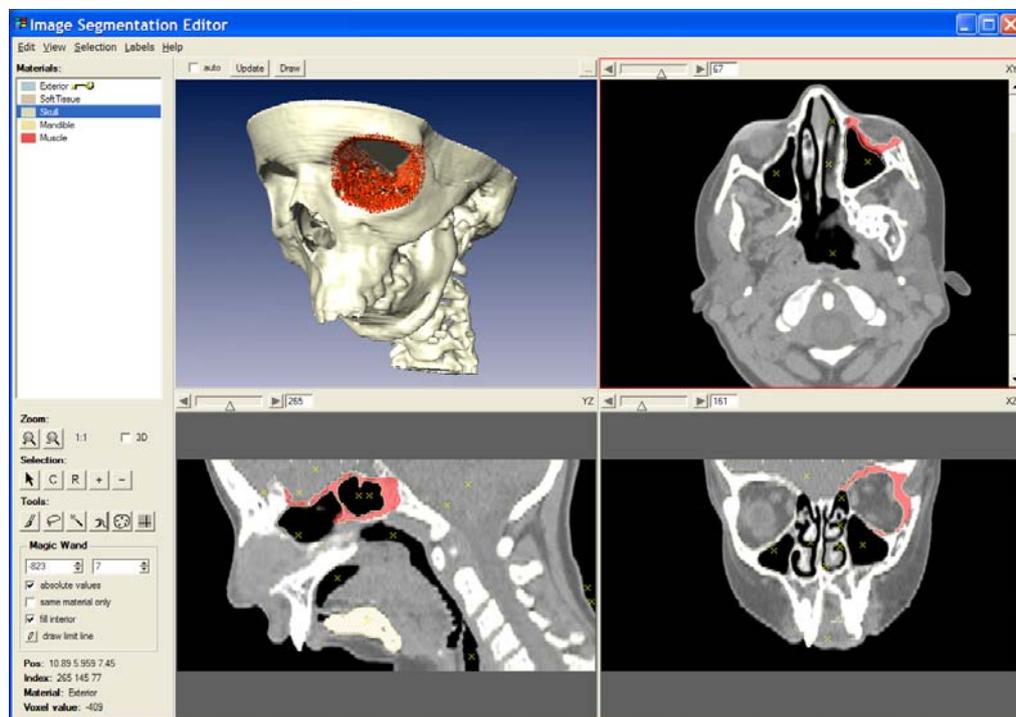


Abbildung 6.3: Feinsegmentierung mit AMIRA in drei Projektionsansichten

Da es sich bei dieser Planung um den ersten bearbeiteten Fall und somit um eine Machbarkeitsstudie handelte, lag der Schwerpunkt der Untersuchung auf der dreidimensionalen Modellrekonstruktion und der Weichgewebeprediktion und noch nicht auf der korrekten Osteotomieplanung. Da auch noch keine Erfahrung bezüglich der Komplexitätsgrenzen zu verarbeitender Modelle gesammelt wurde, erfolgte eine Reduktion der Auflösung innerhalb der Schichtebenen durch *subsampling* auf 256×256 Werte. Das aus der Segmentierung resultierende Oberflächenmodell, bestehend aus 800 000 Dreiecksflächen, wurde krümmungsabhängig auf ca. 70 000 Dreiecke vergrößert (siehe Abschnitt 3.4). Ziel war es, das aus der Oberfläche

6. Fallstudien

zu generierende Tetraedergitter des Weichgewebesvolumens für die FE-Analyse mit 250 000 Elementen so grob wie möglich zu halten (Abb. 6.4).

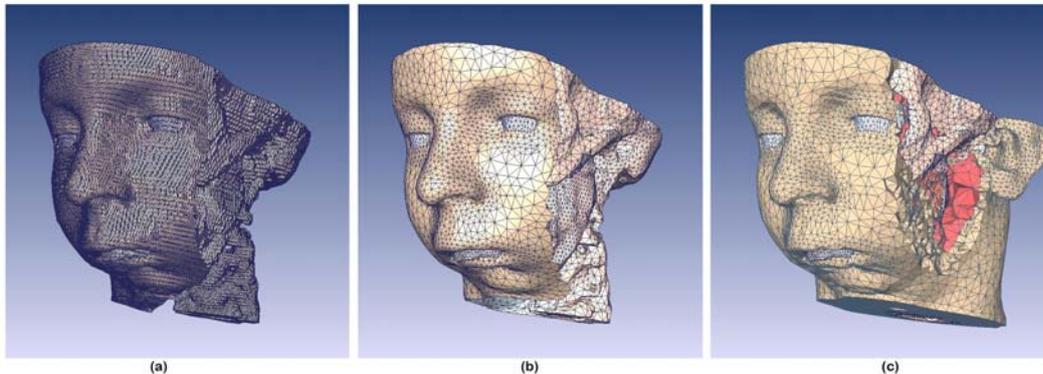


Abbildung 6.4: a) Oberflächenmodell nach Feinsegmentierung, b) vergrößertes Planungsmodell, c) korrespondierendes Weichgewebegitter

Das Therapiekonzept sah eine zweistufige Distractionsosteogenese, erst der vertikalen Unterkieferäste um ca. 22 mm und dann der horizontalen Äste um ca. 15 mm vor. Anwendung finden sollten dabei intraorale Distraktoren, wobei die geplanten Distractionsstrecken bereits die Obergrenze derzeitiger Distractionsysteme darstellten (Abb. 6.5 a). Insbesondere für multidirektionale Distractions steht bei der Planung die Frage nach den Distractionsvektoren im Vordergrund, mit denen die gewünschte Zielvorgabe, d.h. eine optimale dentale Okklusion erreicht werden kann [Rubio-Bueno et al., 2001]. Im vorliegenden Fall müssen drei Knochensegmente bewegt und die beiden Kiefergelenke in Position gehalten werden (Abb. 6.5 b), was ohne eine dreidimensionale Planung, entweder am medizinischen RP-Modell oder am computergrafischen 3D Planungsmodell nicht zu bewerkstelligen ist.

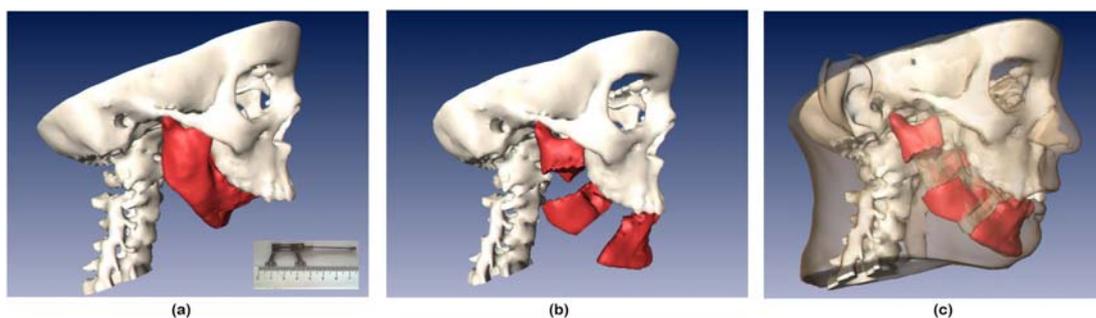


Abbildung 6.5: a) 3D Planungsmodell und intraoraler Distraktor, b) Knochenumstellungsplanung, c) überlagerte 3D Weichgewebeprediktion

In derzeitiger Ermangelung geeigneter Schnittwerkzeuge erfolgte die Trennung der knöchernen Strukturen im Rahmen der Segmentierung auf Basis der CT-Daten, wobei der relativ große Schichtabstand zu einem unregelmäßigen Schnitttrand führte

(Abb. 6.5 b). Die Schnittführung entspricht *nicht* den chirurgischen Vorgaben sondern diente lediglich dazu, die betroffenen Knochensegmente für eine Verlagerung zu mobilisieren. Die aus der geplanten Knochenverlagerung resultierenden Verschiebungsvektoren wurden, wie in Kapitel 5 beschrieben, auf die korrespondierenden Randflächen des Tetraedergitters übertragen und die Weichgewebedeformation auf einer Silicon Graphics Onyx II mit 195 MHz Mips R 10 000 berechnet. Die Berechnungsdauer für die Assemblierung und die Lösung des Gleichungssystems lag bei ca. 5–10 min. Erste Ergebnisse wurden auf dem MKG-Symposium 2000 „Die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie zu Beginn des 21. Jahrhunderts“ in München und auf der CARS 2000 in San Francisco vorgestellt [Zachow et al., 2000].

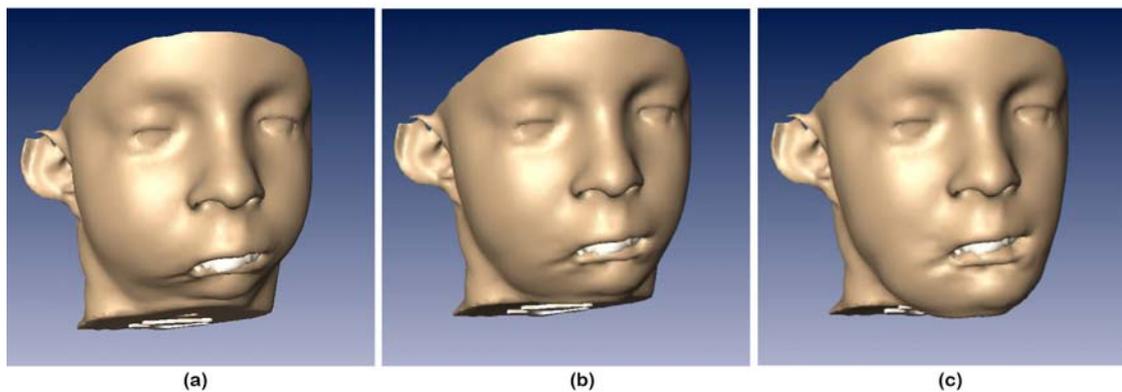


Abbildung 6.6: a) präoperative Ausgangssituation, b) und c) 3D Weichgewebeprediktion zu unterschiedlichen Distraktionsstrecken

Aus dieser Fallstudie resultierten die ersten, wesentlichen Vorgaben für die Generierung eines 3D Planungsmodells, die Osteotomieplanung und die numerische Weichgewebesimulation. Es zeigte sich, dass ein Schichtabstand von 2 mm die Obergrenze der Diskretisierung in longitudinaler Richtung darstellt. Daraus abgeleitet gilt es, bei großem Schichtabstand Zwischenschichten zu interpolieren und die Auflösung der Oberflächentriangulation bei der 3D Modellrekonstruktion lokal anzupassen, d.h. in planungsrelevanten Bereichen mit einer feineren und in allen übrigen Bereichen mit einer gröberen Auflösung zu arbeiten (siehe Kapitel 3). Ober- und Unterkiefer lassen sich bei vorliegendem Zahnkontakt nur schwer trennen – eine Aufnahme mit leicht geöffnetem Mund würde die Modellrekonstruktion erleichtern. Die Osteotomieplanung sollte auf Basis des polygonalen Oberflächenmodells erfolgen und nicht auf den Voxeldaten. Zum einen ist dadurch eine präzisere Schnittplanung möglich und zum anderen lassen sich unterschiedliche Osteotomievarianten unmittelbar bewerten, da keine wiederholte Oberflächenrekonstruktion erforderlich ist. Im Verlauf der numerischen Deformationssimulation, insbesondere bei derart großen Deformationen, ist eine lokal adaptive Verfeinerung gefordert, die über geeignete Fehlerschätzer gesteuert werden kann. Die Berechnungszeiten liegen in einer Größenordnung, die eine höhere Modellkomplexität erlaubt [Zachow et al., 2001a].

6.1.2 Unidirektionale Kallusdistraktion

Für eine 8 jährige Patientin mit angeborener Hypoplasie des Unterkiefers und beidseitiger Kiefergelenkankylose wurde eine Kallusdistraktion der horizontalen Unterkieferäste simuliert und hinsichtlich der resultierenden Gesichtsform bewertet. Die ursprüngliche Planung erfolgte von Dr. Zeilhofer am Klinikum rechts der Isar, auf Basis eines Stereolithografiemodells. Planungsgrundlage waren 50 im Abstand von 2 mm akquirierte CT-Schichten mit einer Matrix von 512×512 Bildelementen der Größe $0,5 \times 0,5$ mm (Abb. 6.7 a). Um eine bessere Trennbarkeit von Ober- und Unterkiefer im Rahmen der 3D Modellrekonstruktion zu gewährleisten, wurde die Patientin mit einem Kunststofftubus zwischen den Schneidezähnen gescannt. Zur Reduktion der Diskretisierungsartefakte aufgrund des hohen Schichtabstandes erfolgte im Abstand von 0,5 mm eine Interpolation von Zwischenschichten (Abb. 6.7 b).

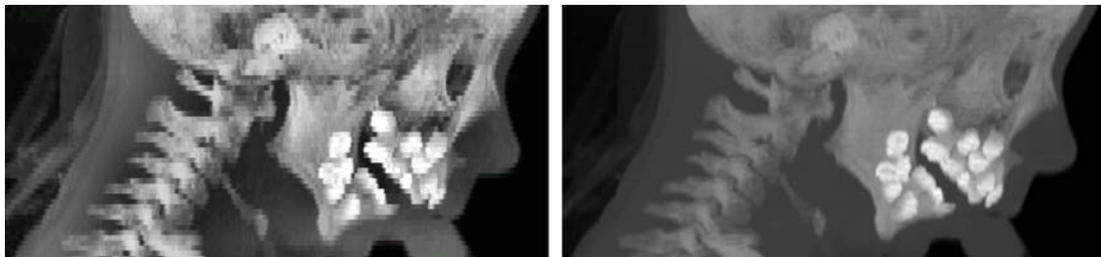


Abbildung 6.7: aus dem CT-Datensatz berechnete sagittale Projektionsansicht: links) Originaldaten mit 50 Schichten, rechts) 205 mit einem 3D Lanczos Filter interpolierte Schichten

Eine Grobsegmentierung mit einem Schwellenwert von -550 HU für Haut und einem mit 350 HU recht hohen, jedoch zur klaren Trennung von angrenzendem Weichgewebe erforderlichen Wert für Knochen, liefert eine erste 3D Ansicht, die bereits deutlich die Schwächen einer ausschließlichen Schwellenwertsegmentierung zur 3D Modellrekonstruktion verdeutlicht (Abb. 6.8). In diesem Fall fehlen die Orbitawände nahezu vollständig und die Jochbeinregion weist große Löcher aufgrund der dünnen knöchernen Strukturen auf. Der Kunststofftubus und die Kopfauflage müssen ebenfalls im Rahmen einer Feinsegmentierung entfernt werden.



Abbildung 6.8: links) Iso-Oberfläche bei -550 HU und rechts) bei 350 HU

Da der Schwerpunkt dieser Planung auf der Simulation einer Distraction des Unterkieferknochens lag und im Ergebnis auch nur die daraus resultierende Weichgewebeerlagerung analysiert werden sollte, erfolgte im Orbita- und Mittelgesichtsbe-
 reich keine *aufwändige* Feinsegmentierung. Die Zahnflächen wurden mit möglichst glatter Oberflächenstruktur rekonstruiert, um spezielle Randbedingungen testen zu können, die ein Gleiten von Weichgewebe auf den Zahnflächen ermöglichen, aufgezwungene Verschiebungen jedoch korrekt übertragen. Das aus der Segmentierung resultierende Oberflächenmodell besteht aus ca. 2,8 Millionen Dreiecksflächen, deren Anzahl krümmungsabhängig auf knapp 120 000 reduziert wurde (Abb. 6.9 a,b). Der daraus resultierende Fehler lag im Mittel bei 0,08 mm, wobei die Abweichung zwischen dem initialen und dem vergrößerten Modell für 99,8 % der gesamten Oberfläche weniger als 0,5 mm beträgt und damit im Bereich der Voxelgröße liegt. Das aus dem vergrößerten Oberflächenmodell generierte Gitter des Weichgewebevolumens setzt sich aus ca. 540 000 Tetraederelementen zusammen (Abb. 6.9 c).

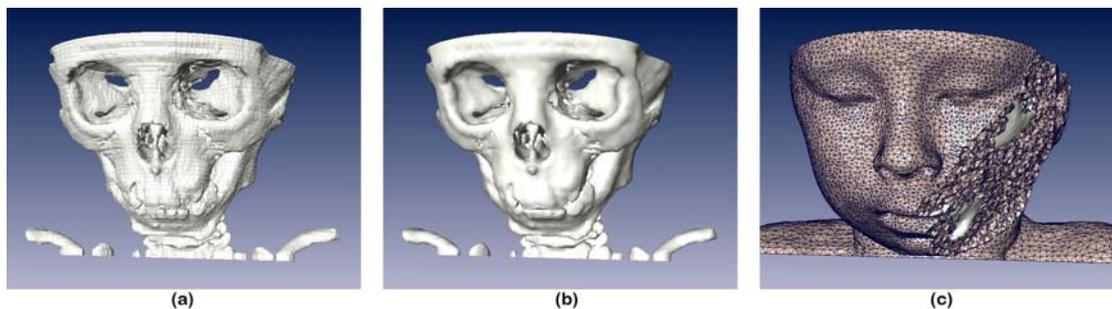


Abbildung 6.9: a) aus der Feinsegmentierung resultierendes Modell, b) vergrößertes Planungsmodell, c) Tetraedergitter des Weichgewebevolumens

Behandlungskonzept für diese junge Patientin war eine beidseitige sagittale Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste, wobei das mobilisierte Kiefersegment nach erfolgter Osteotomie mit intraoralen Distraktoren fixiert und in einer anschließenden Distractionsphase täglich um ca. 0.8 mm bis zu einer maximalen Verlagerungstrecke von knapp 6 mm vorverlagert wird (Abb. 6.10).

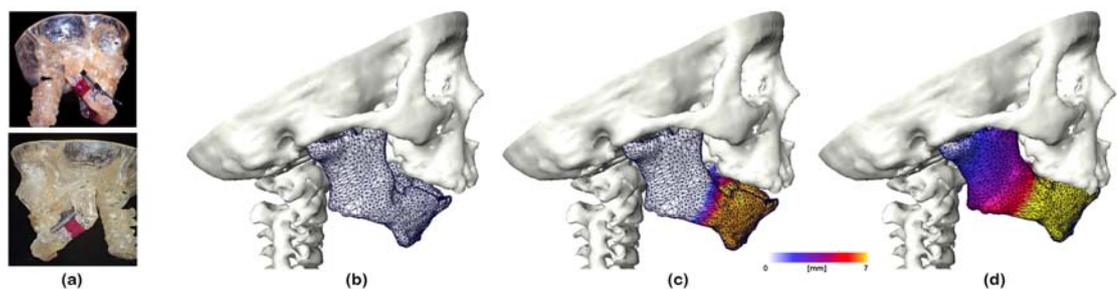


Abbildung 6.10: a) Planung am STL-Modell, b) Planung am computergrafischen 3D Modell, c) Distraction um ca. 6 mm, d) Unterkieferrotation zur Okklusionsbewertung

6. Fallstudien

Im Gegensatz zur ersten Fallstudie erfolgte im Rahmen der Simulation *kein* Knochnschnitt, d.h. keine Trennung der entsprechenden Modellstrukturen, da der Knochenspalt nach Verlagerung der mobilisierten Knochensegmente nicht geschlossen wäre, sodass Weichgewebe bei der Deformationssimulation in die Kallusregion ausweichen könnte. Um der Knochenneubildung Rechnung zu tragen, wurde das Unterkiefermodell in der Umgebung des Distraktionsspaltens lediglich gestreckt und die Verzerrung des polygonalen Modells gleichmäßig auf die gesamte Distraktionstrecke verteilt (Abb. 6.10 c,d). Diese Art der Modellierung einer Kallusdistraktion erscheint für die anschließende Weichgewebebeurteilung sehr gut geeignet. Das entsprechende Simulationsergebnis ist in Abbildung 6.11 gezeigt. Einzig die Wahl des Scanbereiches (FoV) gibt Anlass zur Kritik. Für eine Weichgewebebeurteilung nach Unterkiefermodifikation sind CT-Aufnahmen gefordert, in denen die Kinnregion vollständig erfasst ist.

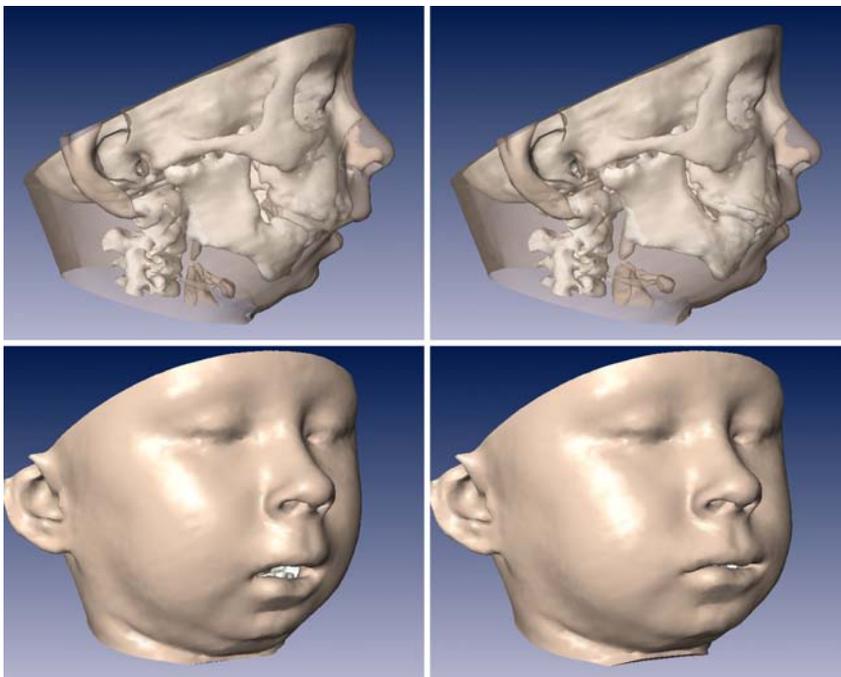


Abbildung 6.11: 3D Weichgewebebeurteilung nach Unterkieferdistraktion

6.2 Unterkieferasymmetrie

Für eine 27-jährige Patientin mit einer Asymmetrie des Gesichtes in der En-Face-Ansicht aufgrund einer Längendifferenz von ca. 8 mm zwischen den beiden vertikalen Unterkieferästen sollte herausgefunden werden, welche Therapie zu einer harmonischen, für die Patientin hübscheren Gesichtsform führt (Abb. 6.12). Es bestand die Möglichkeit einer einseitigen Distraktion des linken vertikalen Unterkieferastes mit daraus resultierender Verlängerung des Gesichtes, einer einseitigen

Verkürzung des rechten aufsteigenden Unterkieferastes oder einer Kombination aus beidem, wobei die jeweiligen Anteile der Verlagerungsstrecken einen entscheidenden Einfluss auf die resultierende Gesichtsform haben. Diese Planung wurde von Dr. Sader, seinerzeit am Klinikum rechts der Isar angeregt.

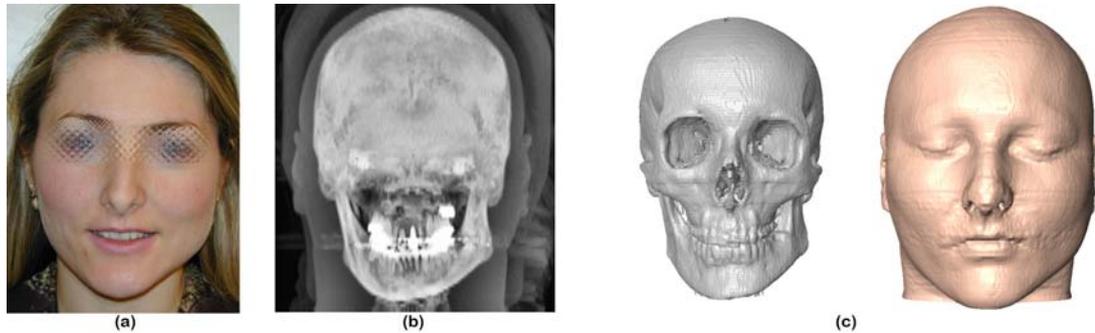


Abbildung 6.12: a) Ausgangssituation, b) coronale Projektionsansicht aus den CT-Daten, c) 3D Rekonstruktion des Schädels und des Weichgewebes

Die CT-Daten, bestehend aus 109 transversalen Schichten im Format 512×512 mit einem Schichtabstand von 2 mm, wurden mit einem 2D Medianfilter geglättet und in ein 3D Skalarfeld überführt. Bei der 3D Modellrekonstruktion wurde insbesondere auf die Reduktion von Metallartefakten und die korrekte Segmentierung dünner knöcherner Strukturen geachtet. Das resultierende polygonale Oberflächengitter, bestehend aus 3,4 Millionen Dreiecksflächen (Abb. 6.12 c), wurde lokal adaptiv auf knapp 200 000 Dreiecksflächen reduziert (Abb. 6.13 a) und hinsichtlich der Gittergenerierung optimiert (siehe Abschnitt 3.5). Der mittlere Simplifizierungsfehler betrug im Resultat 0,05 mm und lediglich 0,01 % der Oberfläche wich um mehr als 0,5 mm vom hochauflösten Modell ab. Das aus dem vergrößerten 3D Planungsmodell resultierende Volumengitter setzte sich aus knapp 1,8 Millionen Tetraederelementen zusammen (Abb. 6.13 b).

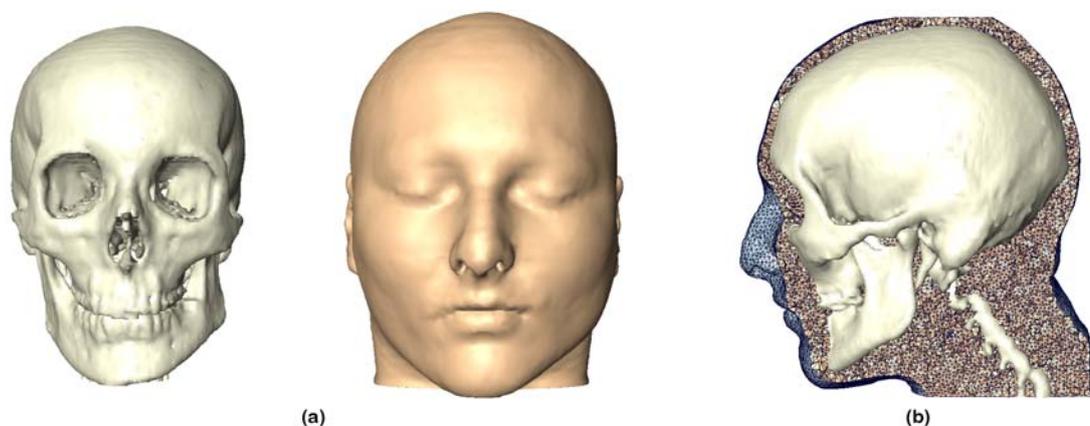


Abbildung 6.13: a) 3D Planungsmodell, b) Schnitt durch das Weichgewebegitter

6. Fallstudien

Für die Symmetriebewertung wurde das 3D Planungsmodell in einem kephalometrischen Koordinatensystem ausgerichtet, das sich aus der Medianebene und der Frankfurter Horizontalebene aufspannen lässt (siehe Abschnitt 4.1). Mit Hilfe zusätzlicher Planungsebenen und Distanzmessungen konnte die Asymmetrie am Modell quantifiziert werden (Abb. 6.14). So ergab sich eine vertikale Differenz von 10,8 mm, lotrecht gemessen zwischen dem frontal gesehenen Extrempunkt des Kieferwinkels und der Frankfurter Horizontalebene, sowie eine horizontale Differenz von 14,2 mm, lotrecht gemessen zur Medianebene. Zwischen den aufsteigenden Unterkieferästen lag eine euklidische Längendifferenz von ca. 9 mm vor. Die Winkel- fehlstellung des Unterkiefers zur symmetrischen Lage in der Frontalansicht beträgt ca. $6,6^\circ$.

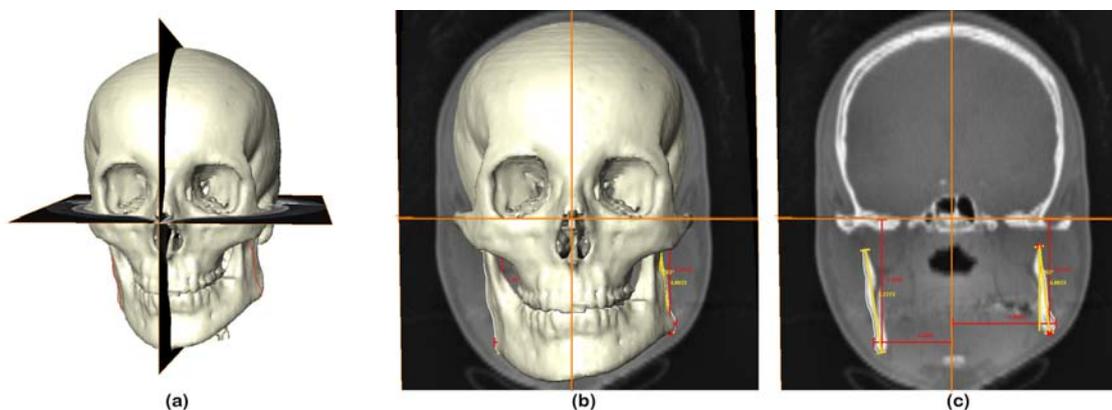


Abbildung 6.14: a) 3D Schädelmodell im Planungskoordinatensystem, b) Mess-ebene durch die Kieferwinkel und die Sattelpunkte der vertikalen Unterkieferäste, c) Längendifferenzen und Winkel Fehlstellungen

Im Rahmen der Planung erfolgte rechtsseitig eine doppelte Osteotomie zur Verkürzung des vertikalen Kieferastes sowie eine linksseitige Bestimmung der Osteotomie- linie für die Distraction. Um die Gesichtsform besser bewerten zu können wurde ein frontales Foto mit der 3D Simulation überlagert, was einen etwas realistischeren Ge- samteindruck vermittelte. Die Verwendung von Oberflächentexturen auf Basis von Fotografien würde diesen Eindruck noch deutlich verbessern. Die folgenden The- rapievarianten wurden simuliert und die zu erwartende Gesichtsform aufgrund der resultierenden Weichgewebedeformation berechnet:

Einseitige Distraction des aufsteigenden Unterkieferastes

Eine ausschließliche Distraction des linken vertikalen Unterkieferastes ist aus Sicht der Erhaltung der dentalen Okklusion problematisch. Dennoch sollte das Ergebnis eines einseitigen Ausgleiches der Asymmetrie überprüft werden. In Abbildung 6.15 ist die Korrektur in Relation zum Schädel verdeutlicht und die Abschätzung der resultierenden Gesichtsform gezeigt.

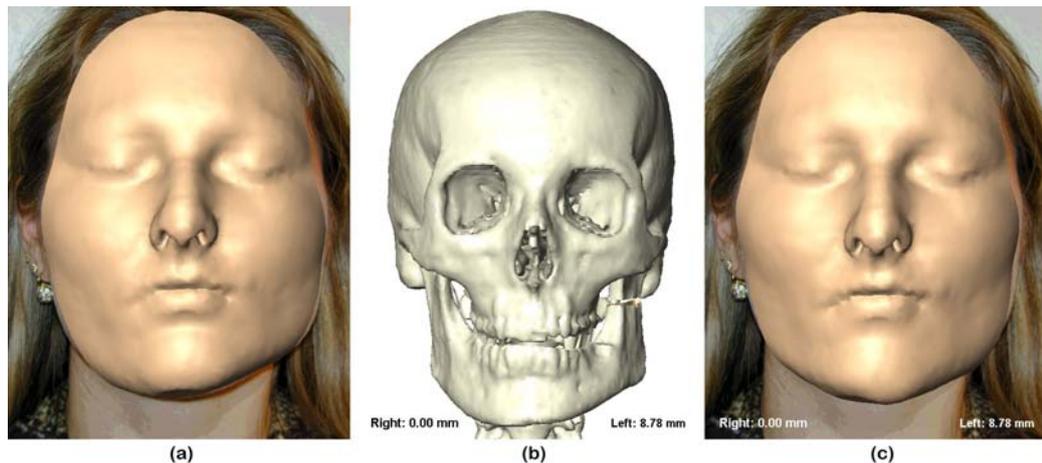


Abbildung 6.15: a) Ausgangssituation, b) Distraktion linksseitig um ca. 8,8 mm, c) 3D Weichgewebebeurteilung

Einseitige Verkürzung des aufsteigenden Unterkieferastes

Auch eine ausschließliche Verkürzung des rechten vertikalen Unterkieferastes ist nicht die Behandlungsmethode der Wahl. In der Simulation ist die daraus resultierende Verkürzung des Gesichtes gut erkennbar (Abb. 6.16).

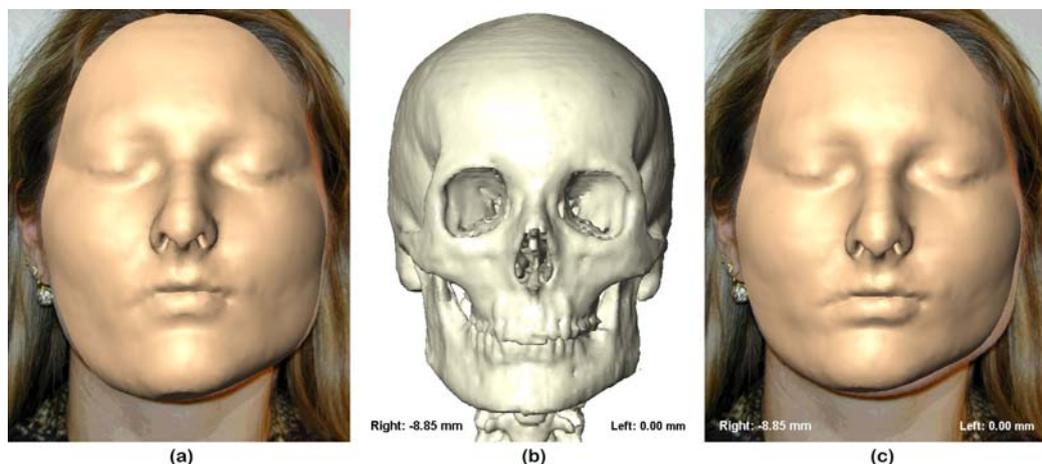


Abbildung 6.16: a) Ausgangssituation, b) Verkürzung rechtsseitig um ca. 8,8 mm, c) 3D Weichgewebebeurteilung

Kombinierte Distraktion und Verkürzung

Angestrebt war eine beidseitige Korrektur, und es galt herauszufinden, in welchem Verhältnis die Distraktion zur Verkürzung erfolgen soll. Aus den vorangehenden Simulationen konnte die Patientin bereits abschätzen, ob ihr eher ein längeres oder ein runderes Gesicht zusagt. In einer Animation wurden die möglichen Kombinationen 'durchfahren' und die Patientin konnte diejenige auswählen, die ihr am besten

6. Fallstudien

gefällt. Das entsprechende Verhältnis wurde zu jeder Kombination angezeigt und kann somit als quantitative Planungsvorgabe verwendet werden (Abb. 6.17).

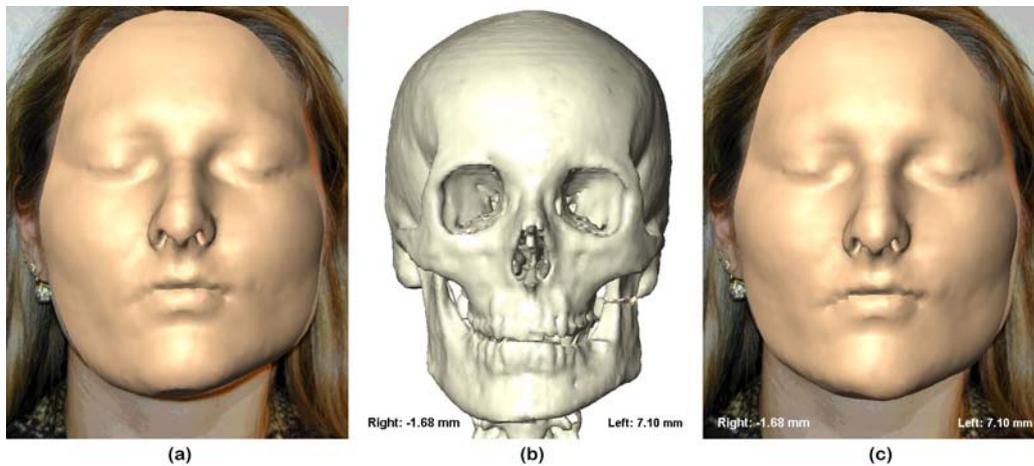


Abbildung 6.17: a) Ausgangssituation, b) Distraction linksseitig um 7,1 mm, Reduktion rechtsseitig um 1,7 mm, c) 3D Weichgewebebeurteilung

Entfernung bzw. Anlagerung von Knochen

Der Nachteil des vorangehend beschriebenen Behandlungskonzeptes ist die Störung einer etablierten dentalen Okklusion. Betrachtet man den Unterkiefer genauer, dann kann man erkennen, dass der rechte *horizontale* Unterkieferast stärker ist als der linke. Alternativ zur Korrektur der aufsteigenden Äste lässt sich auch autogenes Knochenmaterial am linken horizontalen Ast anlagern und etwas Knochen am unteren Rand des rechten Astes abtragen. Eine Simulation dieser Behandlungsvariante ist in Abbildung 6.18 gezeigt und führte zu einem vergleichbaren Ergebnis wie die vorab gezeigte kombinierte Variante.

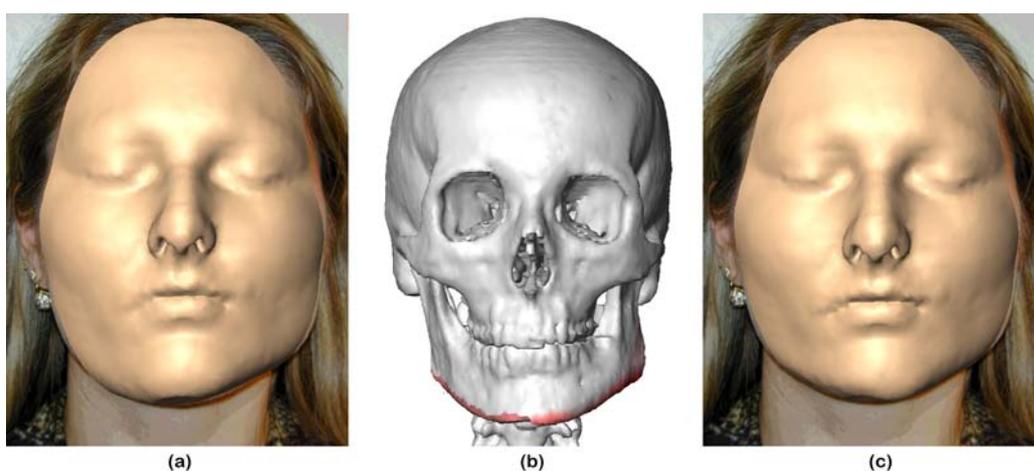


Abbildung 6.18: a) Ausgangssituation, b) Knochenanlagerung linksseitig, Knochenabtrag rechtsseitig, c) 3D Weichgewebebeurteilung

Die Entwicklungserkenntnisse lagen bei dieser Fallstudie vorrangig im Bereich der Modellgenerierung. Die Volumendiskretisierung war zu fein und führte zu relativ langen Berechnungszeiten (≥ 30 min) mit enormen Hauptspeicherbedarf (≥ 7 GB). Für die Berechnung auf der SGI Onyx II musste die KASKADE Software im Rahmen der vorliegenden Arbeit auf eine 64 Bit Version portiert werden. Es konnte ferner abgeleitet werden, dass das Weichgewebegitter, ausgehend von einer fein triangulierten Oberfläche, im Innern nicht mit derselben sondern einer kontrolliert ansteigenden Diskretisierung fortgeführt werden sollte. Im Resultat führte das zu dem in Kapitel 3 beschriebenen Verfahren der *geführten Knotenplatzierung*, mit dem sich die Gitterauflösung um den Faktor 2–4 reduzieren lässt. Generell erscheint auch eine Oberflächenauflösung von 200 000 Dreiecksflächen für das Planungsmodell nicht erforderlich. Vermessungen können an dem aus der Segmentierung resultierenden hochaufgelösten Modell vorgenommen werden, und für die Schnitt- und Umstellungsplanung genügt eine geringere Auflösung mit ca. 100 000 Dreiecksflächen, solange die planungsrelevanten Bereiche ausreichend Detail besitzen.

6.3 Bignathe Fehlstellungen

Komplexe Form- und Lageanomalien der Kiefer, die nicht allein durch kieferorthopädische Maßnahmen korrigiert werden können, stellen einen weiteren Schwerpunkt für die computergestützte Osteotomieplanung mit Weichgewebeprädiktion dar. Das spiegelt sich u.a. auch in der Anzahl der entsprechenden Fälle wider, für die im Verlauf der Arbeit eine Planung angefordert wurde. Eine einseitige Mobilisierung des Ober- bzw. Unterkiefers und die korrekte Einstellung der dentalen Okklusion ist von erfahrenen Chirurgen noch relativ sicher und ohne aufwändige Planung durchführbar. Kombinierte, sogenannte bimaxilläre Umstellungsosteotomien sind hinsichtlich Planung und operativer Durchführung weitaus komplizierter und erfordern im Hinblick auf die optimale maxillo-mandibuläre Relation eine sehr sorgfältige Therapieplanung. Da aus Sicht der Okklusionseinstellung theoretisch beliebig viele Kombinationsmöglichkeiten existieren, gilt es u.a. diejenige zu bestimmen, die aus Sicht der resultierenden Gesichtsästhetik favorisiert wird. Nachfolgend wird an fünf Fallbeispielen demonstriert, welche Auswirkung eine gemeinsame Verlagerung von Ober- und Unterkiefer auf die Gesichtsform besitzt und welchen Nutzen eine Prädiktion der Weichgewebe sowohl für Chirurgen als auch für die betroffenen Patienten und deren Angehörige darstellt.

6.3.1 Fall I

Für einen 25 jährigen Patienten mit erheblicher Progenie, maxillärer Retrognathie und daraus resultierendem frontal offenem Biss (Abb. 6.19) war eine bimaxilläre Verlagerung (siehe Abschnitt 1) mit hoher Le Fort-I Osteotomie und stufenförmiger

6. Fallstudien

sagittaler Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste vorgesehen. Hierbei handelt es sich um die *zweite*, im Rahmen dieser Arbeit durchgeführte Planung. Behandelnder Chirurg war Dr. Zeilhofer, seinerzeit am Klinikum rechts der Isar in München.



Abbildung 6.19: präoperative Ausgangssituation

Die klinische Vorplanung erfolgte zum einen anhand eines lateralen Kephhalogramms in Kombination mit der 2D Planungssoftware Dentofacial Planner™ und zum anderen an einem Stereolithografiemodell, an dem die Schnittlinien definiert und die Verlagerung hinsichtlich der funktionellen Rehabilitation im Rahmen der Modellplanung bewertet wurden (Abb. 6.20). Gewünscht war eine entsprechende Planung am 3D Computermodell mit Prädiktion der räumlichen Weichgewebeverlagerung.

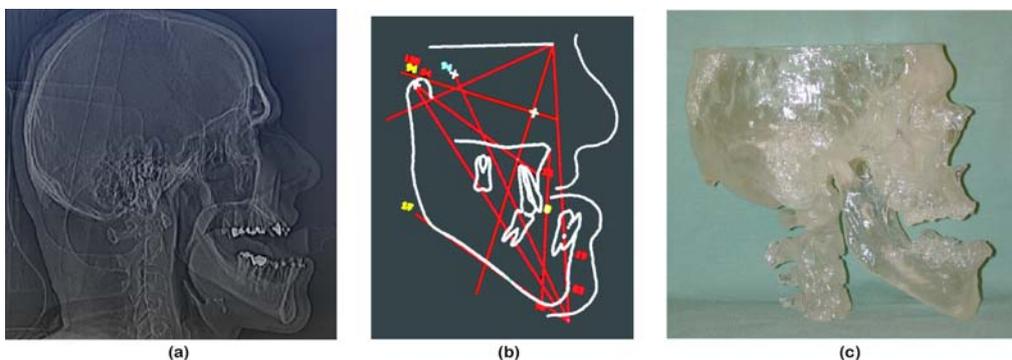


Abbildung 6.20: a) laterales Kephhalogramm, b) 2D Planung mit der Dentofacial Planner™ Software, c) Kunstharzmodell zur 3D Planung

Die 3D Modellrekonstruktion erfolgte aus 95, im Abstand von 2 mm akquirierten CT Schichten der Größe 512×512 , wobei zur Datenreduktion, entsprechend der ersten Fallstudie, ein *resampling* auf 256×256 Bildpunkte durchgeführt wurde. Um bei der Modellrekonstruktion aus den CT-Daten eine vereinfachte Trennung von Ober- und Unterkiefer vornehmen zu können, wurde der Patient aufgefordert, während der Aufnahme mit den Schneidezähnen auf einen Kunststofftubus zu beißen (Abb. 6.21 a). Diverse Zahnfüllungen erschwerten dennoch eine erste Ober-

flächenrekonstruktion via Schwellenwert durch z.T. erhebliche Abschattungen im CT mit daraus resultierenden Metallartefakten (Abb. 6.21 b–d).

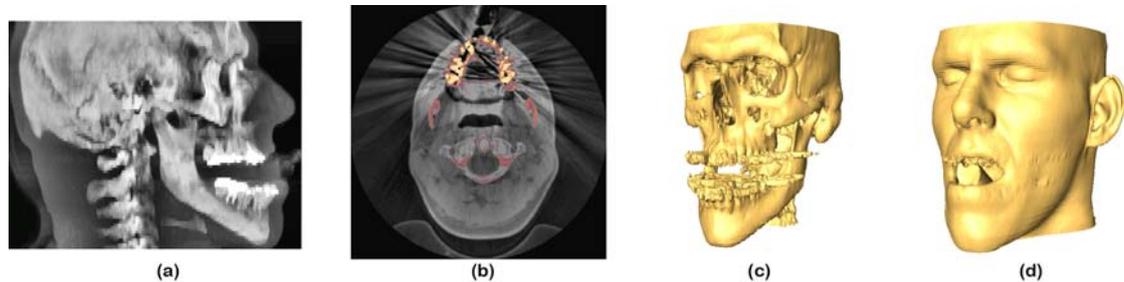


Abbildung 6.21: a) laterale Projektionsansicht aus den CT-Daten, b) transversale Schicht mit Abschattungsfehlern, c) Iso-Oberfläche bei -250 HU und d) bei 350 HU

In der nachfolgenden Feinsegmentierung erfolgte eine Rekonstruktion der Zahnstrukturen durch Interpolation über stark gestörte Schichten bei geeignetem Grauwertfenster. Dabei wurde auch der Kunststofftubus aus dem Modell entfernt. Die Jochbeinregion und Bereiche des Mittelgesichtsknochens erforderten ebenfalls eine manuelle Segmentierung, um die planungsrelevanten infraorbitalen Ausgänge des *Nervus maxillaris* zu rekonstruieren (Abb. 6.22 a). Lediglich für die Orbitawände erfolgte keine aufwändige Nachbearbeitung, da diese Bereiche nicht planungsrelevant sind. Das aus der Segmentierung resultierende Oberflächenmodell setzt sich aus ca. 1,2 Millionen Dreiecksflächen zusammen, deren Anzahl für ein handhabbares Planungsmodell auf etwas mehr als 100 000 reduziert wurde (Abb. 6.22 b). Das aus dem vergrößerten Oberflächenmodell generierte Gitter des Weichgewebes besteht aus ca. 500 000 Tetraederelementen (Abb. 6.22 c).

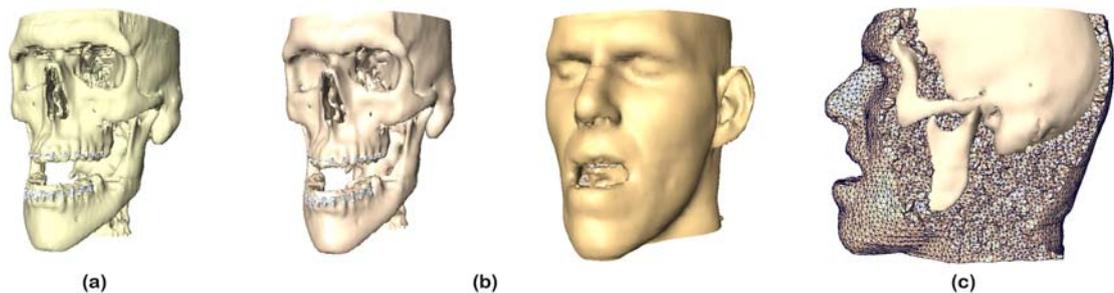


Abbildung 6.22: a) 3D Schädelmodell nach Feinsegmentierung, b) vergrößertes 3D Planungsmodell, c) Tetraedergitter des Weichgewebes

Am 3D Modell mit nachträglich geschlossenem Unterkiefer wurde eine Fehlstellung von ca. 20 mm zwischen der hinteren Kante der oberen Schneidezähne und der vorderen Kante der unteren Schneidezähne vermessen (Abb. 6.23 a). Statt einer Separation der knöchernen Strukturen in der Segmentierungsphase wurden die Osteotomielinien, die aus der Planung am medizinischen RP-Modell vorgegeben waren, in der 3D Ansicht auf das polygonale Planungsmodell übertragen (Abb. 6.23 b).

6. Fallstudien

Auf diese Art ließen sich die Osteotomielinien genauer reproduzieren. Eine *Knochenschnittplanung* war im Rahmen der Untersuchung nicht gefordert, da diese bereits am Kunstharzmodell erfolgte. Ziel war lediglich die Prognose der Weichgewebeanordnung bei verschiedenen Verlagerungskombinationen der mobilisierten Kiefersegmente, die über die Osteotomielinien am 3D Modell selektiert wurden (siehe Abschnitt 4.2 auf Seite 129).

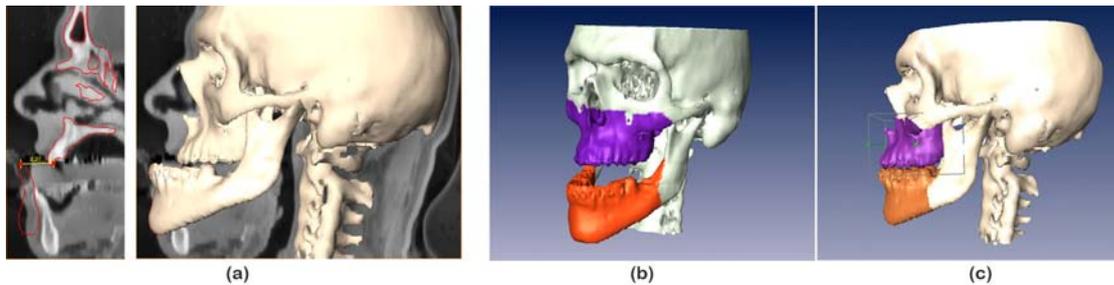


Abbildung 6.23: a) Abstandsmessung zwischen den oberen und unteren Schneidezahnkanten am 3D Planungsmodell nach Unterkieferrotation, b) Osteotomie- und c) Umstellungsplanung am Schädelmodell

In der Umstellungsplanung erfolgte eine 20 mm Vorverlagerung des Oberkiefers und eine 15 mm Rückverlagerung des Unterkiefers, um eine möglichst große Variationsbreite aller möglichen, zu einer Regel gerechten Okklusion führenden Verlagerungskombinationen testen zu können. Diese wurden in 0,1 mm Schritten eingestellt und die Simulationsergebnisse in einer animierten Darstellung als Videosequenz aufbereitet, die dem Chirurgen und auch dem Patienten sowie seinen Eltern zur Anschauung und Bewertung des Operationsergebnisses vorgeführt wurde. In Abbildung 6.24 sind einige exemplarische Simulationsergebnisse in der Profilansicht gezeigt.

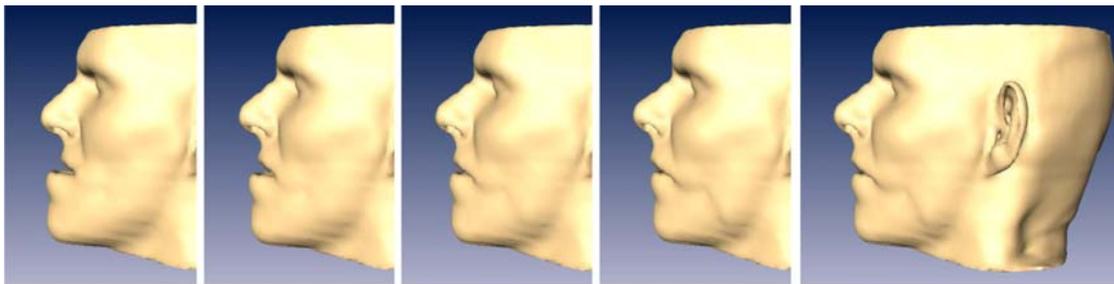


Abbildung 6.24: exemplarische Ergebnisse der 3D Weichgewebebrädiktion

Ein ansprechendes ästhetisches Ergebnis hinsichtlich Gesichtsprofil, Nasen- und Wangenform stellte sich bei einer Oberkiefervorverlagerung von 8 mm und einer Unterkieferrückverlagerung von 12 mm ein, die auch entsprechend operativ umgesetzt wurde. Postoperative Profild Fotografien zeigen in einer überlagerten Darstellung mit der simulierten Weichgewebeanordnung (Abb. 6.25) bereits eine gute Überein-

stimmung. Auf die Möglichkeiten einer quantitativen Überprüfung der Simulationsergebnisse wird im nachfolgenden Kapitel 7 eingegangen.

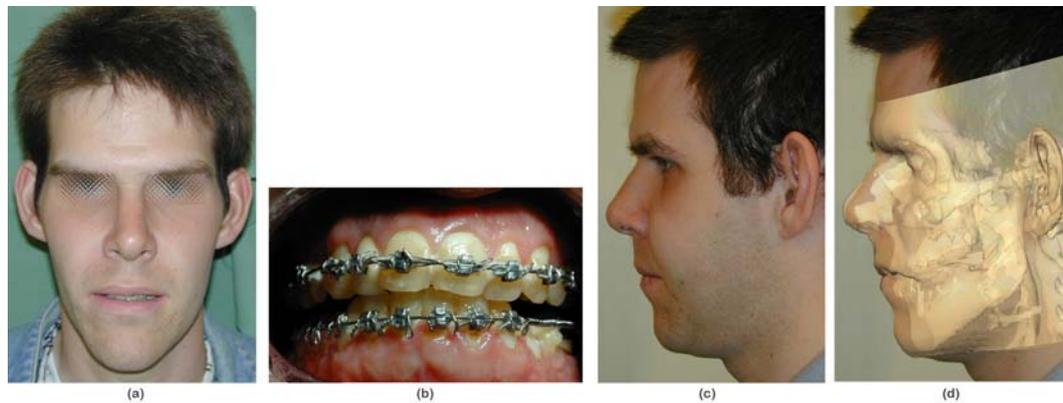


Abbildung 6.25: a) postoperatives Ergebnis in der En-Face Ansicht, b) dentale Okklusion nach Umstellungsosteotomie, c) postoperatives Ergebnis in der Profilansicht, d) mit überlagertem Simulationsergebnis

Dieser Fall demonstriert sehr gut, welche Bedeutung die Weichgewebeprädiktion als zusätzliches Planungskriterium besitzt. Eine funktionelle Rehabilitation ist bereits mit der Wiederherstellung der dentalen Okklusion gegeben. Welche der dabei möglichen Verlagerungsvarianten zu einer optimalen ästhetischen Rehabilitation führt, blieb bei den bisherigen Planungsverfahren weit gehend offen. Durch die Möglichkeit der Planung am individuellen 3D Modell mit *verlässlicher* Simulation der resultierenden Gesichtsform erhält ein Chirurg mehr Planungssicherheit und es kann vor allem eine weitaus anschaulichere Patientenaufklärung erfolgen als am Schädelmodell allein. Die Interessen eines Patienten können auf diese Art besser berücksichtigt und der Operateur etwas aus seiner Verantwortung genommen werden, sofern die Planung operativ auch korrekt umgesetzt wird. Eine 3D Planung mit entsprechender Dokumentation leistet so auch einen Beitrag zur Qualitätssicherung.

Aus dieser Fallstudie wurde die Erkenntnis gewonnen, dass zur Einstellung der dentalen Okklusion eine bestmögliche Zahnrekonstruktion unter Wahrung planungsrelevanter Details erforderlich ist. Die Vermeidung eines Zahnkontaktes zwischen Ober- und Unterkiefer während der CT-Aufnahme erleichtert die Segmentierung und führt zu einer verbesserten Modellrekonstruktion. Zu beachten ist hierbei allerdings, dass der Mund in einer entspannten Position sein sollte und kein *fester* Lippenschluss vorliegt. Eine 5 mm Wachsplatte, die Zähne und auch Lippen in lockerer Auflage voneinander trennt, erscheint zweckmäßig. Die Umstellungsplanung durch Selektion von Teilbereichen der Knochengometrie und deren Transformation ist zwar ein prinzipieller Lösungsweg, doch eine *echte Schnittplanung* am 3D Planungsmodell ermöglicht eine genauere Bewertung des Schnittverlaufes bzgl. innen liegender Risikostrukturen, wie z.B. Nerven, Blutgefäße und Zahnwurzeln und führt zudem zu besser interpretierbaren Ergebnissen bei der räumlichen Verlagerung von Knochensegmenten [Zachow et al., 2001b].

6. Fallstudien

6.3.2 Fall II

Für den 20-jährigen David, mit äquivalenter, wenn auch nicht ganz so stark ausgeprägter Dysgnathie wie in der vorangehenden Fallstudie, war ebenfalls eine bi-maxilläre Operation vorgesehen (Abb. 6.26 a,b). Es galten die selben Behandlungsvorgaben und der behandelnde Chirurg war wiederum Dr. Zeilhofer in München. Aufgrund seines Interesses an der computergestützten Planung und seiner hohen Motivation wurde David von Anfang an in den Planungsprozess involviert.

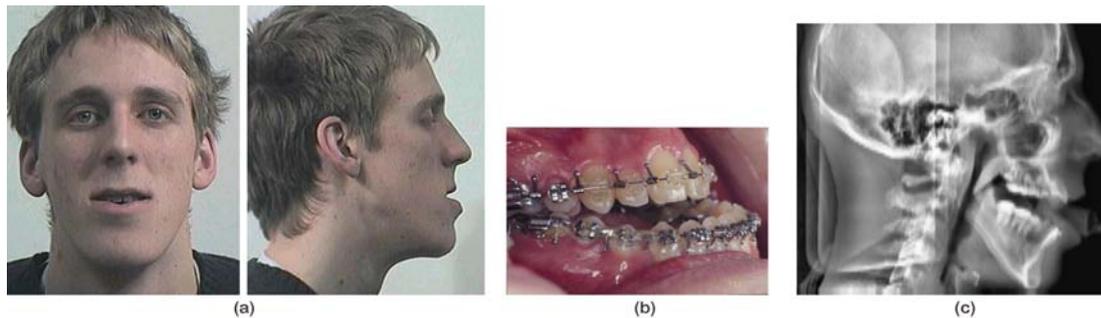


Abbildung 6.26: a) Ausgangssituation, b) dentale Okklusion, c) aus den CT-Daten berechnete laterale Projektionsansicht

Planungsbasis waren 100, im Abstand von 2 mm akquirierte CT-Schichten der Größe 512×512 , die vor der Rekonstruktion mit einem 3×3 Medianfilter homogenisiert wurden (Abb. 6.26 c). Die Datenerfassung erfolgte mit leicht geöffnetem Mund durch Biss auf einen Kunststofftubus, wobei diesmal darauf geachtet wurde, dass die Lippen nicht so fest um den Tubus geschlossen sind, um eine verbesserte Modellrekonstruktion zu gewährleisten. Bei der Segmentierung wurde auf die korrekte Repräsentation der infraorbitalen Nervenausgänge am Schädelmodell geachtet, da diese im Verlauf der Planung einer hohen Le Fort-I Osteotomie berücksichtigt werden müssen. In den Daten lagen nur relativ geringe Metallartefakte aufgrund von Zahnfüllungen vor, sodass eine gute Rekonstruktion der Zähne für eine genauere Okklusionseinstellung erfolgen konnte. Das aus der Segmentierung resultierende, hochaufgelöste Oberflächenmodell bestand aus 4,28 Millionen Dreiecksflächen und wurde krümmungsabhängig und unter Berücksichtigung lokaler Detailforderungen adaptiv auf ca. 100 000 Dreiecksflächen vergrößert (Abb. 6.27 a,b).

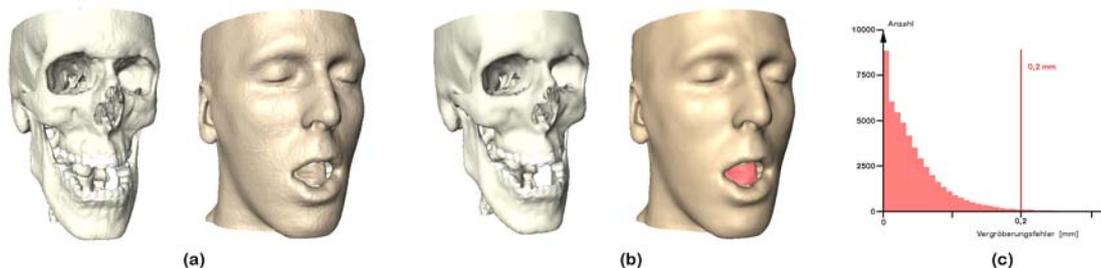


Abbildung 6.27: 3D Modellrekonstruktion: a) 4,28 Millionen Dreiecke, b) 100 000 Dreiecke, c) Histogramm des Vergrößerungsfehlers

Der mittlere Abstand zwischen dem hochaufgelösten und dem vergrößerten Modell beträgt 0,04 mm, wobei sich für 98,8 % der gesamten Oberfläche eine Abweichung unter 0,2 mm ergab (Abb. 6.27 c). Aus der triangulierten Oberfläche des vergrößerten Planungsmodells wurde ein Volumengitter, bestehend aus ca. 400 000 Tetraederelementen generiert, das als Grundlage für die Weichgewebesimulation dient.

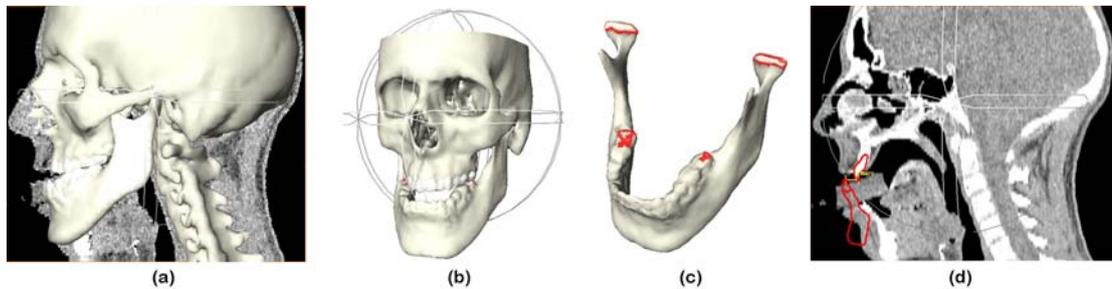


Abbildung 6.28: 3D Okklusionsbewertung: a) Unterkieferrotation um die Gelenkachse, b) Zahnkontaktdetektion, c) Messung in einer Schnittebene

Anhand des 3D Planungsmodells erfolgte eine quantitative Bewertung der Fehlstellung durch Rotation des Unterkiefers in eine geschlossene Position und anschließende Vermessung der Distanz zwischen den oberen und unteren Schneidezahnkanten (Abb. 6.28). Hierbei musste ein forcierter Kieferschluss über die Position des ersten Zahnkontaktes hinaus erfolgen (Abb. 6.28 b,c). Die gemessene Verlagerungsstrecke zur Erlangung einer korrekten dentalen Okklusion lag bei ca. 12 mm, und es galt wie auch schon im vorangehenden Fallbeispiel herauszufinden, mit welchen Verlagerungsanteilen von Ober- und Unterkiefer eine harmonische Gesichtsförmung bei optimaler funktioneller Rehabilitation erzielt werden kann. Dazu erfolgte in einem ersten Schritt, in Analogie zur Planung am Stereolithografiemodell, die computergestützte Modellplanung, wobei die Osteotomielinien für die hohe Le Fort-I Osteotomie und die sagittale Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste entsprechend der in Abschnitt 1.3 beschriebenen chirurgischen Vorgaben am 3D Planungsmodell angezeichnet wurden (Abb 6.29) [Zachow et al., 2002].

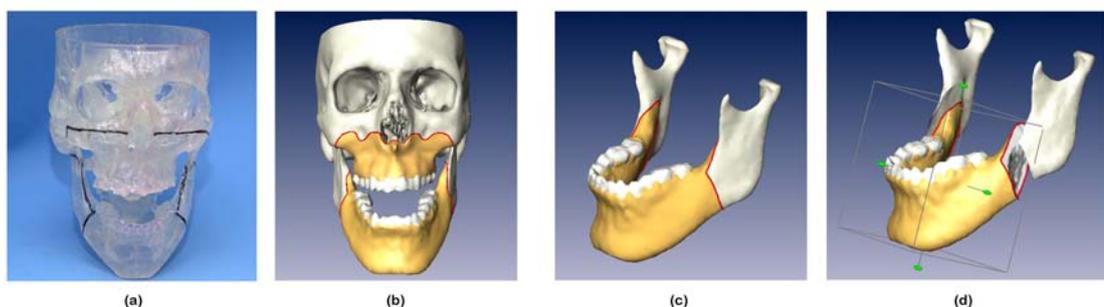


Abbildung 6.29: a) Osteotomieplanung am polygonalen 3D Planungsmodell im Vergleich zur Planung am Stereolithografiemodell

6. Fallstudien

Vor der eigentlichen Trennung der Modellstrukturen erfolgte eine Projektion der CT-Daten auf die generierten Schnittflächen zur Bewertung des inneren Schnittverlaufes bezüglich des mandibulären Nerves (Abb. 6.29 d). Nach der Mobilisierung der zu verlagernden Knochensegmente erfolgte sowohl ein Vorschub des Oberkiefers um 14 mm in der hohen Le Fort-I Ebene mit einer Vorwärtsrotation um ca. 6°, als auch eine Rückverlagerung des Unterkieferkorpus um 10 mm mit entsprechender Gegenrotation (Abb. 6.30).

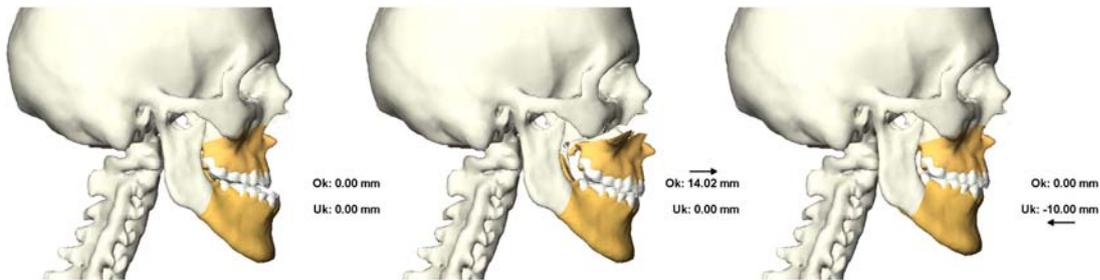


Abbildung 6.30: 3D Umstellungsplanung: links) Ausgangssituation, mitte) Oberkieferververlagerung, rechts) Unterkieferrückverlagerung

Zu beiden Verlagerungsvarianten und zur Gelenkrotation erfolgte je eine numerische Weichgewebesimulation, deren Ergebnisse im Anschluss linear gewichtet und überlagert, dreidimensional dargestellt werden können (Abb. 6.31).

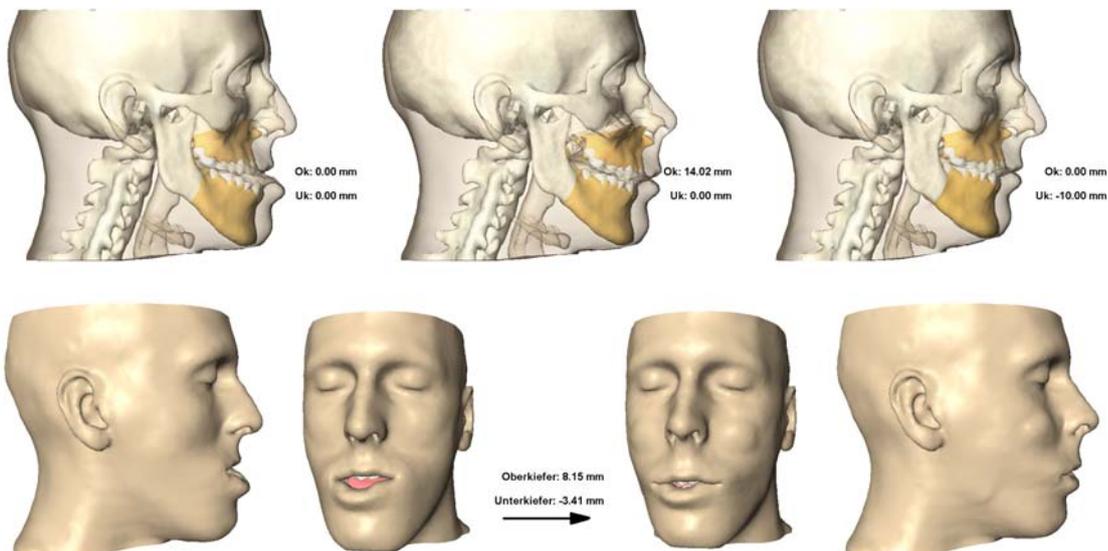


Abbildung 6.31: oben: Simulationsergebnisse zu Abb. 6.30, unten: links) Ausgangssituation, rechts) OK 8 mm vor – UK 3,5 mm zurück

Der Einsatz neuer Planungstechniken wurde von David mit großem Interesse verfolgt und die 3D Planungswerkzeuge auch von ihm selbst genutzt, wobei er durch

den Einsatz von Stereo-Visualisierungstechniken einen realistischen räumlichen Eindruck von allen dargestellten Planungsergebnissen erhielt (Abb. 6.32 a,b). Aus der Planung resultierte letztendlich nach allseitiger Absprache eine Vorverlagerung des Oberkiefers um ca. 8 mm und eine Rückverlagerung des Unterkiefers um 3,5 mm. Die Überlagerung der prognostizierten Weichgewebeanordnung mit einer postoperativ angefertigten Profilfotografie belegt dabei wieder eine gute Übereinstimmung zwischen Simulation und Realität (Abb. 6.32 c,d).

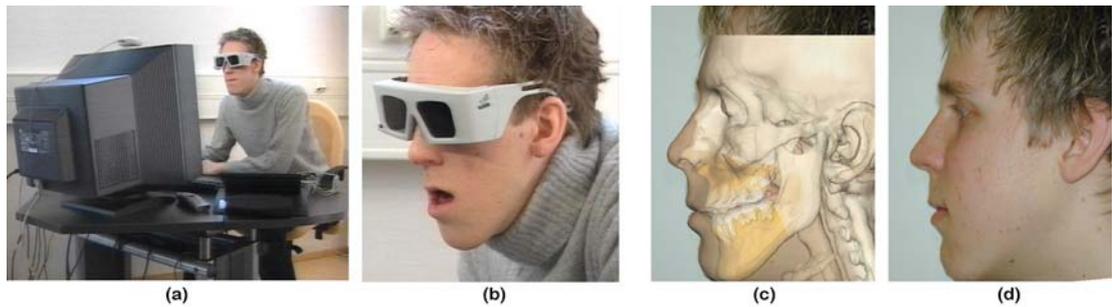


Abbildung 6.32: a) Patientenaufklärung mit informationstechnischen Methoden, b) David bei der Bewertung eines an ihm durchzuführenden chirurgischen Eingriffs, c) überlagerte Darstellung von Weichgewebeprognose und d) postoperativem Ergebnis

Dieses Fallbeispiel stellte eine große Motivation für die Bearbeitung des Themas dar und somit gilt David mein besonderer Dank. Es konnte erfolgreich demonstriert werden, wie ein Patient in die Therapieplanung mit einbezogen werden kann und es zeigte sich, dass wie bereits in Kapitel 1 zitiert, die Motivation eines Patienten ein nicht zu unterschätzender Faktor für eine erfolgreiche Therapie ist [Reuther, 2000]. Abschließend soll nicht unerwähnt bleiben, dass David vor einer Folgeoperation zur Korrektur seines Kinns (Genioplastik) darauf bestand, das Ergebnis vorab berechnet zu bekommen, obwohl dieser Eingriff im Rahmen der OP von einem erfahrenen Chirurgen einfach und gut bewertet werden kann.

6.3.3 Fall III

Von Dr. Nkenke aus Erlangen kam im Januar 2003 die Anfrage zu einer Planung für eine 35-jährige Patientin mit Kieferfehlstellung. Es lag ein extrem hoch aufgelöster Datensatz eines Siemens Somatom 5 Spiral-CT mit 423 im Abstand von 0,5 mm rekonstruierten, transversalen Schichten der Matrix 512×512 vor (Abb. 6.33 a,b). Eine erste Schwellenwertbasierte Oberflächenrekonstruktion lieferte bereits beachtliche Ergebnisse, doch aufgrund von Zahnfüllungen lagen noch erhebliche Abschattungsfehler vor (Abb. 6.33 d,e). Zusätzlich wurden Gipsabdrücke des präoperativen Bezahnungszustandes angefertigt und mittels eines fotogrammetrischen Verfahrens digitalisiert (Abb. 6.33 c). Eine 3D-Planung am individuellen Kunststoffmodell war aus Kostengründen nicht vorgesehen.

6. Fallstudien

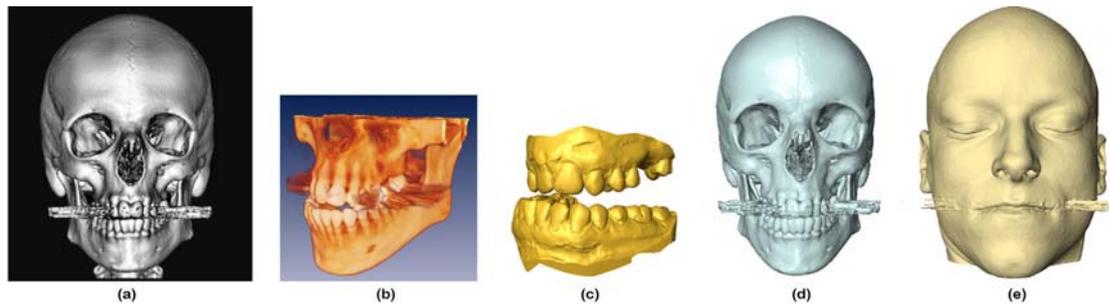


Abbildung 6.33: Ausgangssituation: a) *Volume Rendering* der CT-Daten und b) eines Ausschnittes daraus, c) digitalisiertes Gipsmodell der Kiefer, d) Iso-Oberfläche bei 220 HU und e) bei -600 HU

Die CT-Daten wurden zur 3D Modellrekonstruktion in ihrer vollen Auflösung verarbeitet. Die hohe Ortsauflösung gestattete dabei eine sehr genaue Segmentierung der sonst üblichen Problembereiche (Orbitawände, Infraorbitalregion). Trotz starker Metallartefakte ließen sich durch ein 2D *region growing* Verfahren, bei geeigneter Variation des Grauwertfensters, Zahnstrukturen segmentieren und mittels anschließender Interpolation auch gut dreidimensional rekonstruieren (Abb. 6.34 a). Das aus der Segmentierung resultierende 3D Modell setzte sich aus 4,8 Millionen Dreiecksflächen zusammen, deren Anzahl im Hinblick auf die Gittergenerierung und die interaktive Osteotomie- und Umstellungsplanung lokal adaptiv auf 240 000 reduziert wurde (Abb. 6.34 b). Der daraus resultierende Simplifizierungsfehler belief sich im Mittel auf 0,07 mm und lag für 96 % der gesamten Oberfläche unter 0,2 mm. Das aus dem vergrößerten Planungsmodell generierte Gitter des Weichgewebenvolumens setzt sich aus ca. 670 000 Tetraederelementen zusammen (Abb. 6.34 c).

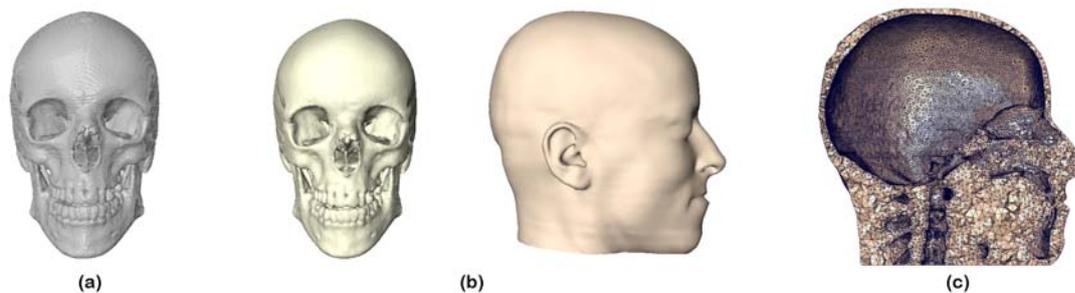


Abbildung 6.34: a) initiale 3D Modellrekonstruktion, b) vergrößertes 3D Planungsmodell, c) Tetraedergitter des Weichgewebenvolumens

Die Detailauflösung im Bereich der Zähne reicht bei CT-Aufnahmen zurzeit noch nicht aus, um eine exakte Okklusionseinstellung vornehmen zu können. Speziell die feinen Strukturen auf den Kauflächen der Backenzähne (Fissuren) lassen sich im CT nicht mit ausreichender Genauigkeit erfassen und werden bei der Reduktion von Metallartefakten zusätzlich geglättet (Abb. 6.35 oben). Die Verfügbarkeit von digitalisierten Gipsabdrücken in Kombination mit CT-Daten ermöglicht eine

genauere Okklusionsanalyse, die in diesem Fall untersucht wurde. Zu beachten ist dabei, dass im Kiefermodell das Zahnfleisch repräsentiert ist und im CT-Modell die Knochenoberfläche, da sich das Zahnfleisch bei der Datenakquisition nicht ohne zusätzliche Maßnahmen von Wangen bzw. Lippen trennen lässt. Die Transformation des digitalisierten Kiefermodells in das Koordinatensystem des aus den CT-Daten rekonstruierten 3D Planungsmodell erfolgte somit über geeignete Referenzpunkte an Zahnecken und -zwischenräumen (Abb. 6.35 oben).

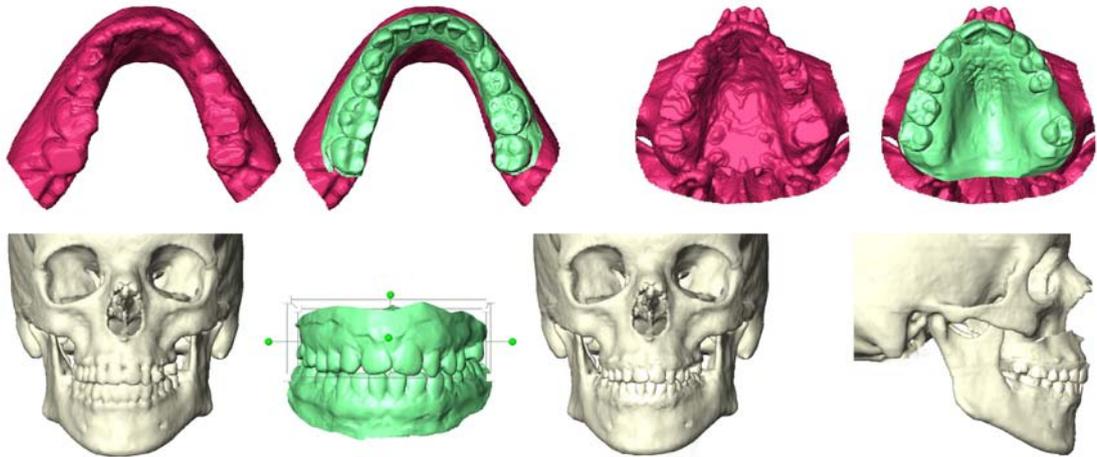


Abbildung 6.35: oben) Registrierung der digitalisierten Gipsabdrücke mit dem 3D Planungsmodell, unten) Okklusionseinstellung und Umstellungsplanung in Kombination mit dem digitalisierten Kiefermodell

Nach der Registrierung von Kiefer- und Schädelmodell erfolgte eine okklusionsgerechte Einstellung der Kiefer zueinander auf Basis des hochaufgelösten Kiefermodells (Abb. 6.35 unten), wobei zusätzlich ein speziell dafür implementiertes Verfahren zur Kollisionserkennung und -vermeidung zwischen triangulierten Oberflächenmodellen eingesetzt wurde (siehe Abschnitt 4.3). Die Osteotomielinien für eine konventionelle Le Fort-I Osteotomie sowie eine sagittale Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste wurden von Dr. Nkenke am 3D Planungsmodell angezeichnet und dieses entsprechend geschnitten (Abb. 6.36 a).

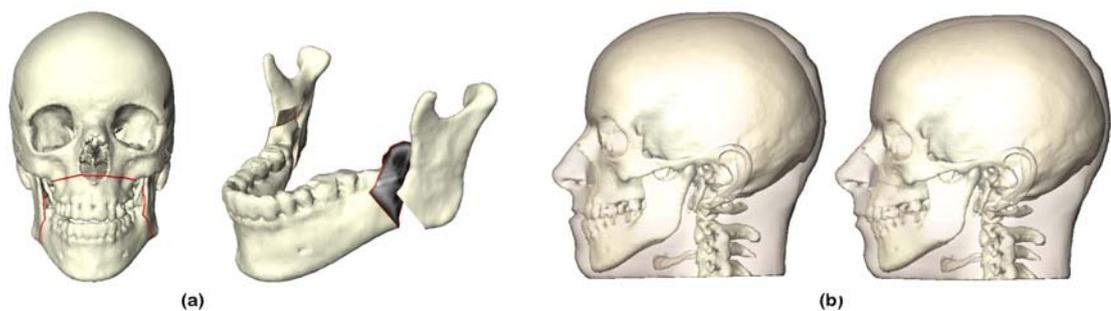


Abbildung 6.36: a) Osteotomieplanung, b) bimaxilläre Knochensegmentverlagerung am 3D Planungsmodell

6. Fallstudien

Das mobilisierte Oberkiefersegment wurde anschließend vorverlagert und distal angehoben, woraus eine Vorwärtsrotation um eine gedachte Achse durch die Kanten der oberen beiden Schneidezähne resultierte. Die Transformation wurde gleichermaßen auf das digitalisierte Kiefermodell angewendet. Das mobilisierte Unterkiefersegment wurde dann entsprechend der dentalen Okklusionsanalyse zum Oberkiefer positioniert (Abb. 6.36 b), woraus sich eine Gesamtverlagerung von ca. 7 mm ergab, die bei gleichzeitiger Bewertung der simulierten Weichgewebe zu 60 % auf den Oberkiefer und zu 40 % auf den Unterkiefer entfiel. Das Ergebnis der zugehörigen Weichgewebepräädiktion ist in Abbildung 6.37 gezeigt.

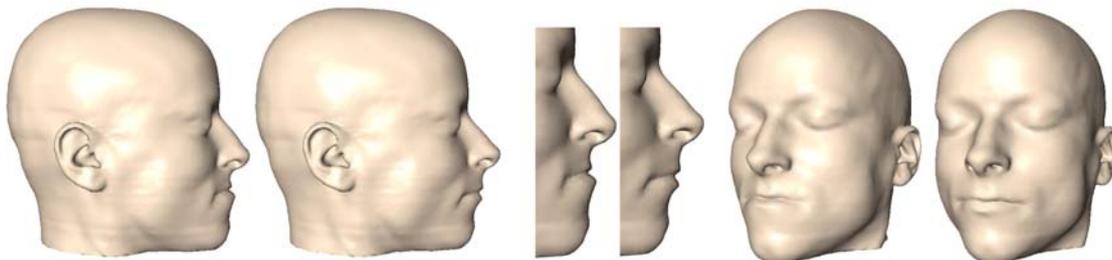


Abbildung 6.37: 3D Weichgewebepräädiktion nach geplanter Verlagerung von Ober- und Unterkiefer

Aus dieser Fallstudie kann gefolgert werden, dass die Fusion von CT-Daten und digitalisierten Kiefermodellen eine genauere Umstellungsplanung unter Berücksichtigung der dentalen Okklusion ermöglicht. Eine aufwändige Rekonstruktion der Zahnstrukturen aus dem CT bei starken Metallartefakten ist in diesem Fall nicht erforderlich [Nkenke et al., 2004]. Die einzige Voraussetzung ist, dass im CT signifikante Strukturen zur Alignierung der beiden Modelle vorliegen, was jedoch in der Regel der Fall ist. Eine Kollisions*vermeidung* im Rahmen der Kiefereinstellung ist für knöcherne Strukturen sinnvoll, im Bereich der Zähne jedoch eher unzweckmäßig, da diese vor und nach chirurgischer Umstellung kieferorthopädisch bewegt werden. Als hilfreich erwies sich jedoch die Kollisions*erkennung*, die eine visuelle Lokalisation von Kontaktstellen und eine Quantifikation der Zahnabstände ermöglicht (Abb. 4.37 auf Seite 155). Diese Planungsdaten bilden eine wichtige Grundlage für das prä- und postoperative kieferorthopädische Behandlungskonzept.

Trotz der hohen Auflösung der Planungsdaten und daraus resultierender Komplexität des initial rekonstruierten Planungsmodells erfolgte die gesamte Modellrekonstruktion, Planung und Weichgewebesimulation auf einem Notebook mit 1 GB Hauptspeicher, 2,2 GHz Pentium IV Prozessor und Nvidia GeForce Quadro 4 500 Go GL Grafikprozessor mit 64 MB Speicher.

6.3.4 Fall IV

Für eine 18 jährige Dysgnathie-Patientin erfolgte in Kooperation mit Dr. Anders Westermark vom Karolinska Hospital in Stockholm eine Planung zu einer bimaxillären Umstellungsosteotomie mit Bewertung der daraus resultierenden Gesichtsform (Abb. 6.38 a). Eine initiale Planung erfolgte auf Basis der seitlichen Fernröntgenaufnahme mit zeichnerischer Analyse (Abb. 6.38 b), bei der eine Fehlstellung von etwas über 8 mm in Relation zur regelrechten Okklusion vermessen wurde.

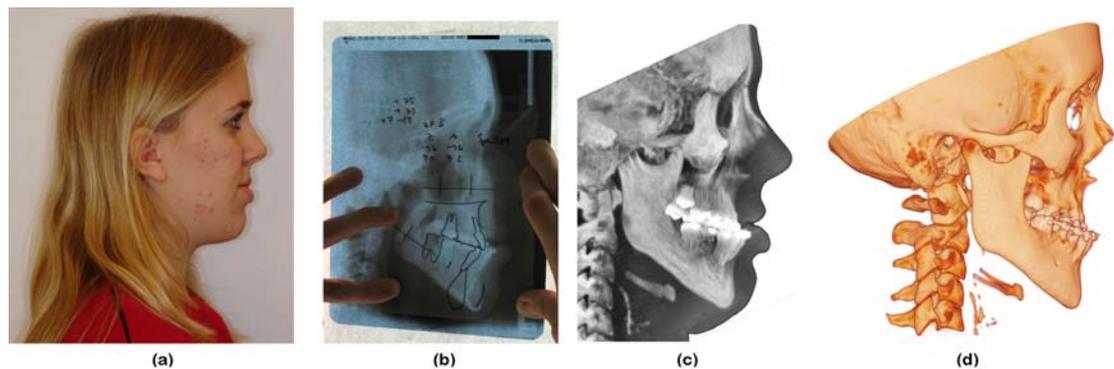


Abbildung 6.38: Ausgangssituation: a) Profilfotografie, b) laterales Kephhalogramm, c) Projektionsansicht und d) *volume rendering* der CT-Daten

Für die computergestützte 3D Planung lagen 296 transversale, im Abstand von 0,6 mm rekonstruierte Schnittbilder der Auflösung 512×512 eines GE Light Speed Ultra Spiral-CT Scanners vor (Abb. 6.38 c,d). Die Segmentierungsschwellen für Knochen und Haut lagen bei 180 und -780 HU (Abb. 6.39 a,b). Wie auch im vorangehenden Fall, stellen Spiral CT Aufnahmen eine deutlich bessere Rekonstruktionsgrundlage dar als konventionelle CT. Dennoch führen durch kieferorthopädische *brackets* hervorgerufene Metallartefakte noch zu einer unzureichenden Zahnrekonstruktion, die im Rahmen der Feinsegmentierung korrigiert werden muss. Das aus der Segmentierung resultierende initiale Oberflächenmodell setzt sich aus 2,4 Millionen Dreiecksflächen zusammen (Abb. 6.39 c) und wurde lokal adaptiv auf 110 000 Dreiecke vergrößert (Abb. 6.39 d,e).

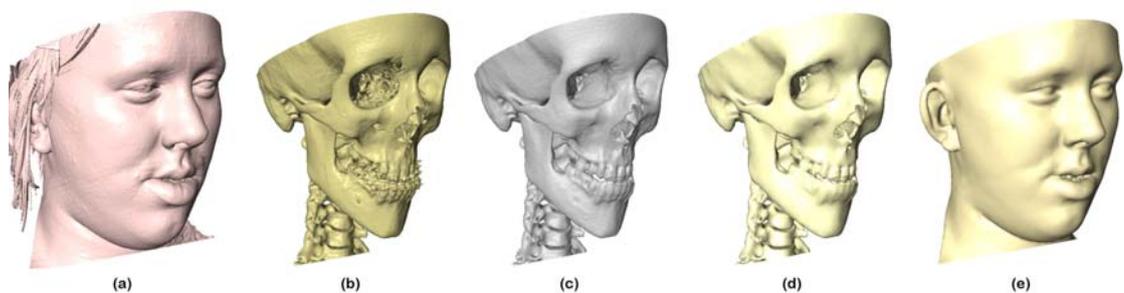


Abbildung 6.39: Isofläche bei a) 650 HU und b) 250 HU, c) Oberflächenrekonstruktion nach Feinsegmentierung, d, e) vergrößertes Planungsmodell

6. Fallstudien

Aus der Simplifizierung resultierte ein mittlerer Fehler von 0,03 mm (Median 0,017 mm), wobei lediglich 0,4 % der gesamten Oberfläche des vergrößerten Modells eine Abweichung von mehr als 0,2 mm zur hochaufgelösten Oberfläche aufwies. Das aus dem vergrößerten Modell generierte Tetraedergitter des Weichgewebes setzt sich aus knapp 300 000 Elementen zusammen (Abb. 6.40 a).

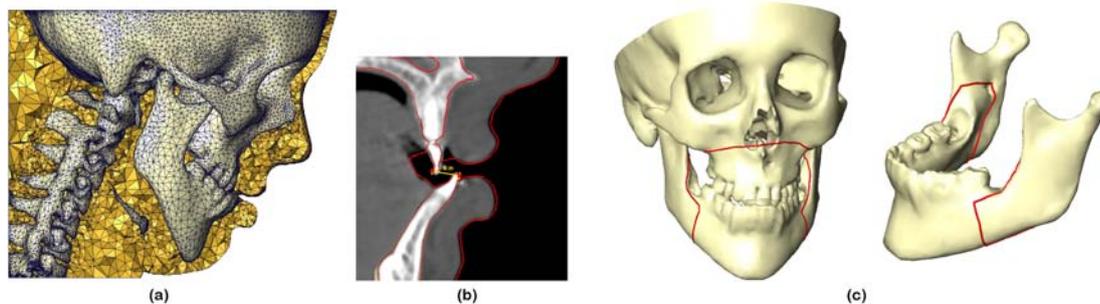


Abbildung 6.40: a) im Weichgewebegitter eingebettetes Schädelmodell, b) Quantifizierung der Fehlstellung am 3D Planungsmodell in Kombination mit dem CT, c) 3D Osteotomieplanung am Schädelmodell

Am 3D Planungsmodell wurde ein maximaler Abstand zwischen den oberen und unteren Schneidezahnkanten von 9,3 mm vermessen (Abb. 6.40 b). Die Planungsvorgaben sahen eine bimaxilläre Umstellungsosteotomie vor, d.h. sowohl das Oberkiefersegment als auch der Unterkieferkörper sollten mobilisiert und verlagert werden. Die entsprechenden Osteotomielinien sind in Abbildung 6.40 c verdeutlicht. Das 3D Planungsmodell wurde entsprechend geschnitten und die beiden Segmente unter Berücksichtigung der regelgerechten dentalen Okklusion verlagert (Abb. 6.41).

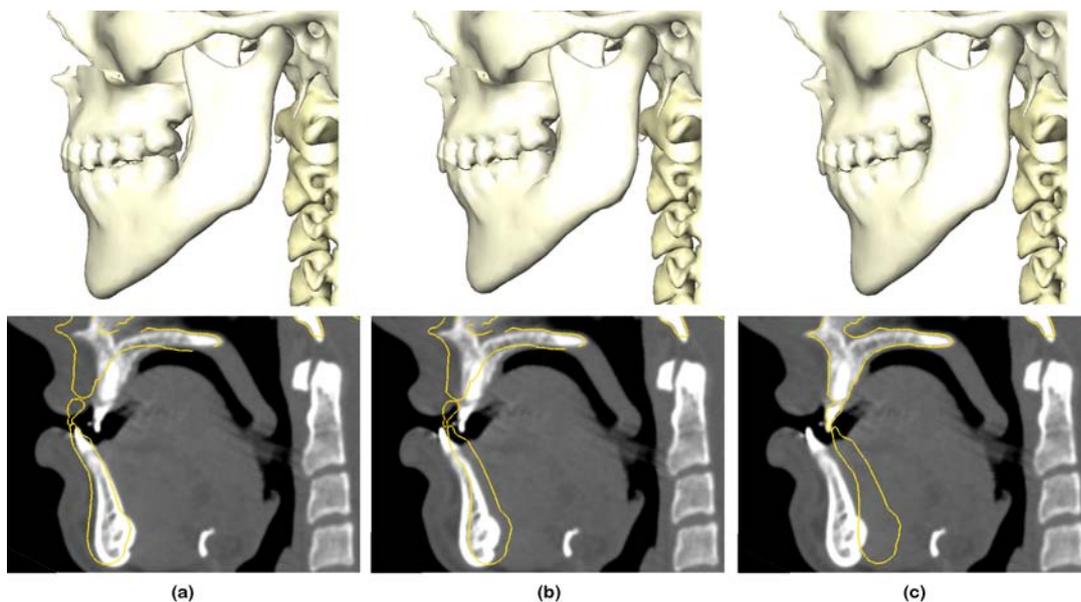


Abbildung 6.41: Kieferverlagerung: a) OK 9,3 mm vor, b) OK 5,6 mm vor – UK 3,7 mm zurück, c) UK 9,3 mm zurück

Selbst bei okklusionsgerechter Einstellung der Kiefersegmente existieren theoretisch beliebig viele Kombinationsmöglichkeiten, die eine unterschiedliche Auswirkung auf die resultierende Gesichtsform besitzen. Aus diesem Grund wurde auch hier sowohl eine reine Vorverlagerung des Oberkiefers als auch eine ausschließliche Rückverlagerung des Unterkiefers um jeweils 9,3 mm simuliert und im Hinblick auf die resultierende Weichgewebeanordnung frontal und lateral in einer Animation mit 0,1 mm Schrittweite bewertet. Dazu wurden zwei Planungsebenen berücksichtigt, die sich anhand anthropometrischer Referenzpunkte in der Supraorbitalregion, subnasal und dem Weichteilpogonion aufspannen lassen (Abschnitt 4.1 auf Seite 122). Der Winkel zwischen diesen Ebenen sollte im Idealfall 12° ($\pm 3^\circ$) betragen [Bell, 1992; Powell und Humphreys, 1984; Worms et al., 1976]. Simulationsergebnisse zu einigen der Kombinationsmöglichkeiten sind in Abbildung 6.42 a–c gezeigt.

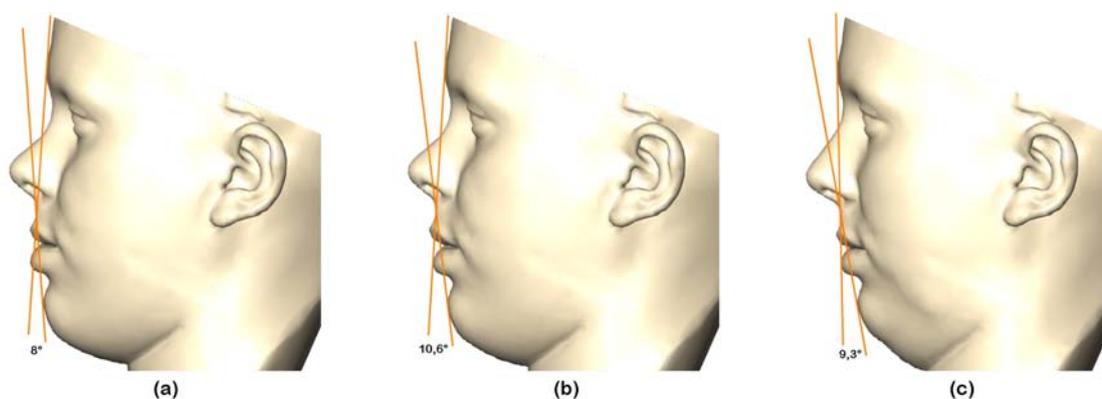


Abbildung 6.42: a) Vorverlagerung des Oberkiefers um 9,3 mm (8°), b) Oberkiefervorverlagerung um 8,1 mm und Unterkieferrückverlagerung um 1,2 mm ($10,6^\circ$), c) Unterkieferrückverlagerung um 9,3 mm ($9,3^\circ$)

Aus der Simulation ergab sich, dass hinsichtlich der Gesichtsform bereits eine reine Oberkiefervorverlagerung zu einem guten Ergebnis führen könnte, bzw. im Falle einer kombinierten Umstellung, der Anteil der Oberkiefervorverlagerung mit mindestens 75 % deutlich überwiegen sollte, woraus eine maximale Unterkieferrückverlagerung von 2,5 mm resultiert. Abbildung 6.43 a zeigt die Patientin 1 Monat nach der Operation mit noch nicht vollständig abgeschwollenem Gesicht. Die Überlagerung mit der Simulation lässt ohne Berücksichtigung der Schwellung auf eine Vorverlagerung von etwas über 8 mm und eine Rückverlagerung von 3,5 mm schließen. Die Abweichung in der Kinn-/Halsregion ist auf die nach vorne gekippte Kopflage im CT zurückzuführen. Die ca. 2 Monate nach der Operation angefertigte Fotografie mit überlagerter Weichgewebeprognose lässt sich mit einer Oberkiefervorverlagerung von ca. 6,5 mm und einer Unterkieferrückverlagerung von knapp 4 mm reproduzieren (Abb. 6.43 b). Die Vermessung der Knochenlage am postoperativen Fernröntgenseitbild unter Berücksichtigung des Projektionsfehlers ergab eine Oberkiefervorverlagerung von ca. 6 mm und eine Unterkieferrückverlagerung von 3 mm.

6. Fallstudien



Abbildung 6.43: a) Profildatum der Patientin ca. 1 Monat nach der Operation und überlagerte Weichgewebebeurteilung, b) Profildatum ca. 2 Monate nach der Operation mit Simulationsvergleich

6.3.5 Fall V

In einem aktuellen von bislang 12 geplanten Fällen zur bimaxillären Umstellungsosteotomie soll die mittlerweile erzielbare Modellqualität verdeutlicht werden. Für einen in Basel, von Dr. Zeilhofer im April 2004 operierten 22-jährigen Patienten mit einer Progenie und daraus resultierendem offenen Biss wurde kurzfristig eine 3D-Planung mit Weichgewebeabschätzung angefordert. Planungsvorgabe war eine kombinierte Vor- und Rückverlagerung von Ober- und Unterkiefer mit einer geschätzten Gesamtverlagerung von 6–7 mm. Als Planungsgrundlage lagen 536 (!) Schichten der Größe 512×512 eines Siemens Sensation 16 Multislice Spiral-CT vor (Abb. 6.44 a). Die Datensatzgröße betrug dabei ca. 300 MB. Aus der hohen Auflösung resultieren nahezu kubische Voxel mit einer Kantenlänge von 0,5 mm.

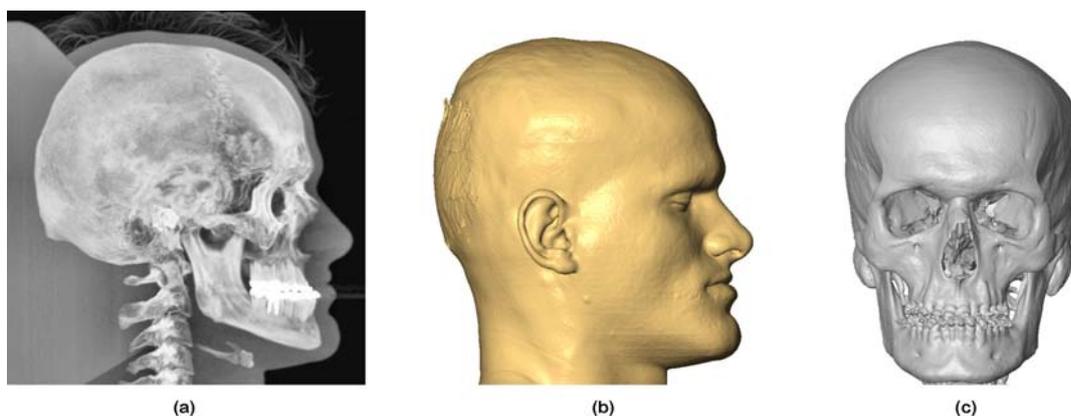


Abbildung 6.44: Ausgangssituation: a) sagittale Projektionsansicht aus den CT-Daten, b) Iso-Oberfläche zum Luft-/Hautübergang bei -700 HU, c) Iso-Oberfläche zur Weichgewebe-/Knochengrenze bei 220 HU

Eine Segmentierung via Schwellenwert liefert, wie in Abbildung 6.44 b und c gezeigt, bei der hohen Auflösung bereits sehr gute Rekonstruktionsergebnisse. Insbesondere

Partialvolumeneffekte wirken sich nicht mehr so stark auf dünne knöcherne Strukturen aus. Leichte Abschattungsfehler aufgrund dauerhaft auf den Zahnfronten angebrachter Metalldrähte nebst Halterungen (*brackets*) waren zwar vorhanden, doch ließen sich deren Auswirkungen im Rahmen der Feinsegmentierung relativ einfach beseitigen. Aus der Segmentierung resultierte ein sehr hoch aufgelöstes Oberflächenmodell, das sich aus über 5 Millionen Dreiecksflächen zusammensetzt (Abb. 6.45 a). Dieses Modell lässt sich mittels der in Abschnitt 3.4 beschriebenen Verfahren, unter Bewahrung planungsrelevanter Details und im Hinblick auf die Generierung FE-tauglicher Volumengitter auf 100- bis 200 000 Dreiecke vergrößern (Abb. 6.45 b). Das vorliegende Oberflächenmodell wurde so in ein Planungsmodell, bestehend aus ca. 130 000 Dreiecksflächen überführt, wobei der dadurch hervorgerufene Fehler, wie auch schon in den vorangehend beschriebenen Fällen, mit steigender Voxelauflösung vernachlässigt werden kann. Aus dem vergrößerten Planungsmodell erfolgte in einem letzten Schritt die Generierung eines korrespondierenden Tetraedergitters des Weichgewebesvolumens für die numerische Deformationssimulation, das sich aus ca. 360 000 Elementen zusammensetzt (Abb. 6.45 c).

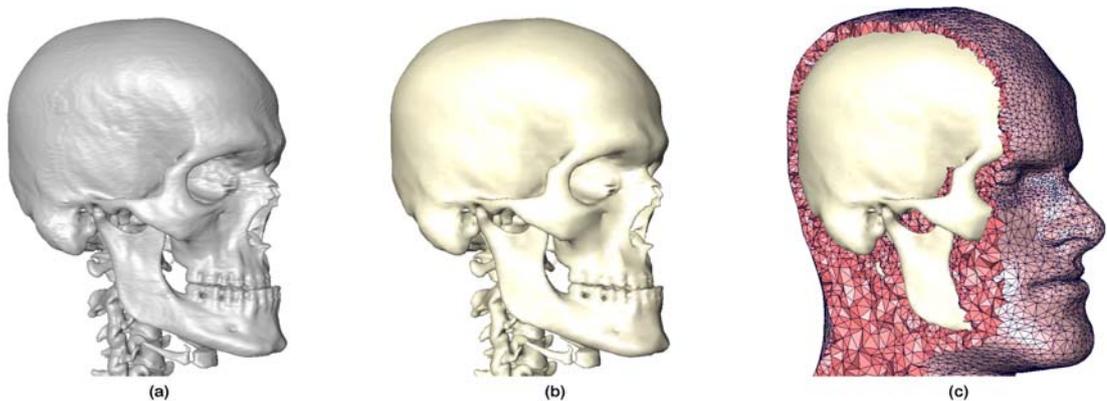


Abbildung 6.45: a) Schädelmodell nach Feinsegmentierung , b) vergrößertes Planungsmodell, c) Weichgewebegitter

Im nächsten Schritt wurde das 3D Planungsmodell in ein kephalometrisches Koordinatensystem überführt, dessen Zentrum durch den sogenannten *Sella*-Punkt, d.h. dem Zentrum der *Sella Turcica* gegeben ist. Am 3D Modell wurde anschließend die Frankfurter Horizontalebene definiert (siehe Abschnitt 4.1) und das Planungsmodell entsprechend horizontal ausgerichtet. Anhand kephalometrischer Referenzpunkte (siehe Tab. 4.3 auf Seite 124) erfolgte die Festlegung der Medianebene, in der die quantitative Bewertung der Fehlstellung vorgenommen wurde (Abb. 6.46). Aus der Vermessung des hochauflösten Oberflächenmodells in Kombination mit den CT-Daten ergab sich eine maximale Distanz zwischen oberen und unteren Schneidezahnkanten von 9,6 mm, für die es im weiteren Planungsverlauf die bestmögliche Verlagerungskombination zu bestimmen galt.

Am 3D Planungsmodell erfolgte die interaktive Bestimmung der Osteotomielinien (Abschnitt 4.2.1), entsprechend derer das Knochenmodell nach Bewertung der inneren Schnittverläufe geschnitten wurde (Abb. 6.47 a,b). Die mobilisierten Segmente

6. Fallstudien

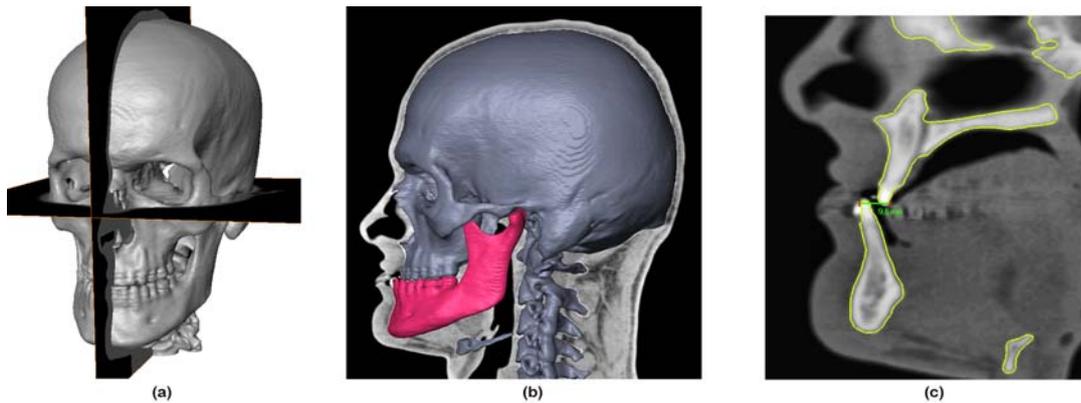


Abbildung 6.46: a) 3D Koordinatensystem zur kephalometrischen Analyse (Frankfurter Horizontalebene und Medianebene), b,c) Vermessung des Abstandes zwischen den Schneidezahnkanten

lassen sich anschließend entweder durch Angabe von Längen und Winkeln in den drei Ebenen des kephalometrischen Koordinatensystems verlagern oder auch uneingeschränkt interaktiv verschieben bzw. um einen frei definierbaren Punkt oder eine Achse rotieren. Die Verlagerung kann ebenso bei aktivierter Kollisionsvermeidung durchgeführt oder zumindest mittels einer Kollisionserkennung überprüft werden. Nach Abschluss der Transformation liegt für jedes verlagerte Knochengesamt eine Transformationsmatrix vor, die die Gesamtverlagerung bestehend aus Translations- und Rotationskomponenten beschreibt. Diese bzw. eine Abfolge von Einzeltransformationsmatrizen bildet gleichsam die Grundlage für eine navigierte Umsetzung der geplanten Knochengesamtverlagerung.

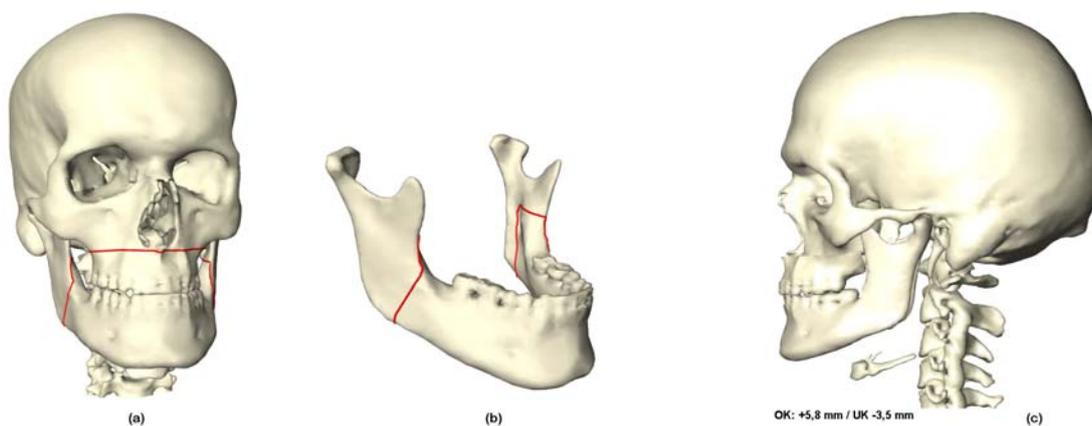


Abbildung 6.47: a,b) Osteotomielinien am 3D Planungsmodell, c) 3D Planung einer bimaxillären Umstellung

Für die vorliegende Planung wurde eine entsprechende Verlagerung des Ober- und Unterkiefers dahingehend durchgeführt, dass eine regelgerechte dentale Okklusion erzielt wird. Die dabei möglichen Verlagerungskombinationen wurden in 0,1 mm

Schritten hinsichtlich der resultierenden Gesichtsform bewertet (Abb. 6.48). Eine optimale funktionelle und ästhetische Rehabilitation ergab sich bei einer Oberkiefer-
vorverlagerung von 5,8 mm und einer Rückverlagerung des Unterkiefers um 3,5 mm. Eine Animation der Weichgewebeerlagerung wurde sowohl in Profil- als auch in En-Face Ansicht zur anschaulichen Patientenaufklärung generiert und bewertet. Die Planungsergebnisse wurden allseitig akzeptiert und operativ umgesetzt.

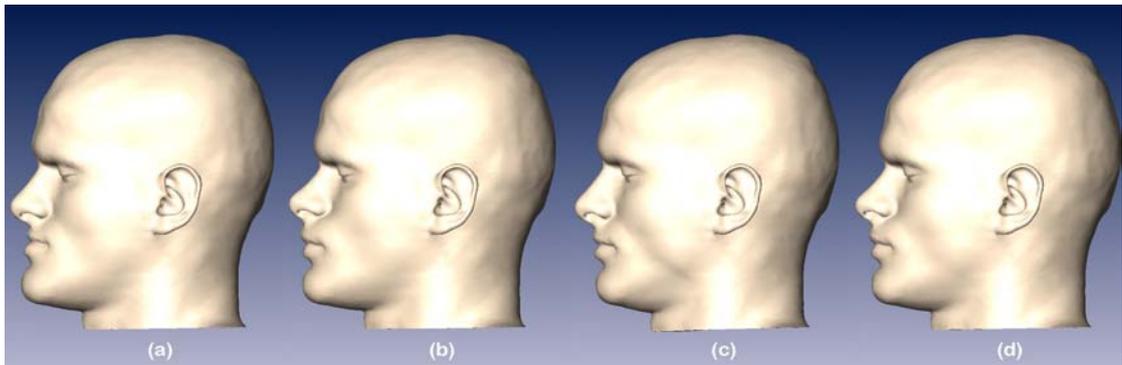


Abbildung 6.48: a) Ausgangssituation, b) OK 9,3 mm vor, c) UK 9,3 mm zurück, d) OK 5,8 mm vor und UK 3,5 mm zurück

Aus Sicht der Planung haben sich alle vorab genannten Arbeitsschritte der 3D Modellrekonstruktion, der Osteotomie- und Umstellungsplanung und der Weichgewebesimulation als robust und relativ schnell durchführbar erwiesen. Eine komplette Planung dieser Art inklusive der Erstellung der Animationen für die Patientenaufklärung erfordert zurzeit maximal ein bis zwei normale Arbeitstage. Erste vereinfachte Simulationsergebnisse lassen sich in wenigen Stunden generieren, wobei die Feinsegmentierung und die Modelloptimierung zur Generierung eines FE-tauglichen Volumengitters ca. 90 % dieser Zeit beanspruchen. Die Osteotomie- und Umstellungsplanung am 3D Modell erfordert je nach Komplexität ca. 5 bis 20 Minuten interaktiver Arbeit, und die Weichgewebeprädiktion lässt sich derzeit in Abhängigkeit von der Gitterkomplexität, des gewählten Modellierungsansatzes und der verfügbaren Hardware innerhalb von 5 bis 15 Minuten berechnen.¹

6.4 Mittelgesichtshypoplasie

Die Fehlentwicklung der Mittelgesichtsregion stellt ein weiteres Krankheitsbild dar, aus dem in komplexen Fällen typischerweise eine Dysgnathie resultiert und von dem die Gesichtsästhetik in starkem Maße betroffen ist. Aus diesem Grund ist auch hier im Rahmen der präoperativen Planung eine Prognose der aus einer Mittelgesichtsverlagerung resultierenden Gesichtsform wünschenswert. Für die Prädiktion der Weichgewebedeformation in der Nasen- und Lippenregion gibt es erst wenige

¹ Nichtlineare Berechnungen mit zeitlicher Einbettung können beliebig lange dauern.

6. Fallstudien

statistische Auswertungen, die sich zudem lediglich auf die Profillinie des Gesichts beschränken. Im Bereich der dreidimensionalen Weichgewebesimulation liegen fast gar keine publizierten Ergebnisse vor. Aus diesem Grund stellt dieser Bereich einen Schwerpunkt der Untersuchungen der vorliegenden Arbeit dar, wobei auf die Validierung der Simulationsergebnisse in Kapitel 7 detailliert eingegangen wird.

Nach einer Konferenzpräsentation im März 2002 ergab sich aus einer Anfrage von Herrn Dr. Hierl eine Kooperation mit der Klinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie am Universitätsklinikum Leipzig. Dort wurden seit ca. 1999 für eine besondere Technik der Mittelgesichtsvorverlagerung mittels eines externen, starren Distractionssystems [Hierl und Hemprich, 2000; Hierl et al., 2003] systematisch sowohl prä- als auch postoperative CT-Datensätze akquiriert [Klöppel et al., 1999], die u.a. am Max-Planck-Institut für neuropsychologische Forschung in Leipzig und von der Firma NEC in St. Augustin im Rahmen des SimBio Projektes² zum Zwecke der mechanischen Analyse von biologischen Strukturen verarbeitet wurden.

6.4.1 Fall I

Für einen 18 jährigen Patienten mit ausgeprägter Mittelgesichtsrücklage und frontal offenem Biss (Abb. 6.49) sollte eine geeignete Osteotomie mit anschließender Vorverlagerung des mobilisierten Oberkiefers, unter Berücksichtigung der resultierenden Weichgewebeverlagerung in der Nasen- und Wangenregion geplant werden. Aus der Vermessung des lateralen Kephhalogramms ergab sich ein Abstand von ca. 12mm zwischen den oberen und unteren Schneidezahnkanten (Abb. 6.49c). Eine 3D Planung am Stereolithografiemodell war aus Kostengründen nicht vorgesehen.

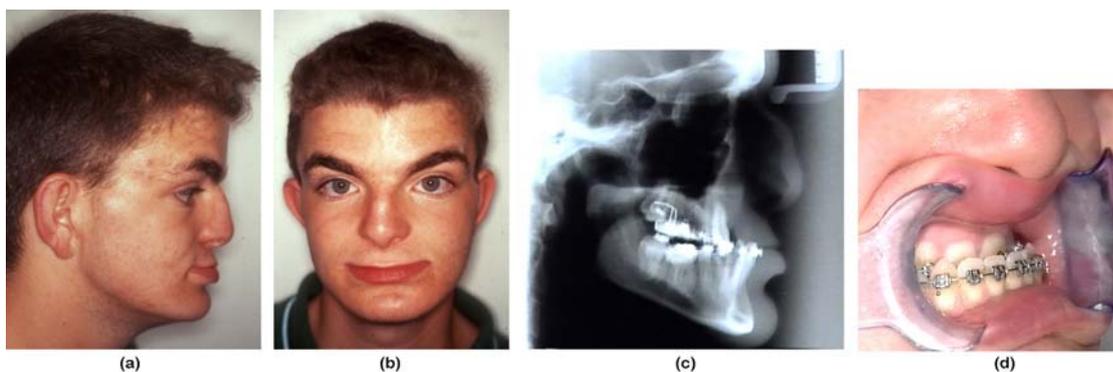


Abbildung 6.49: a,b) Ausgangssituation, c) laterales Kephhalogramm, d) präoperative dentale Okklusion

Aus der CT-Untersuchung lagen 139, von einem Siemens Somatom Plus 4 akquirierte Schichten der Größe 512×512 vor, die einen Abstand von 1,5 mm aufwiesen und z.T. durch Abschattungsfehler aufgrund von kieferorthopädischen *brackets*

²<http://www.simbio.de>

in ihrer Qualität reduziert waren. Die Kinnregion wurde bei der Aufnahme nicht komplett erfasst und in einer vom Bildarchivierungssystem (PACS) auf CD gespeicherten Schicht lag ein nahezu vollständiger Datenverlust vor (Abb. 6.50 a). Da der Schichtabstand für eine glatte Oberflächenrekonstruktion relativ hoch war, erfolgte nach dem Einlesen ein *super sampling* in longitudinaler Richtung auf 1 mm Schichtabstand mit daraus resultierenden 209 Schichten. Eine Volumendarstellung der CT-Daten (Abb. 6.50 b) bzw. eine erste Schwellenwert basierte Rekonstruktion der Knochenoberfläche bei 200 HU (Abb. 6.50 c) zeigen Metallartefakte im Bereich der Zähne, sowie die üblichen Partialvolumeneffekte im Orbitabereich und der planungsrelevanten Jochbeinregion. Die 3D Rekonstruktion der Hautoberfläche bei -650 HU verdeutlicht zusätzliche Bewegungsartefakte in der Kinnregion sowie eine schlechte Detailauflösung im Bereich der Lippen (Abb. 6.50 d).

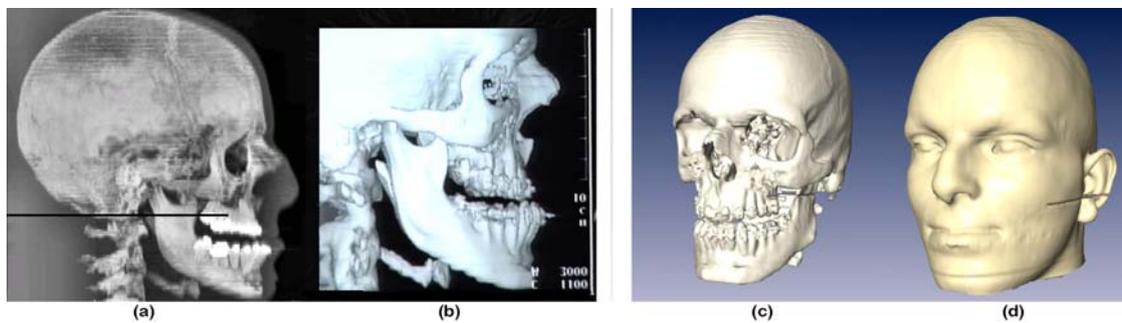


Abbildung 6.50: a) sagittale Projektion aus den CT-Daten, b) *Volume rendering* der CT-Daten, c) Isofläche bei 220 HU und d) bei -650 HU

Aus der Feinsegmentierung mit Behebung der vorab genannten Fehler resultiert ein Oberflächenmodell, das sich aus über 5 Millionen Dreiecksflächen zusammensetzt (Abb. 6.51 a). Dieses wurde unter Wahrung planungsrelevanter Details auf ca. 140 000 Dreiecke vergrößert und im Hinblick auf die Gittergenerierung optimiert (Abb. 6.51 b). Das daraus generierte Tetraedergitter des Weichgewebes setzt sich aus ca. 700 000 Elementen zusammen (Abb. 6.51 c).

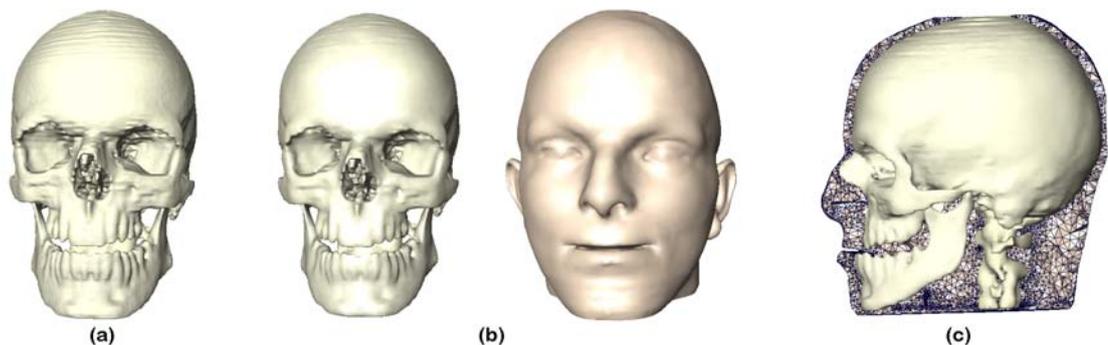


Abbildung 6.51: a) Oberflächenmodell nach Feinsegmentierung, b) vergrößertes 3D Planungsmodell, c) korrespondierendes Weichgewebegitter

6. Fallstudien

Die chirurgische Korrektur einer Mittelgesichtshypoplasie mit ANGLE Klasse III Dysgnathie (Abschnitt 1.6 auf Seite 13) erfordert typischerweise eine Vorverlagerung des mobilisierten Oberkiefersegmentes nach Le Fort-I Osteotomie, ggf. in Kombination mit einer Rückverlagerung des Unterkiefers. Das Therapiekonzept sah in diesem Fall eine ausschließliche Vorverlagerung des Oberkiefers vor. Zur Disposition standen drei mögliche Osteotomievarianten, eine i) konventionelle, ii) hohe oder iii) eine quadranguläre Osteotomie nach Stoelinga [Stoelinga und Brouns, 2000]. Alle drei Varianten haben eine unterschiedliche Auswirkung auf die weichgewebigen Strukturen der Wangen- und Nasenregion, und es galt herauszufinden, welche zum ästhetisch ansprechendsten Ergebnis, sowohl hinsichtlich des resultierenden Weichgewebeprofiles als auch des Erscheinungsbildes in der En-Face Ansicht führt. Am 3D Schädelmodell des Patienten wurden deshalb alle drei Osteotomievarianten gemäß der chirurgischen Vorgaben angezeichnet (Abb. 6.52 oben) und das 3D Planungsmodell, unabhängig von der Bewertung der betroffenen vulnerablen Strukturen, entsprechend geschnitten (Abb. 6.52 unten) [Zachow et al., 2003].

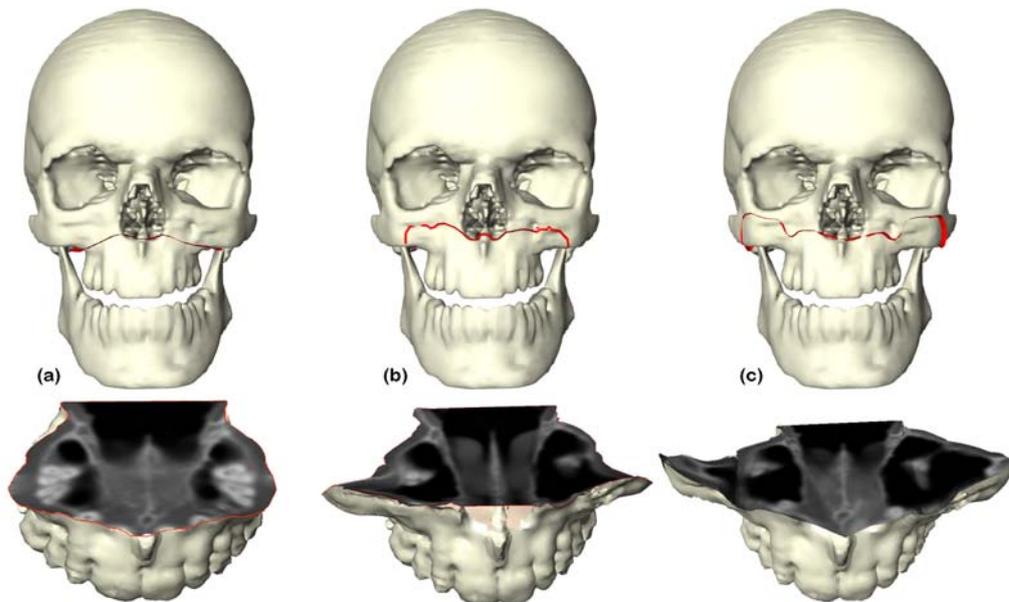


Abbildung 6.52: 3 alternative Osteotomievarianten: a) konventionelle, b) hohe und c) modifizierte quadranguläre Le Fort-I Osteotomie

Bei der Erfassung der CT-Daten lag aufgrund einer habituellen Neutralisierungshaltung zur äußerlichen Kompensation der Fehlstellung, bei geschlossenen Lippen kein Kieferschluss vor. Nach Ausrichtung des 3D Planungsmodells im kephalometrischen Koordinatensystem erfolgte eine Unterkieferrotation um die Kiefergelenkachse bis zum Kontakt der Backenzähne. Aus der anschließenden Vermessung des Abstandes zwischen den oberen und unteren Schneidezahnkanten am 3D Planungsmodell ergab sich eine maximale Diskrepanz zur regelgerechten Okklusion von 12,8 mm. Für jede Osteotomievariante erfolgte somit eine entsprechende Vorverlagerung der

mobilisierten Maxilla einschließlich leichter Rückwärtsrotation zur Erlangung einer korrekten dentalen Okklusion bei vollständigem Zahnkontakt. Im Anschluss wurde für jede der Varianten die Deformation der weichgewebigen Strukturen auf dem Tetraedergitter simuliert. Die Ergebnisse in Abbildung 6.53 zeigen dabei deutlich die unterschiedliche Auswirkung der Osteotomien auf die Wangenregion. In allen Fällen resultiert aus der Vorverlagerung eine Abflachung der Nase mit Verbreiterung der Nasenflügel, was auf die Stauchung der Nasenweichteile durch die knöcherne Unterlage zurückzuführen ist.

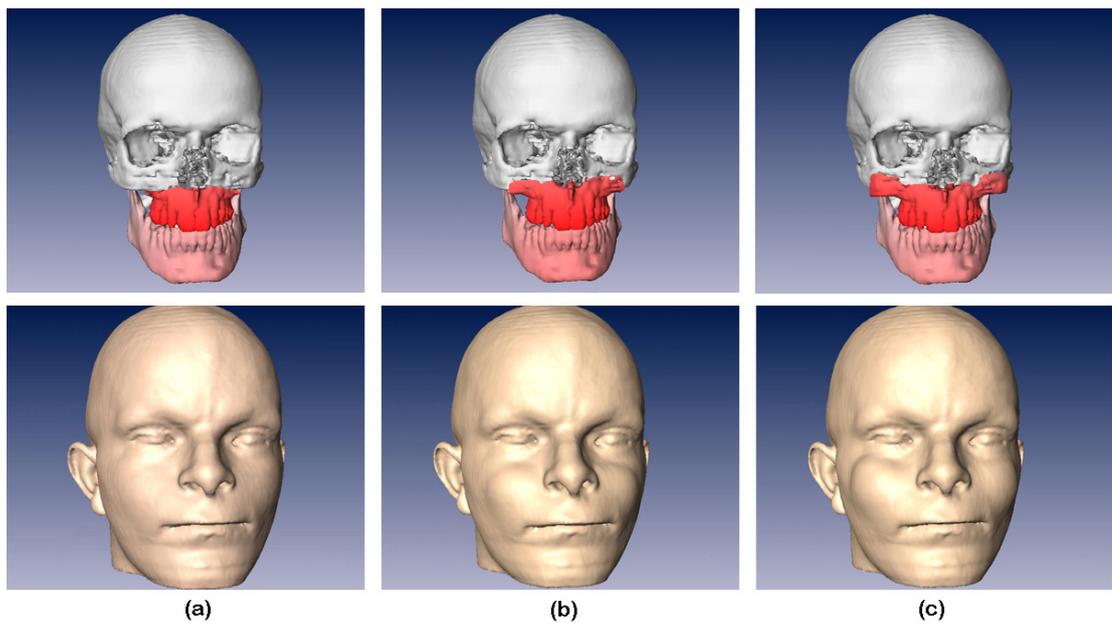


Abbildung 6.53: 3D Umstellungsplanung mit Weichgewebepräädiktion bei: a) konventioneller, b) hoher und c) quadrangulärer Le Fort-I Osteotomie

Die konventionelle Le Fort-I Osteotomie liefert im Hinblick auf die resultierende Gesichtsförmung das ästhetisch ansprechendste Ergebnis (Abb. 6.53 a). Erfahrungsgemäß fällt jedoch insbesondere bei der Mittelgesichtsdistraktion die Wangenregion im Verlauf eines Jahres aufgrund der durch den Weichteilzug evozierten Knochenumbildung wieder etwas ein. Untersuchungen an knapp 40 Patienten zeigten dabei ein Zurückgleiten der knöchernen Strukturen um 15–20% [Hierl et al., 2003]. Das gewählte Therapiekonzept sah deshalb und auch aufgrund der hoch liegenden Zahnwurzeln (Abb. 6.52 a) eine Mittelgesichtsdistraktion nach Oberkieferosteotomie in der *hohen* Le Fort-I Ebene mit einer gezielten Überkorrektur vor. Die Distraktion erfolgte mittels eines externen, Halobogen fixierten Distractionssystems, das an der Klinik in Leipzig seit einigen Jahren Anwendung findet [Hierl und Hemprich, 2000]. In Abbildung 6.54 a und b sind Verlaufsaufnahmen während der Distraktionsphase gezeigt. Eine perfekte Okklusionseinstellung ist mittels Distraktionsosteogenese nur schwer zu realisieren. Mit 15–20% Überkorrektur betrug die Gesamtdistraktion nahezu 16 mm (Abb. 6.54 c,d).

6. Fallstudien

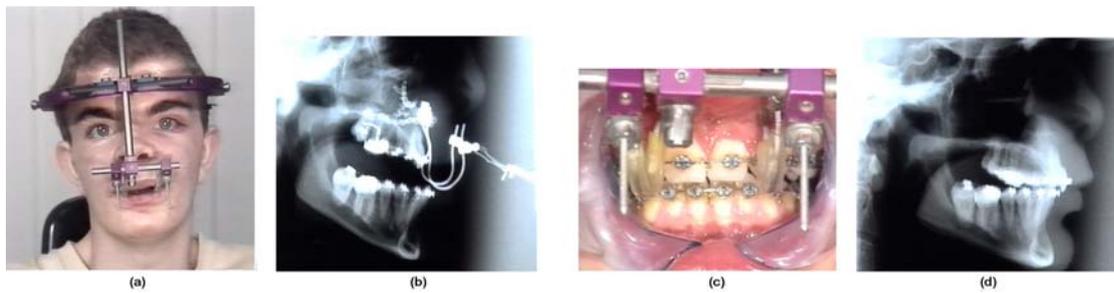


Abbildung 6.54: a) Mittelgesichtsdistraction mittels eines externen Distraktions-systems (RED), b) Verlaufskontrolle am lateralen Kephhalogramm, c,d) Distraktionsergebnis mit kontrollierter Überkorrektur

In Abbildung 6.55 a ist der Patient ca. 3 Monate nach Therapieabschluss gezeigt. Zur postoperativen Feineinstellung der dentalen Okklusion wurden intermaxilläre Gummizüge verwendet, die nach Entfernung des Distraktors und noch nicht vollständiger Mineralisation des knöchernen Regenerats den Oberkiefer kontrolliert zurückgleiten lassen und auf diese Art eine vereinfachte Okklusionseinstellung ermöglichen (Abb. 6.55 b). Zur postoperativen Erfolgskontrolle, d.h. zur Beurteilung der Mineralisierung des neugebildeten Knochens, insbesondere der pterygomaxillären Durchbauung, wurde ca. 14 Tage nach Entfernung des Distraktors ein weiteres CT unter Berücksichtigung der Dosisminimierung angefertigt [Klöppel et al., 1999]. Mit diesen Daten ist eine qualitative und auch eine quantitative Beurteilung der dreidimensionalen Simulationsergebnisse möglich. Ein erster qualitativer Vergleich zwischen dem daraus rekonstruierten 3D Modell und der Simulation ist in Abbildung 6.55 c und d gezeigt [Hierl et al., 2002]. Eine quantitative Auswertung mit Diskussion erfolgt im nachfolgenden Kapitel 7.

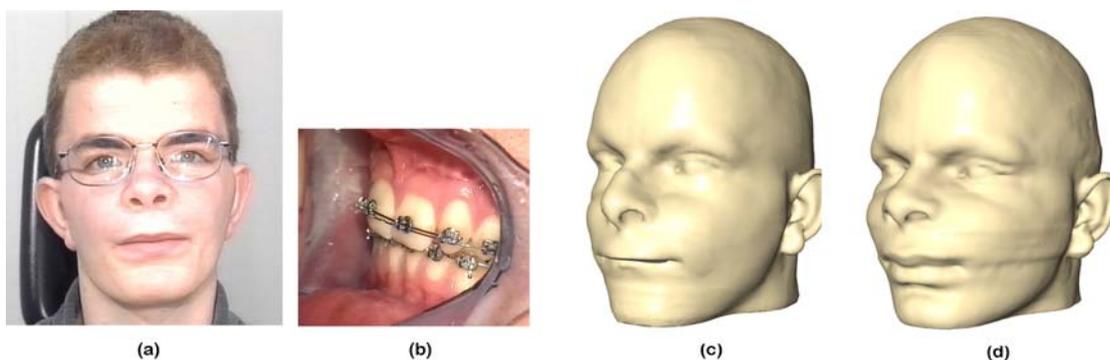


Abbildung 6.55: a) Patient, ca. 3 Monate nach Abschluss der Distraction, b) dentale Okklusion nach Feineinstellung, c) 3D Weichgewebeprognose, d) aus dem postoperativen CT rekonstruierte Hautoberfläche

Diese Fallstudie zeigt den Nutzen einer 3D Weichgewebeprädiktion bei alternativen Operationsstrategien. Die Animationen zur Planung wurden von einigen Kliniken als Anschauungsmaterial für die chirurgische Ausbildung abgefragt. Im Verlauf der Planung fiel allerdings auf, dass mit dem gewählten Modellierungsansatz – die Knochenverlagerung direkt auf das angrenzende Weichgewebe zu übertragen – insbesondere im Bereich der Nase große, z.T. unrealistische Deformationseffekte auftreten, die durch die eigentliche Operationstechnik vermieden werden. Die Weichteilmaske wird im Verlauf der Operation paranasal abgehoben und das Nasenseptum von der Maxilla gelöst, sodass temporär keine direkte Verbindung zwischen Knochen und Weichgewebe vorliegt [Salyer, 1992]. Dadurch wird die Verzerrung des Weichgewebes aufgrund von Knochenrotationen vermieden, was in der Simulation durch geeignet gewählte Randbedingungen in den jeweiligen Bereichen bzw. durch Verfahren zur Behandlung von Hindernisproblemen berücksichtigt werden kann.

6.4.2 Fall II

In einem zweiten Fall, beginnend im November 2003, geht es ebenfalls um die Planung einer Mittelgesichtsvorverlagerung mittels Distractionsosteogenese für einen 22-jährigen Patienten mit Kiefer-Gaumenspalte und einer maxillären Retrusion von mehr als 10 mm mit frontal offenem Biss (Abb. 6.56). Behandelnder Chirurg war Dr. Hierl am Universitätsklinikum Leipzig, und auch in diesem Fall wurden postoperative CT-Aufnahmen angefertigt, die zur Validierung der Simulationsergebnisse herangezogen werden können (siehe Kapitel 7, Abschnitt 7.1).



Abbildung 6.56: links) Ausgangssituation, rechts) *volume rendering* der CT-Daten

Das präoperative CT eines Siemens Volume Zoom Scanners lieferte 231 Schichten der Größe 512×512 mit einem Abstand von 1 mm. Die aus dem resultierenden 3D Skalarfeld der HOUNSFIELD-Werte via Schwellenwert rekonstruierten Iso-Oberflächen zur Haut/Luft- und Knochen/Weichgewebegrenze wiesen die typischen Segmentierungsfehler aufgrund vorliegender Metallartefakte und des Partialvolumeneffektes bei dünnen Knochenstrukturen auf (Abb. 6.57 a,b). Diese Rekonstruktionsfehler wurden im Rahmen der Feinsegmentierung beseitigt (Abb. 6.57 c,d).

6. Fallstudien

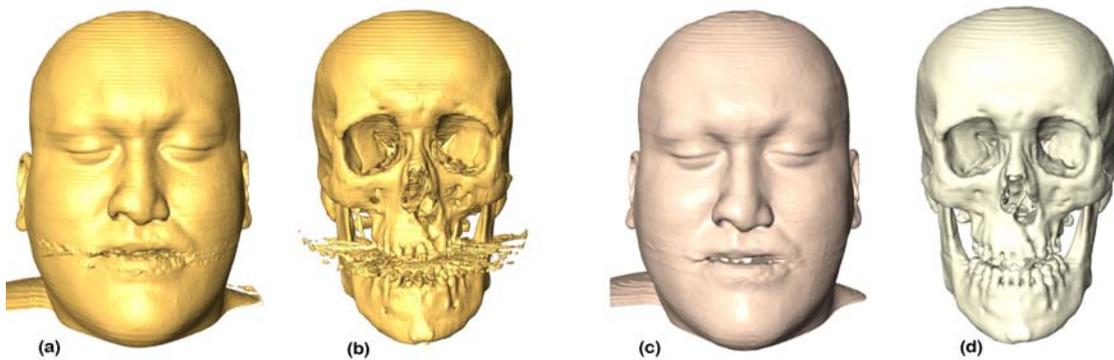


Abbildung 6.57: a) Iso-Oberfläche bei -550 HU und b) bei 250 HU, c,d) 3D Modell nach Feinsegmentierung

Das aus der Segmentierung resultierende Oberflächenmodell besteht aus ca. 3,5 Millionen Dreiecksflächen, die für das 3D Planungsmodell lokal adaptiv auf 122 000 Dreiecke reduziert wurden (Abb. 6.58 a). Der aus der Simplifizierung resultierende Fehler lag dabei auf der gesamten Oberfläche unter 0,41 mm. Die mittlere quadratische Abweichung betrug 0,04 mm und der Median 0,02 mm. Lediglich 3 % der simplifizierten Oberfläche wiesen eine Abweichung von mehr als 0,1 mm auf (Abb. 6.58 b). Aus dem vergrößerten Planungsmodell wurde in einem weiteren Schritt das Volumengitter des Weichgewebes, bestehend aus ca. 300 000 Tetraederelementen generiert (Abb. 6.58 c).

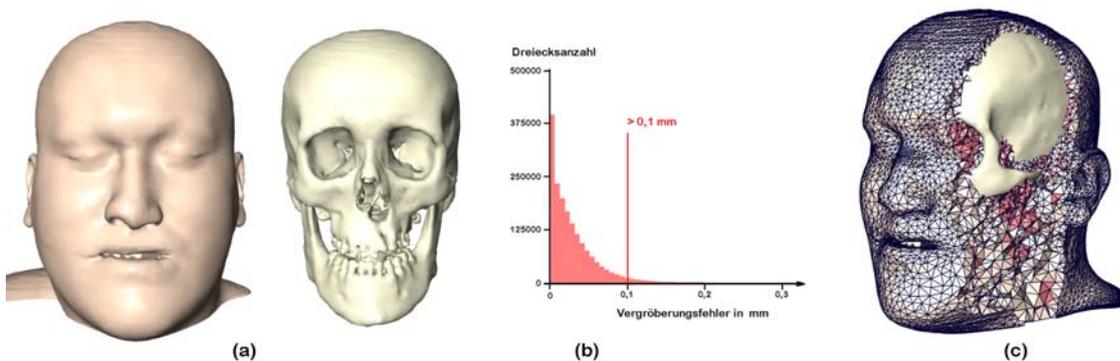


Abbildung 6.58: a) 3D Planungsmodell, b) Histogramm des Vergrößerungsfehlers, c) Weichgewebegitter

Am 3D Planungsmodell erfolgte die Spezifikation der Osteotomielinie für eine hohe Le Fort-I Osteotomie mit Bewertung des inneren Schnittverlaufes (Abb. 6.59 a,b). Das Planungsmodell wurde entsprechend geschnitten und das mobilisierte Oberkiefersegment im kephalometrischen Koordinatensystem unter Berücksichtigung einer regelgerechten dentalen Okklusion 11 mm vorverlagert (Abb. 6.59 c,d).

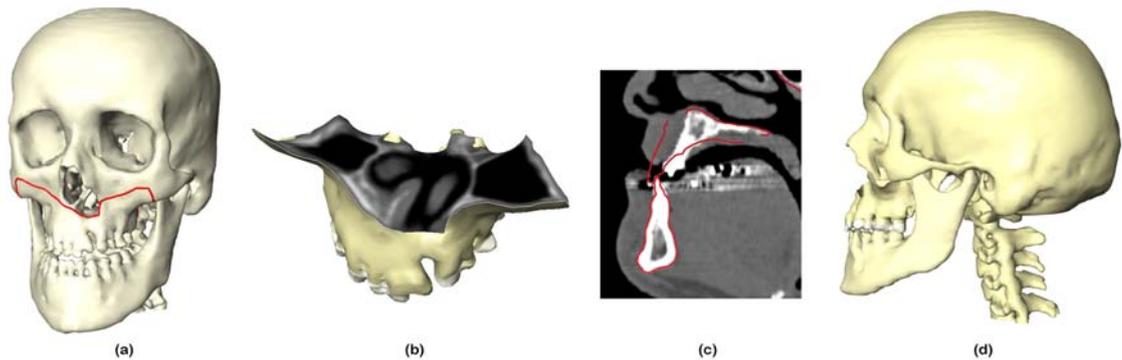


Abbildung 6.59: a) 3D Osteotomieplanung, b) Bewertung des inneren Schnittverlaufes, c) Okklusionskontrolle im CT, d) 3D Umstellungsplanung

Die anschließende Weichgewebesimulation führt zu der in Abbildung 6.60 a gezeigten Weichgewebeanordnung. Im Rahmen der Therapie wurde eine hohe Le Fort-I Osteotomie mit anschließender sukzessiver Distraction durchgeführt (Abb. 6.60 b). Entsprechend des vorangehend beschriebenen Fallbeispiels erfolgte eine leichte Überkorrektur mit anschließender Feineinstellung mittels intermaxillärer Gummiringe. In Abbildung 6.60 c ist der Patient 21 Tage nach Entfernung des Distraktors gezeigt. Eine Woche zuvor erfolgte eine postoperative CT-Kontrolluntersuchung, die gleichsam eine Basis für die Überprüfung der Simulationsergebnisse darstellt.

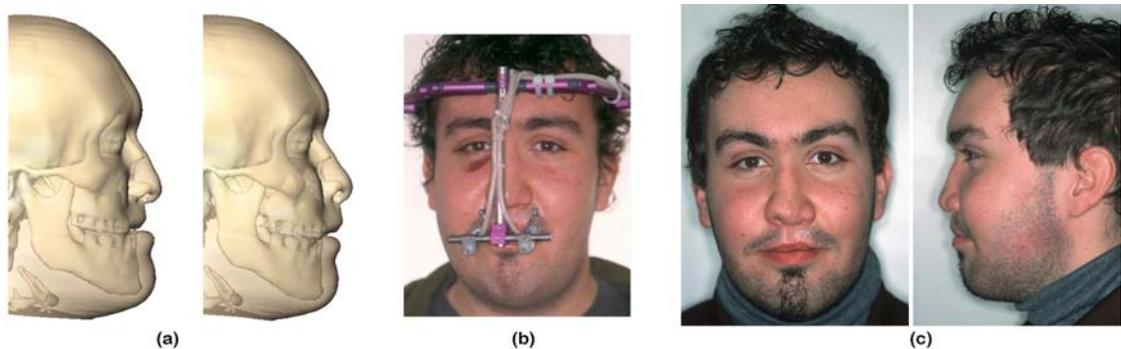


Abbildung 6.60: a) 3D Weichgewebeprädiktion nach Umstellungsplanung, b) Mittelgesichtsdistraction, c) postoperatives Ergebnis

Aus dem postoperativen CT wurde in einem ersten Schritt die Knochenumstellung entnommen und am präoperativen Planungsmodell entsprechend nachvollzogen. Zur Überprüfung der Simulationsergebnisse wurden die Weichgewebe aus dem postoperativen CT rekonstruiert und mit der Weichgewebeprädiktion verglichen. In Abbildung 6.61 ist ein erster qualitativer Vergleich der Simulation mit dem realen Ergebnis gezeigt. Eine quantitative Auswertung folgt im nachfolgenden Kapitel 7. Zu beachten ist die Übereinstimmung der Nasenform, sowohl in der Profil- als auch in der En Face Ansicht. Eine abschließende Korrektur der Nase ist geplant, lässt sich derzeit jedoch nicht ohne Weiteres mit den verfügbaren Methoden simulieren. Das

6. Fallstudien

Entfernen bzw. Einbringen zusätzlichen Gewebes, wie es bei Knorpel- und Septumtransplantaten für Nasenrekonstruktionen erforderlich ist [Salyer, 1992], wurde im Rahmen dieser Arbeit nur exemplarisch für Knochenreduktionen bzw. Knochenaugmentationen untersucht (siehe Abschnitt 6.2 und 6.5.3).

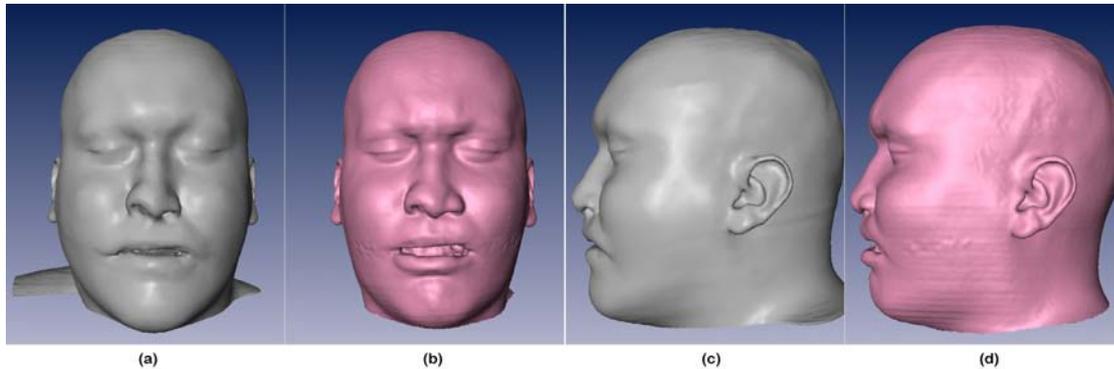


Abbildung 6.61: Vergleich der Simulation mit einer 3D Rekonstruktion aus einem postoperativen CT: a) 3D Prädiktion frontal, b) tatsächliches Resultat, c) 3D Prädiktion lateral, d) tatsächliches Resultat

Die gesamte Planung erfolgte auf einem konventionellen *Notebook*-Computer mittlerer Leistungsklasse. Die Osteotomieplanung beanspruchte nur wenige Minuten und die Berechnung der Weichgewebedeformation erfolgte in ca. 10 min. Ein Vergleich mit entsprechenden Simulationsergebnissen der NEC Research Deutschland, als Leipziger Kooperationspartner im SimBio Nachfolgeprojekt GEMSS³ ist geplant [Berti et al., 2004; Hierl et al., 2004a, b].

6.4.3 Fall III

Am Karolinska Hospital in Stockholm wurde im Frühjahr 2004 für einen Patienten mit sehr ausgeprägter Mittelgesichtsrücklage, fehlender Jochbogenregion und völlig unzureichendem Kieferschluss, bei gleichzeitig unauffälliger äußerer Dismorphie eine Mittelgesichtsvorverlagerung mittels eines externen Distractionssystems geplant. Auf Anraten von Dr. Westermarck, mit dem bereits einige Planungen in Kooperation erfolgten, sollte die vorgesehene Therapievariante präoperativ unter Berücksichtigung der Weichgewebe am Konrad-Zuse-Zentrum in Berlin überprüft werden. Zur Planung lagen 233 CT-Schichten der Größe 512×512 vor, die im Abstand von 0,7 mm mit einem GE Lightspeed QX/i CT-Scanner akquiriert wurden (Abb. 6.62 a). Eine erste Schwellenwert basierte 3D Rekonstruktion der Haut- und der Knochenoberfläche ist in den Abbildungen 6.62 b und c gezeigt.

³ www.ccrl-nece.de/gemss

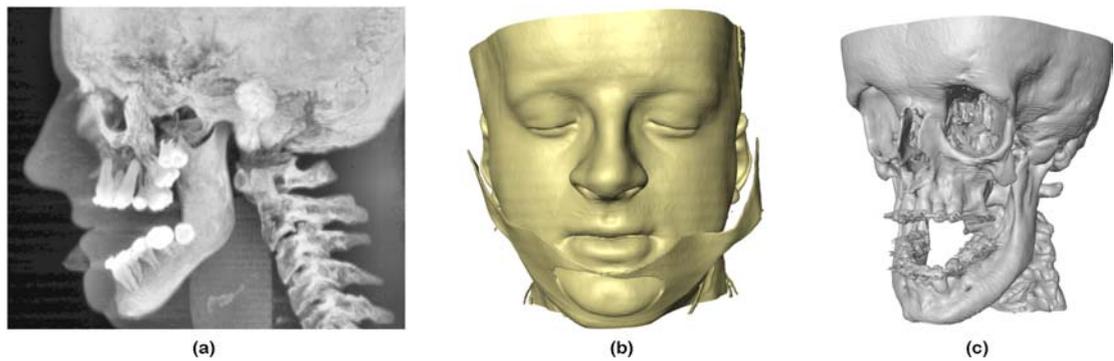


Abbildung 6.62: Ausgangssituation: a) Projektionsansicht aus den CT-Daten, b) Iso-Oberfläche bei -650 HU und c) bei 220 HU

Der Kopf des Patienten wurde für die CT-Aufnahme mittels eines Kinnriemens immobilisiert, wobei das Weichgewebe im oberen Kinnbereich angehoben und die Lippen dabei künstlich geschlossen wurden (Abb. 6.62 a,b). Die initiale Knochenrekonstruktion wies leichte Metallartefakte im Bereich der Zähne auf (Abb. 6.62 c). Das aus der Feinsegmentierung resultierende Oberflächenmodell bestand aus ca. 3,9 Millionen Dreiecksflächen, wobei die Metallartefakte zufrieden stellend eliminiert werden konnten (Abb. 6.63 a). Das hochaufgelöste Modell wurde im Anschluss mit den bewährten Verfahren auf knapp 70 000 Dreiecke vergrößert (Abb. 6.63 b,c), wobei der mittlere quadratische Simplifizierungsfehler auf der gesamten Oberfläche weniger als 0,09 mm betrug, mit einem Median von 0,03 mm. Lediglich 2,5 % der Oberfläche des Planungsmodells wichen mehr als 0,2 mm vom hochaufgelösten Modell ab. Aus dem vergrößerten Planungsmodell wurde im Anschluss das Volumengitter des Weichgewebes generiert, das sich aus ca. 170 000 Tetraederelementen zusammensetzt (Abb. 6.63 d).

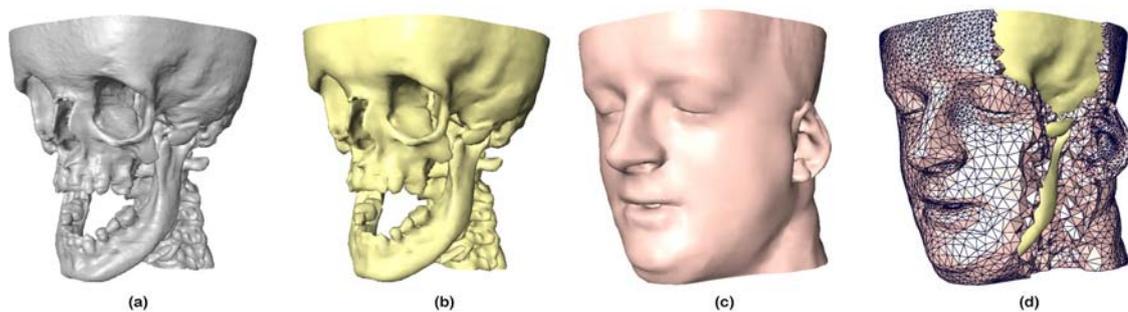


Abbildung 6.63: a) 3D Knochenmodell nach Feinsegmentierung, b,c) 3D Planungsmodell, d) Schnitt durch das 3D Weichgewebegitter

In einer gemeinsamen Planung mit Dr. Westermark erfolgte der Knochenschnitt und die Segmentverlagerung am 3D Planungsmodell. Entsprechend des ursprünglichen Behandlungskonzeptes erfolgte eine hohe Le Fort-I Osteotomie zur Mobilisation des Oberkiefers. Eine Unterkieferrotation in der Gelenkachse unter Kollisionskontrolle verdeutlicht bereits den unzureichenden Kieferschluss bei frühzeitigem Kontakt

6. Fallstudien

der hinteren Backenzähne (Abb. 6.64 a). Zur Bestimmung der erforderlichen Verlagerungsstrecke für den Oberkiefer erfolgte, unter Berücksichtigung einer prä- und postoperativen kieferorthopädischen Behandlung, ein forcierter Unterkieferschluss über die Kontaktzonen hinaus. Aus der Messung zwischen verschiedenen korrespondierenden Zahnpaaren ergab sich eine Fehlstellung von knapp 20 mm. Anschließend erfolgte in Anlehnung an die geschlossene Unterkieferposition eine Vorverlagerung des Oberkiefers unter Okklusionsaspekten, mit daraus resultierender Rotation von ca. 13° um die Horizontalachse und einer Gesamtverlagerungsstrecke von 22 mm! Bereits an dieser Stelle wurde deutlich, dass eine ausschließliche Mittelgesichtsvorverlagerung *nicht* die Methode der Wahl sein kann (Abb. 6.64 b). Die Simulation der resultierenden Gesichtsform lieferte dann auch ein entsprechend groteskes Ergebnis, wobei der gewählte Modellierungsansatz der linearen Elastizität aufgrund der großen Verlagerungsstrecke mit Sicherheit einen Teil seiner Gültigkeit verloren hat und die Prädiktion aus quantitativer Sicht nicht mehr als verlässlich angesehen werden kann (Abb. 6.64 d).

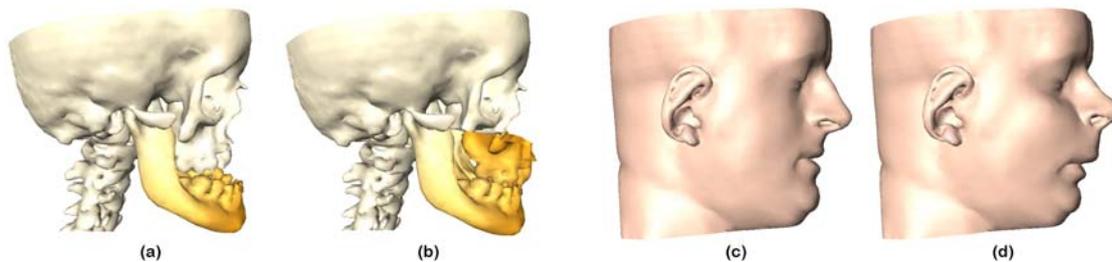


Abbildung 6.64: a,b) Oberkiefervorverlagerung, c,d) 3D Weichgewebeprädiktion

Aufgrund des qualitativen Ergebnisses der Weichgewebeprädiktion fiel die Entscheidung klar zu Gunsten einer bimaxillären Osteotomie mit gleichzeitiger Oberkiefer- vor- und Unterkieferrückverlagerung aus. Aufgrund der vorderen Jochbeinprominenz und der fülligen Wangenpartie erfolgte eine konventionelle Le Fort-I Osteotomie sowie eine sagittale Spaltung der aufsteigenden Unterkieferäste (Abb. 6.65 a). Im Anschluss wurde der Oberkiefer um 12 mm vorverlagert und um ca. 8° rotiert und das vordere Unterkiefersegment um 8 mm zurück verlagert und dabei entgegengesetzt um 6° rotiert (Abb. 6.65 b). Die Weichgewebesimulation zur geplanten bimaxillären Osteotomie liefert im Vergleich zur anfänglich geplanten Mittelgesichtsdistraction für die Oberkieferregion aus ästhetischer Sicht ein deutlich besseres Ergebnis. Die bereits durch den Kinnriemen hervorgerufene Weichgewebedeformation stellt allerdings eine erhebliche Beeinträchtigung der Simulationsvorgaben dar, da die über das CT erfasste Gesichtsform nicht der Unterkieferstellung entspricht. Die Kinn- und Lippenregion kann somit nicht für die in korrekter Okklusion befindliche Unterkieferstellung prognostiziert werden. Berücksichtigt man jedoch den bereits künstlich hervorgerufenen Lippenschluss und rotiert den Unterkiefer nur partiell, dann erhält man eine Abschätzung der resultierenden Gesichtsform, die dem gewünschten Ergebnis in guter Näherung entspricht (Abb. 6.65 c).

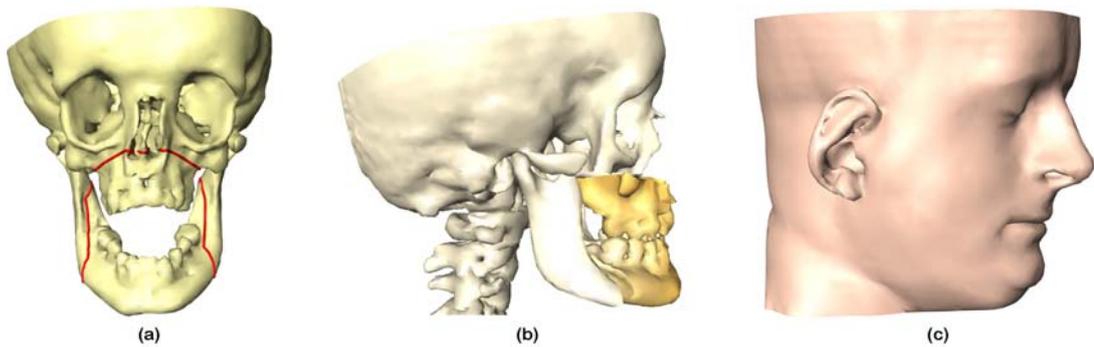


Abbildung 6.65: a) konventionelle Le Fort-I Osteotomie und sagittale Spaltung der vertikalen Unterkieferäste, b) bimaxilläre 3D Umstellungsplanung, c) 3D Weichgewebebeurteilung

Mit dieser Fallstudie konnte gezeigt werden, dass eine präoperative 3D Planung einschließlich Weichgewebebeurteilung wichtige Planungskriterien liefert. Der Operateur konnte seine ursprüngliche Strategie einer Mittelgesichtsdistraction unter ästhetischen Aspekten neu bewerten und kam so auf ein gänzlich anderes Therapiekonzept, was bei Erkennung im Operationsverlauf zu erheblichen Schwierigkeiten geführt hätte. Dem Patienten blieb dadurch möglicherweise eine unzureichende Therapie bzw. eine Folgeoperation erspart, wobei sich die Richtigkeit der Entscheidung an dieser Stelle nicht mehr überprüfen lässt.

6.5 Kraniofaziale Mikrosomie

Der letzte Abschnitt dieses Kapitels ist den besonders komplexen Planungen gewidmet, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführt wurden. Es geht dabei um die Behandlung von Patienten mit hemifazialer Mikrosomie, d.h. halbseitiger Fehlbildung (Minderwuchs) von Teilen des Gesichtsschädels einschließlich der Weichgewebe, bei denen typischerweise *sehr* asymmetrische Verhältnisse vorliegen und diverse anatomische Strukturen wie z.B. der Oberkiefer, die Jochbeinregion, der Unterkiefer, die Kaumuskulatur, die Wangenregion, das Ohr uvm. betroffen sind [McCarthy, 1997]. Konventionelle, computergestützte Planungssysteme boten hier bislang keine zufrieden stellende integrierte Lösung, weder hinsichtlich der Osteotomie- und Umstellungsplanung [Everett et al., 2000], noch bei der Berücksichtigung weichgewebiger Strukturen. Mit den folgenden drei Fallstudien sollen deshalb abschließend die Möglichkeiten und Vorteile einer 3D Therapieplanung mit Weichgewebeprognose noch einmal klar herausgestellt werden.

6.5.1 Fall I

Der erste Planungsfall zur hemifazialen Mikrosomie behandelt eine schwedische Patientin mit angeborenem Goldenhar-Syndrom (Abb. 6.66). Der linke aufsteigende Unterkieferast ist erheblich unterentwickelt bzw. nicht existent, sodass der Unterkiefer kein Gegenlager in der Gelenkpfanne der Schädelbasis besitzt. Daraus resultierte eine asymmetrische Entwicklung des Unterkiefers (mandibuläre Hypoplasie mit Unterkieferrücklage) an die sich der Oberkiefer in seiner Entwicklung angepasst hat und dadurch im Ergebnis zu weit unten liegt. Hinzu kommt eine Fehlentwicklung des linksseitigen Temporalisknochens mit gestörter Weichgewebeentwicklung in diesem Bereich. Insgesamt liegt eine erhebliche Gesichtasymmetrie sowohl im Profil als auch in der En-Face Ansicht vor. Terminologisch handelt es sich um eine asymmetrische Unterkieferrücklage bei einem sogenannten *Long-Face*-Syndrom mit Aplasie des linken aufsteigenden Unterkieferastes.



Abbildung 6.66: Ausgangssituation: links) Patientin mit Goldenhar-Syndrom, rechts) medizinisches RP-Modell

Planungsgrundlage bildeten 110 CT-Schichten der Auflösung 512×512 eines Picker PQ 5000 Scanners, die mit einem Vorschub von 1,5 mm akquiriert wurden. Die Bildqualität war relativ schlecht, sodass in einem ersten Schritt eine Homogenisierung mit einem 3×3 Medianfilter vorgenommen wurde. Die Aufnahme erfolgte zudem mit um $11,5^\circ$ ($0,2$ rad) gekippter Detektoranordnung (*Gantry Tilt*), was zu entsprechend geneigten Transversalschnitten und ohne geeignete Korrektur zu einer Verzerrung (Scherung) der geometrischen Verhältnisse in der Rekonstruktion führt (Abb. 6.67 a,b). Zur Entschering kann auf die Koordinaten aller Aufnahmewerte $\mathbf{x}^T = (x, y, z)$ die folgende affine Transformation angewendet werden (6.1):

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \tan(0,2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (6.1)$$

Um ein anschließendes *resampling* auf ein reguläres Gitter zu vermeiden kann alternativ dazu die Korrektur auch auf die Koordinaten aller Vertizes $\mathbf{v}^T = (x, y, z)$ des aus den Daten rekonstruierten Oberflächenmodells angewendet werden. Im Ergebnis entspricht dies einer 3D Rekonstruktion aus den *entscherten* CT-Daten, doch

die ursprüngliche Aufnahmeinformation bleibt unverfälscht. Um die CT-Daten jedoch als konsistente Planungsgrundlage nutzen zu können, wurde ein Verfahren angewendet, das die Schichten entsprechend des Scherungswinkels gegeneinander verschiebt und in einen Bildstapel mit geänderter Bildgröße in Scherungsrichtung *ohne* Rotation und damit verbundener Interpolation überführt (Abb. 6.67 c,d).

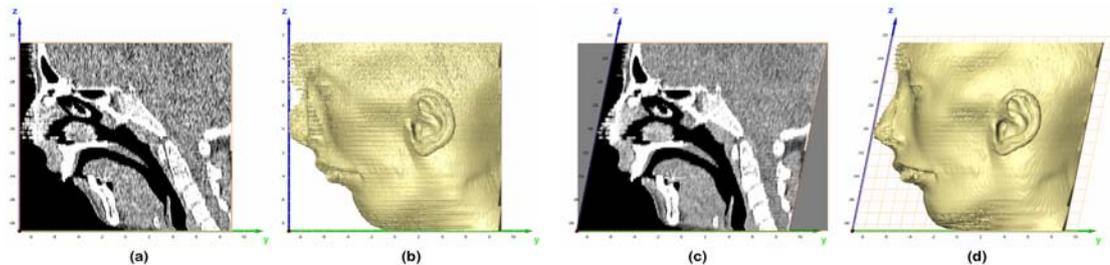


Abbildung 6.67: a) sagittaler Schnitt durch die CT-Daten, b) Iso-Oberfläche bei -300 HU, c) wie a) jedoch nach Scherung und 2D Medianfilterung, d) wie b) jedoch auf c) angewendet)

Eine Schwellenwert basierte Rekonstruktion der Hautoberfläche bei -300 HU zeigt bereits deutlich, dass eine aufwändigere Feinsegmentierung erforderlich ist. Zur Reduktion der Treppenartefakte wurden in einem ersten Schritt Zwischenschichten im Abstand von 0.35 mm interpoliert, woraus ein Bildstapel mit 437 Schichten resultierte. Das nach der Segmentierung rekonstruierte Oberflächenmodell setzte sich aus ca. 6 Millionen Dreiecksflächen zusammen, deren Anzahl in Abhängigkeit von der Oberflächenkrümmung und lokal adaptiven Vorgaben zur Gittergenerierung auf ca. 120 000 Dreiecke reduziert wurde (Abb. 6.68). Aus dem vergrößerten Modell wurde abschließend das Volumengitter des Weichgewebes generiert, das aus ca. 400 000 Tetraederelementen besteht.

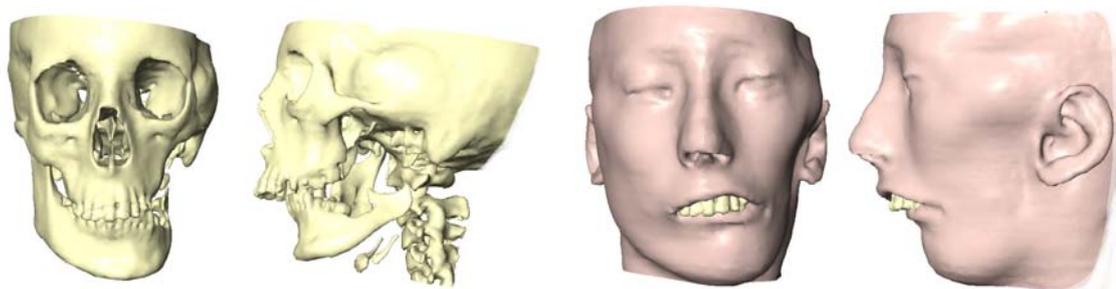


Abbildung 6.68: 3D Planungsmodell nach Feinsegmentierung und Vergrößerung

Die Osteotomie- und Umstellungsplanung erfolgte zusammen mit Dr. Anders Westermarck, vom Karolinska Hospital in Stockholm. Eine erste Vorplanung erfolgte an einem aus den CT-Daten rekonstruierten 3D Wachsmo-
dell (Abb. 6.69 a). Dabei wurde eine asymmetrische Le Fort-I Osteotomie mit Knochenreduktion durchgeführt und der mobilisierte Oberkiefer mit einer Rotation um einen Punkt in der

6. Fallstudien

linken Jochbeinregion rechtsseitig um ca. 5 mm angehoben. Nach Osteotomie des rechten Unterkieferastes erfolgte eine Vorverlagerung des Unterkiefers bei gleichzeitiger symmetrischer Ausrichtung zum Oberkiefer. Für den fehlenden linken Unterkieferast war ein Aufbau mit autogenem Beckenkammtransplantat vorgesehen. Zur Abschätzung der resultierenden Gesichtsform wurde diese Planung in äquivalenter Form am computergrafischen 3D Planungsmodell durchgeführt (Abb. 6.69 b).

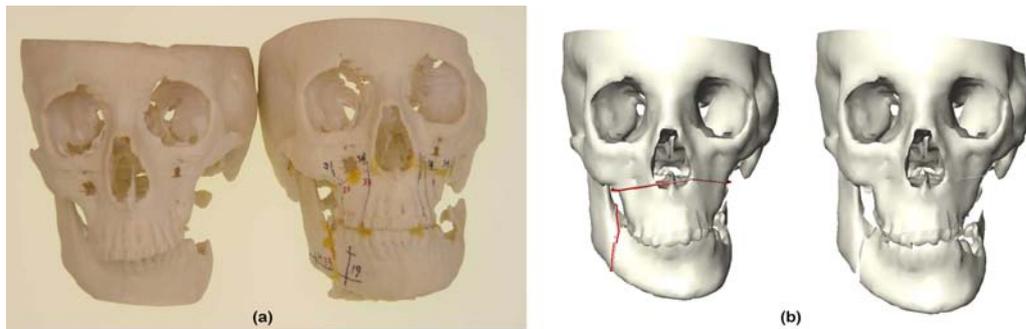


Abbildung 6.69: a) Planung am medizinischen RP-Modell und b) am computergrafischen 3D Planungsmodell

Hinzu kam noch die Frage nach der optimalen Rekonstruktion der linken Unterkieferseite. Dazu wurde der rechte aufsteigende Unterkieferast gespiegelt und entsprechend der ursprünglichen Unterkieferlage in das 3D Planungsmodell eingepasst (Abb. 6.70 a). Die anschließende Verlagerung des Unterkiefers führt in der Weichgewebesimulation zu der gewünschten, nach außen gerichteten Deformation der linken Wangenregion, deren Ergebnis in Abbildung 6.70 b gezeigt ist. Die Simulationsergebnisse bestätigten somit das vorab gewählte Behandlungskonzept und die Patientin wurde entsprechend der Vorgaben operiert (Abb. 6.70 c). Lediglich der Aufbau des Unterkieferastes konnte in Ermangelung einer passenden Methode zur formgerechten Knochenentnahme nicht planungsgetreu erfolgen, sodass in Kombination mit dem Weichgewebedefizit sowie der Fehlbildung des Temporalis-knochens linksseitig noch eine Folgeoperation zur Erlangung einer harmonischen Gesichtsform erforderlich ist [Westermarck et al., 2005a, b].

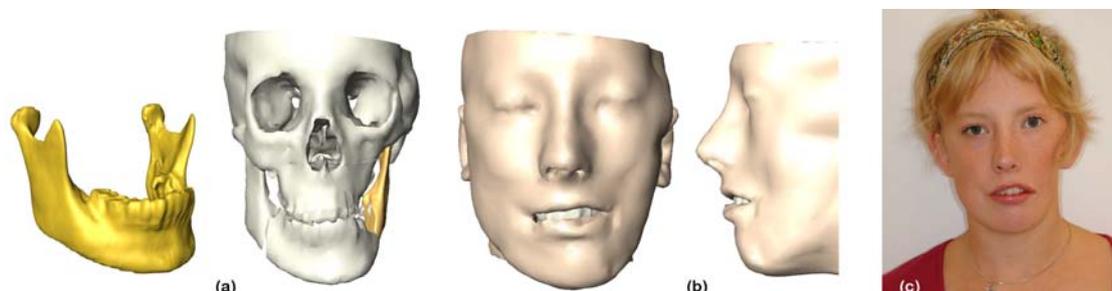


Abbildung 6.70: a) Rekonstruktion des fehlenden Unterkieferastes, b) 3D Weichgewebeprädiktion, c) postoperatives Ergebnis

6.5.2 Fall II

Für einen 31-jährigen Patienten mit einer angeborenen Knochenwachstumsstörung (Dysostose), die zu einer rechtsseitigen hemifazialen Mikrosomie führte (Abb. 6.71), begann im September 2002 eine Planung in Zusammenarbeit mit Dr. Hierl vom Universitätsklinikum Leipzig. Hierbei handelt es sich, wie auch schon im vorangehenden Fall, um eine recht komplexe Fragestellung, bei der neben der funktionellen Wiederherstellung auch die Weichgewebe und die resultierende Gesichtsform eine ganz wesentliche Rolle spielen. Eine Planung anhand eines Stereolithografiemodells war aus Kostengründen dennoch nicht vorgesehen, sodass zur präoperativen Vorbereitung nur die computergrafische 3D-Planung erfolgte.

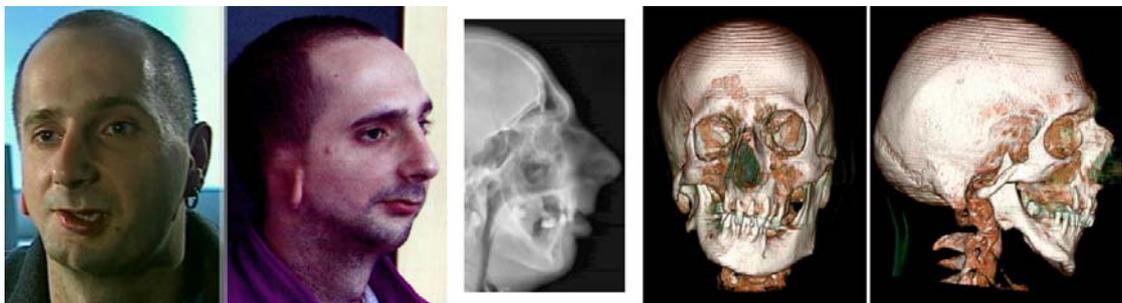


Abbildung 6.71: Ausgangssituation: links) Patient mit hemifazialer Mikrosomie, mitte und rechts) laterale Projektion und *volume rendering* der CT-Daten

Auch hier ist nahezu der gesamte Schädel betroffen, wobei die Fehlbildung z.B. nach der O.M.E.N.S.-Klassifikation⁴ von Vento et al. [1991] mit $O_2 M_{2A} E_3 N_0^7 S_2$ beschrieben werden kann, was besagt, dass die Orbitaposition anormal, der Unterkiefer hypoplastisch (Klassifikation II nach Pruzansky [1969]), das äußere Ohr einschließlich Mittelohrkanal (Grad III nach Pruzansky [1969]) und auch die Weichgewebe involviert sind [McCarthy, 1997]. Ferner liegt eine Mittelgesichtshypoplasie vor, wobei der Jochbogen nicht mit der Schädelbasis verbunden und aufgrund des Muskelzuges des *Musc. masseter* nach kaudal deformiert ist. Der Patient ist zudem minderbezahnt, was eine Einstellung der Kiefer zueinander problematisch gestaltet. Aufgrund einer schiefen Nasenwurzel mit daraus resultierender Asymmetrie ist außerdem eine Korrektur der Nase erforderlich.

Planungsgrundlage bilden 222 Schichten eines Siemens Volume Zoom CT, die im Abstand von 1 mm und einer Pixelauflösung von $0,47 \times 0,47$ mm akquiriert wurden. Aus der Feinsegmentierung resultierte ein Oberflächenmodell, das sich aus ca. 3,5 Millionen Dreiecksflächen zusammensetzt, deren Anzahl auf ca. 60 000 Dreiecke für das Planungsmodell reduziert wurde (Abb. 6.72). Das korrespondierende Weichgewebegitter besteht aus knapp 140 000 Tetraederelementen.

⁴ *Orbital distortion, Mandibular hypoplasia, Ear anomaly, Nerve involvement, Soft tissue deficiency*

6. Fallstudien

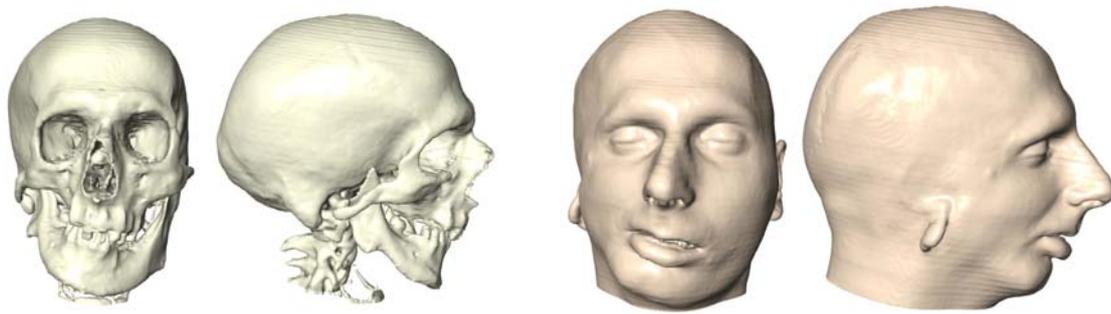


Abbildung 6.72: 3D Modellrekonstruktion

Zur Bewertung der Fehlbildung wurde das Planungsmodell in das kephalometrische Koordinatensystem transformiert (siehe Abschnitt 4.1). Mittelgesicht und Unterkiefer wurden in vier Segmente unterteilt und die Winkel zwischen Frankfurter Horizontalebene und Okklusionsebene, sowie der Soll-Medianebene und der aus den anthropometrischen Messpunkten rekonstruierten Ist-Medianebene bestimmt. Die Sollebene wurde dabei aufgrund der starken Asymmetrie über das Zentrum der *Sella turcica*, das Nasion und den knöchernen Extrempunkt am Occiput definiert. Frankfurter Horizontalebene und Okklusionsebene wiesen eine Winkelabweichung von ca. 16° in der Frontalprojektion auf und die Medianebene war um knapp 10° verkippt (Abb. 6.73).

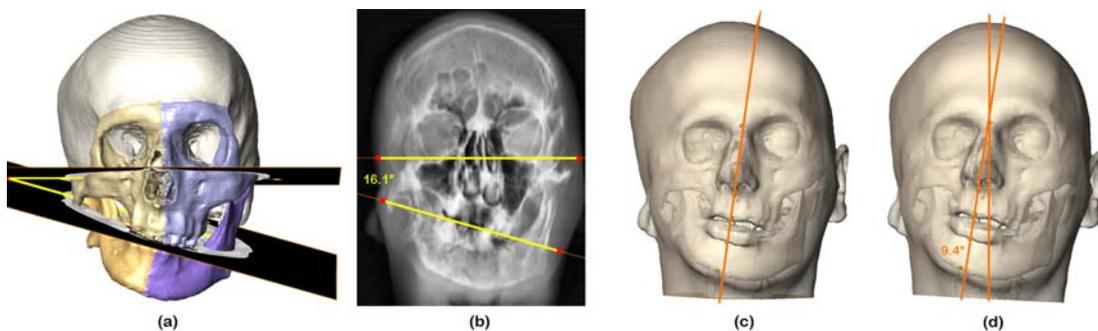


Abbildung 6.73: a) Symmetriebewertung über die Frankfurter Horizontalebene und die Okklusionsebene, b) Projektion in die Frontalebene ($16,1^\circ$), c,d) Soll-Ist-Abweichung der Medianebene um $9,4^\circ$

Die Therapie erfordert eine zahnprothetische Vorbehandlung, wobei einige Zähne entfernt und provisorische Prothesen zur dentalen Abstützung gesetzt werden müssen. Zur Vorbereitung der Unterkieferverlagerung muss die Masseterschlinge vorgedehnt werden, um dessen Kraftwirkung auf die Jochbogenregion zu reduzieren. Sowohl Ober- als auch Unterkiefer müssen mobilisiert werden. Der Oberkiefer soll rechtsseitig vorverlagert und um einen in der linken Jochbeinregion liegenden Punkt rotiert werden, wobei der Drehpunkt über eine Drahtnaht fixiert wird (Abb. 6.74 a). Für den Unterkiefer ist eine bidirektionale Distraction der rechten vertikalen und horizontalen Unterkieferäste vorgesehen, wobei der Unterkiefer derart rotiert wer-

den soll, dass Frankfurter Horizontalebene und Okklusionsebene im Schnitt mit der Frontalebene parallel zueinander liegen. Im Anschluss soll das rechte äußere Ohr durch eine knochenverankerte Epithese rekonstruiert und die Nase in eine symmetrische Position gebracht werden.

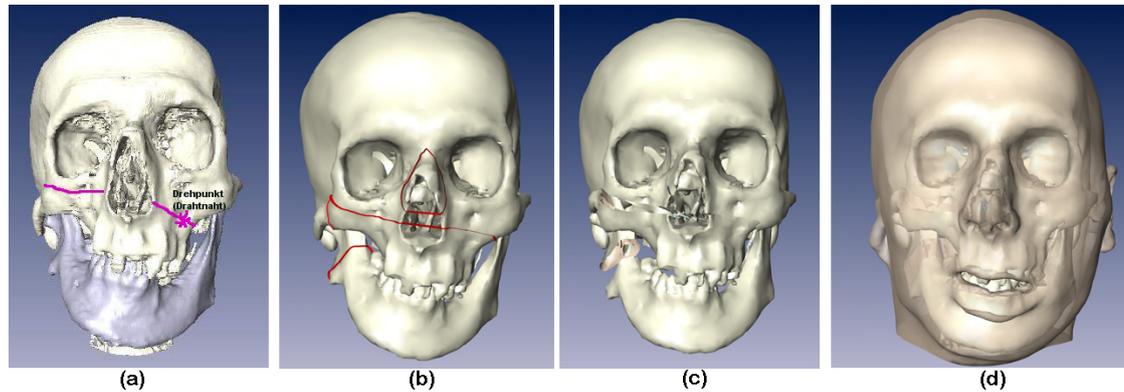


Abbildung 6.74: a) Planung der Oberkieferosteotomie, b) Osteotomielinien am 3D Modell, c) 3D Umstellungsplanung, d) Weichgewebeprediktion

Aus Sicht der Planung ist zum einen die knochensymmetrische Wiederherstellung unter Berücksichtigung der korrekten Kieferfunktion und der dentalen Okklusion von Bedeutung, wobei sich letzteres aufgrund der Minderbezahnung mit geringer zu erhaltender Substanz als problematisch gestaltet. Zum anderen ist die aus der Knochenverlagerung resultierende Weichgewebearrangement für das optimale Therapiekonzept von Bedeutung. Die Fragen hierbei sind: i) „*Wie wirkt sich die Oberkieferverlagerung auf die Nasenweichteile und die Wangenprominenz aus?*“, und ii) „*Wie und unter welchen Voraussetzungen ist eine symmetrische Gesichtsförmigkeit in der En Face Ansicht und eine harmonische Gesichtspröfillinie zu erzielen?*“ Aus der Wahl der geeigneten Oberkieferosteotomie und des Jochbogenaufbaus ergibt sich auch der jeweils optimale operative Zugangsweg. Mechanische Analysen würden dabei die Überlegung zu einer ggf. erforderlichen Myotomie des Massetermuskels unterstützen. Für die Gesichtssymmetrie ist auch die Bewertung der unterschiedlichen Weichteildicke beider Gesichtshälften von Bedeutung.

Zur Rekonstruktion des rechten Ohres wurde auf die Ergebnisse einer Vorarbeit zurückgegriffen [Zachow, 1999; Zachow et al., 1999]. Am Schädelmodell werden die hinsichtlich Lage und Knochenangebot optimalen Positionen für Teleskopimplantate zur Befestigung einer Suprakonstruktion bestimmt, an der eine aus Kunststoff gefertigte Ohr-Epithese befestigt werden kann (Abb. 6.75). Die Bestimmung der Implantatpositionen erfolgt dabei nach dem Prinzip von Bränemark [Bränemark:1995], das wie in den Abbildungen 6.76 a und b gezeigt auf eine 3D Planung übertragen wurde.

6. Fallstudien

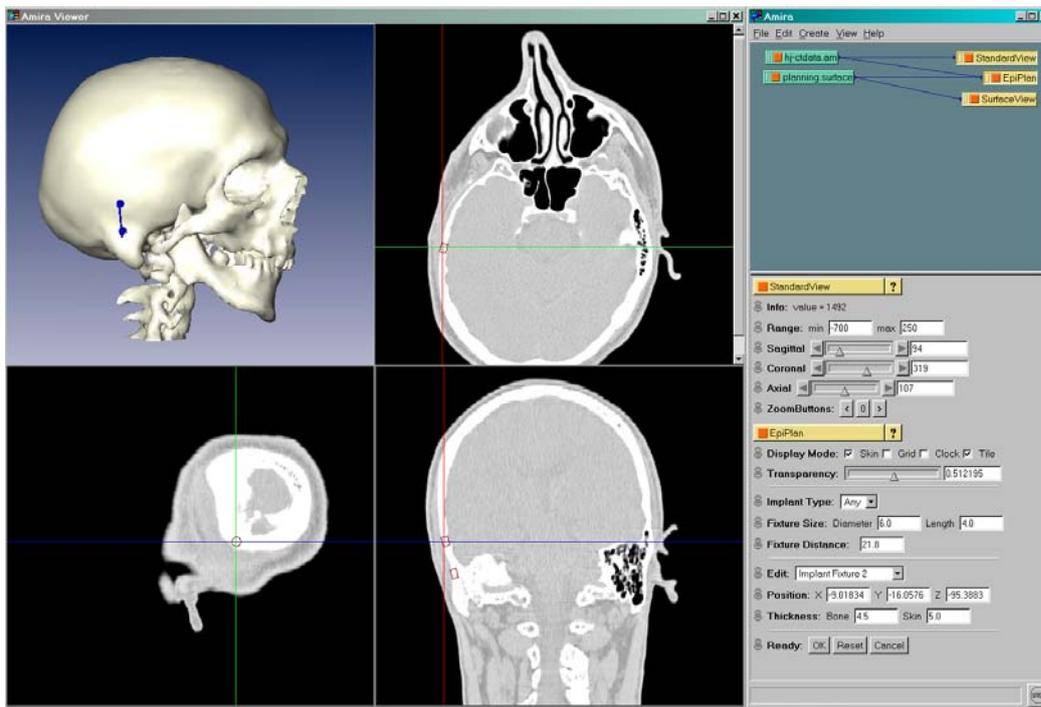


Abbildung 6.75: Bestimmung der optimalen Implantatpositionen für eine knochenverankerte Ohrepithese am 3D Modell

Die Planungsdaten können auch zur Herstellung der Epithese genutzt werden. Dazu wurde das Ohr der gesunden, kontralateralen Seite gespiegelt (Abb. 6.76 c) und zur Fertigung einer 3D Abformgrundlage im STL-Format exportiert. In Abbildung 6.76 d ist der Kunststoffprototyp für das rechte Ohr gezeigt.

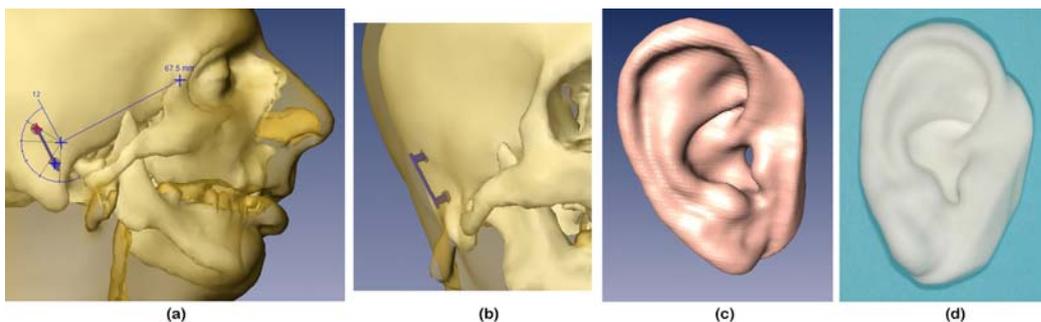


Abbildung 6.76: a,b) Anpassung der Suprakonstruktion am 3D Modell zur Fixierung einer Ohrepithese, c) aus den Daten gespiegeltes Ohr, d) gefertigtes STL-Modell als Abformgrundlage für die Epithetik

Die 3D Weichgewebepräädiktion zur Umstellungsplanung, einschließlich der Integration des gespiegelten Ohres ist in Abbildung 6.77 b im Vergleich zur Ausgangssituation gezeigt. Zur anschaulichen Patientenaufklärung wurden Animationen generiert, und der Patient erhielt zusätzlich die Möglichkeit, Knochenumstellungen

selbst interaktiv vorzunehmen und die daraus resultierenden Weichteilveränderungen unter Nutzung von 3D Projektionstechniken zu bewerten.

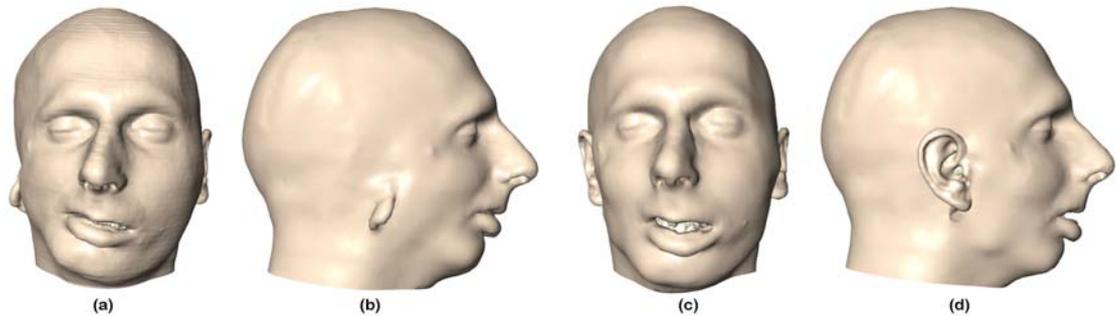


Abbildung 6.77: a) Ausgangssituation, b) 3D Prädiktion der postoperativen Gesichtsförmigkeit zur Planung in Abb. 6.74 c

In Anlehnung an andere Arbeiten zur 3D Operationsplanung sollten in diesem Fall ebenfalls fotografische Oberflächentexturen eingesetzt werden. Dazu wurden unterschiedliche Verfahren zu deren Generierung analysiert. Im einfachsten Fall können 3 oder mehr Digitalfotos in einer zylindrischen Aufnahmeanordnung akquiriert und diese im Anschluss unter Kenntnis der Aufnahmeabstände auf die Seitenflächen eines Quaders bzw. auf einen Zylindermantel projiziert und überblendet werden [Barré, 2001]. Mittels dreidimensionaler photogrammetrischer Aufnahmeverfahren lassen sich diese Texturen auch direkt vom entsprechenden Scannersystem erzeugen [Keeve, 1996; Koch, 2000]. Verglichen wurden ein Minolta Vivid 900 System, das auf Basis der Lasertriangulation arbeitet, und ein InSpeck Mega Capturor Streifenlichtscanner. Das Minolta System liefert eine sehr hohe Oberflächenaufklärung, bei relativ langer Aufnahmedauer (Abb. 6.78 b), die fotografischen Texturen waren allerdings nicht von hoher Qualität. Das InSpeck System hat eine geringere räumliche Auflösung, ermöglicht jedoch Simultanaufnahmen mit sehr kurzen Aufnahmezeiten und lieferte bessere Texturen (Abb. 6.78 a).



Abbildung 6.78: a) Fototextur erstellt mit einem InSpeck Scanner-System, b) Oberfläche akquiriert mit einem Minolta Vivid 900 Laserscanner

6. Fallstudien

Die Erzeugung von qualitativ hochwertigen Texturen erfordert eine sehr hohe Auflösung und eine gleichmäßige Ausleuchtung. Um die Texturen in Kombination mit dem Planungsmodell nutzen zu können, wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein einfaches Verfahren zur zylindrischen Projektion implementiert, wobei die Texturbilder über korrespondierende anatomische Referenzpunktpaare mittels eines in Amira verfügbaren Thin-Plate Splines Verfahrens [Bookstein, 1989; Gomes et al., 1999] hinsichtlich ausgewählter Gesichtsmerkmale (Augen- und Mundwinkel, Nasenspitze etc.) verzerrt wurden. Mit der Verwendung von Texturen sollte eine fotorealistische Darstellung des Planungsmodells zur anschaulichen Patientenaufklärung erreicht werden (Abb. 6.79 a,b). Die Untersuchungen zeigten jedoch, dass die verwendeten Oberflächentexturen sämtliche Oberflächendetails kaschieren und bei der Bewertung von Oberflächenveränderungen im Rahmen der Planung eher hinderlich sind. Auch war die Qualität der fotografischen Texturen noch nicht ausreichend und das implementierte Texturierungsverfahren noch nicht gut genug für eine glaubhafte 3D Visualisierung. Hier liegt somit noch ein deutlicher Entwicklungsbedarf vor.



Abbildung 6.79: Texturierte Darstellung des 3D Planungsmodells unter Verwendung: a) der Textur aus Abb. 6.78, b) von Digitalfotografien (Abb. 6.71), c) Patientenaufklärung mit dem Planungssystem

Diese Fallstudie zeigt die große Bandbreite der erforderlichen Arbeitsschritte zur Planung einer chirurgischen Korrektur von kraniofazialen Mikrosomien. Da für diesen Patienten *keine* Planung an einem Stereolithografiemodell vorgesehen war, kommt der computergestützten 3D Planung eine sehr große Bedeutung zu. Diverse Varianten wurden im Rahmen der Planung ausprobiert und diskutiert und dem Patienten Jan H. vorgeführt (Abb. 6.79 c). Es zeigte sich dabei, dass sich Jan bei seinen Entscheidungen mehr von seiner zu erwartenden äußeren Gesichtsform (insbesondere einer symmetrischen Kinnregion) als von der funktionellen Rehabilitation seines Kiefers leiten ließ. Ihm war es sehr wichtig an diesem Planungsprozess beteiligt zu sein, sodass auch dieser Fall eine große Motivation für die vorliegende Arbeit darstellte. Ich danke Jan für seine Kooperation und wünsche ihm viel Glück für seine noch bevorstehenden Operationen einschließlich der kieferorthopädischen Nachbehandlung. Ich hoffe sein „*neues Gesicht*“ wird sein Leben positiv verändern!

6.5.3 Fall III

In einer letzten Fallstudie wird noch einmal eine Planung für eine schwedische Patientin mit einer sehr ausgeprägten hemifazialen Mikrosomie beschrieben, die zusammen mit Dr. Anders Westermark am Konrad-Zuse-Zentrum für Informatik in Berlin durchgeführt wurde. Planungsgrundlage bildeten 214 Schnittbilder der Größe 512×512 , die mit einem GE Lightspeed QX/i CT-Scanner im Abstand von 0,7mm aufgenommen wurden (Abb. 6.80 a,b). Eine Schwellenwertbasierte 3D Rekonstruktion der Haut- und der Knochenoberfläche ist in den Abbildungen 6.80 c und d gezeigt. Störungen durch Abschattungsfehler an Zahnfüllungen und Osteosynthesematerial sind dabei deutlich erkennbar.

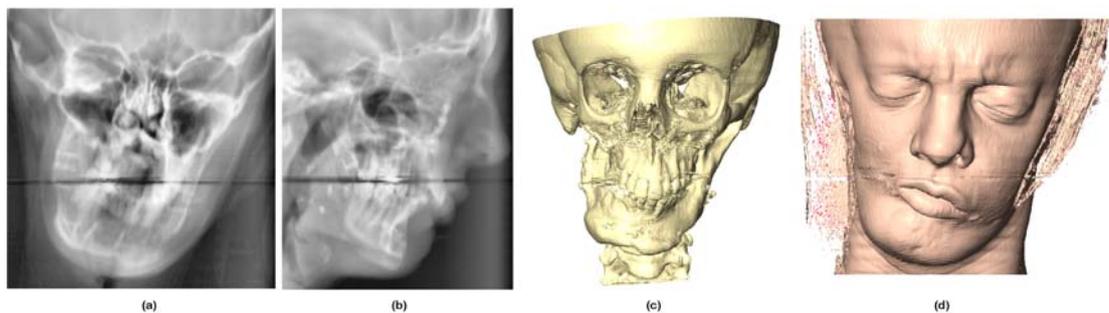


Abbildung 6.80: Ausgangssituation: a) Projektionsansicht aus den CT-Daten, b) Isofläche für Knochen bei 280 HU und c) für Haut bei -620 HU

Bei der Patientin ist die rechte Gesichtshälfte betroffen. Der aufsteigende Unterkieferast ist stark unterentwickelt und der Unterkiefer liegt insgesamt zu weit hinten. Der rechte Jochbogen fehlt völlig, ebenso wie das rechte Ohr. Im rechten Temporalisbereich liegt außerdem ein deutliches Weichteildefizit im Vergleich zur linken Seite vor. Die Patientin wurde bereits in einer anderen Klinik sowohl am Ober- als auch am Unterkiefer operiert (siehe Abb. 6.81). Das erzielte Ergebnis ist jedoch (noch) nicht optimal. Mitte des Jahres 2004 stand eine weitere Operation am Karolinska Hospital in Stockholm an, für die eine 3D Umstellungsplanung unter Berücksichtigung der Weichgewebe durchgeführt wurde.

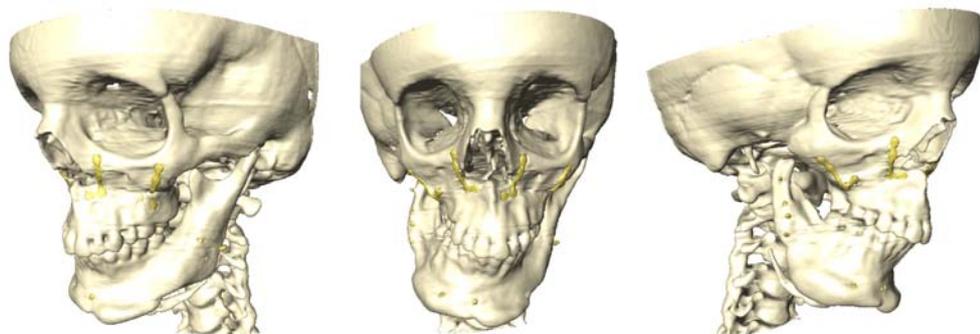


Abbildung 6.81: Aus der Feinsegmentierung resultierendes Schädelmodell

6. Fallstudien

Das aus der Feinsegmentierung resultierende Patientenmodell besteht aus ca. 3,2 Millionen Dreiecksflächen, deren Anzahl auf knapp 150 000 reduziert wurde. Der daraus resultierende Vergrößerungsfehler betrug im Mittel 0,02 mm (Median 0,015 mm, Maximum 0,8 mm) und lag für lediglich 2% der gesamten Oberfläche über 0,2 mm. Das aus dem vergrößerten Modell generierte Weichgewebemodell setzt sich aus ca. 370 000 Tetraederelementen zusammen.

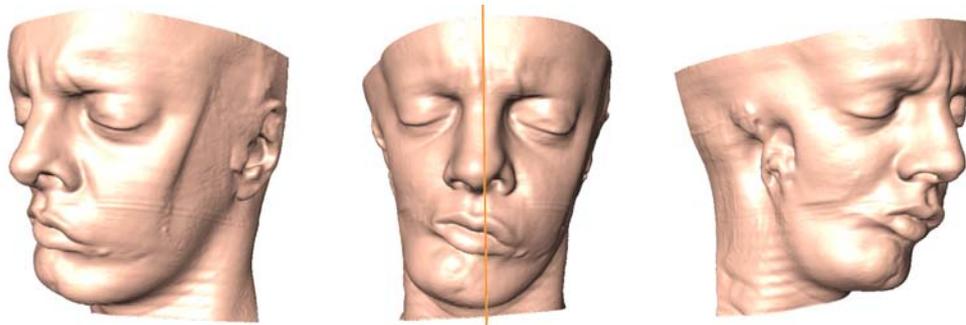


Abbildung 6.82: Aus der Feinsegmentierung resultierendes Weichgewebemodell

In Abbildung 6.83 ist eine erste zeichnerische Planung an computergenerierten Darstellungen des Planungsmodells verdeutlicht. Mit diesen Vorgaben wurden von Dr. Westermarck die möglichen Korrekturen und die damit verbundenen Anforderungen an die Planung demonstriert. Man sieht dabei, dass Knochenbereiche, wie die Jochbogenregion und der rechte aufsteigende Unterkieferast rekonstruiert und andere Bereiche zur Erlangung knochensymmetrischer Verhältnisse ggf. abgetragen werden müssen.

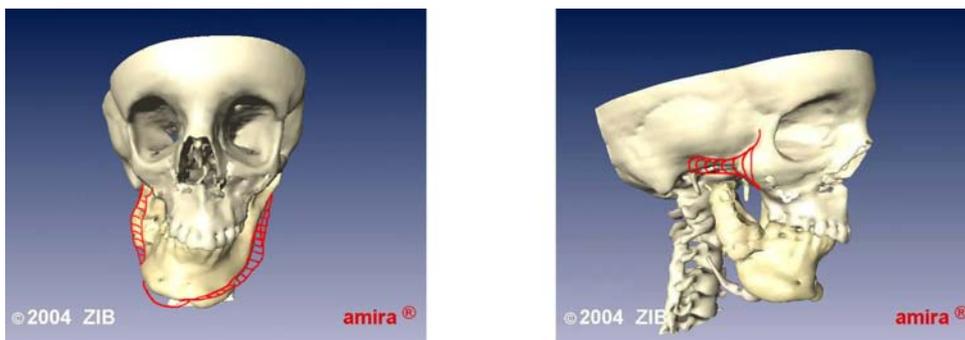


Abbildung 6.83: Zeichnerische Planungsvorgaben zur chirurgischen Korrektur der asymmetrischen Schädelform

Um die geplanten Maßnahmen der Knochenaugmentation bzw.-reduktion auch hinsichtlich der Weichgewebe beurteilen zu können, wurde eine Methode entwickelt, mit der man auf der Knochenoberfläche Bereiche markieren und diesen eine Verlagerungsstrecke entlang der Oberflächennormalen zuweisen kann. Aus dem resultierenden Vektorfeld auf der Oberfläche können im Anschluss die betroffenen Knochenbe-

reiche in ihrer Form modifiziert und darüber die Randbedingungen für die Weichgewebeverlagerung auf das Tetraedergitter übertragen werden. In Abbildung 6.84 sind einige dieser Modifikationen am Planungsmodell gezeigt.

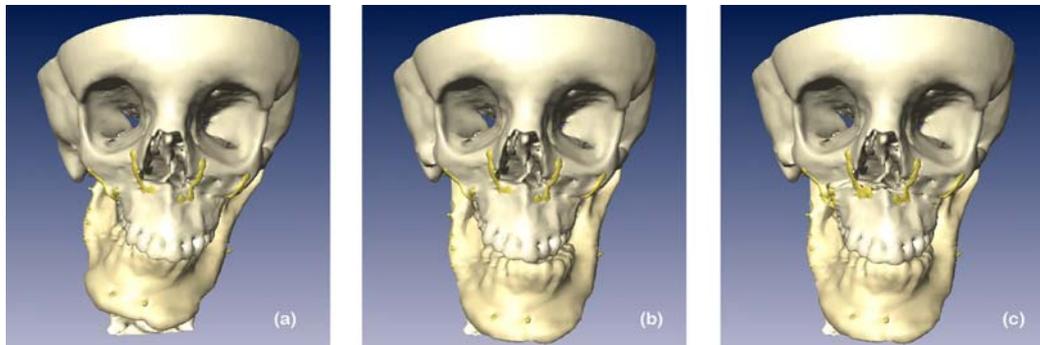


Abbildung 6.84: Übertragung der zeichnerischen Planung auf das 3D Modell

Die Auswirkungen der geplanten Änderungen zeigten in der Simulation noch nicht die gewünschten Ergebnisse hinsichtlich der Weichgewebe, sodass über eine Re-Osteotomie des Oberkiefers nachgedacht wurde. Am Planungsmodell wurde dazu eine konventionelle Le Fort-I Oberkieferosteotomie simuliert und die mobilisierte Maxilla in der oberen Kauebene um ca. 6° rotiert (Abb. 6.84 c). Dadurch konnte ein etwas symmetrischeres Ergebnis in der En Face Ansicht erzielt werden (Abb. 6.85 c). Eine weitere Verbesserung würde sich durch einen präziseren Aufbau des rechten vertikalen Unterkieferastes, gemäß der kontralateralen Seite ergeben. Eine exakte Spiegelung lässt sich allerdings operativ nur durch ein speziell gefertigtes Titanimplantat und nicht durch Anlagerung von autogenem Knochen erreichen, sodass auf eine entsprechende Planung verzichtet wurde.

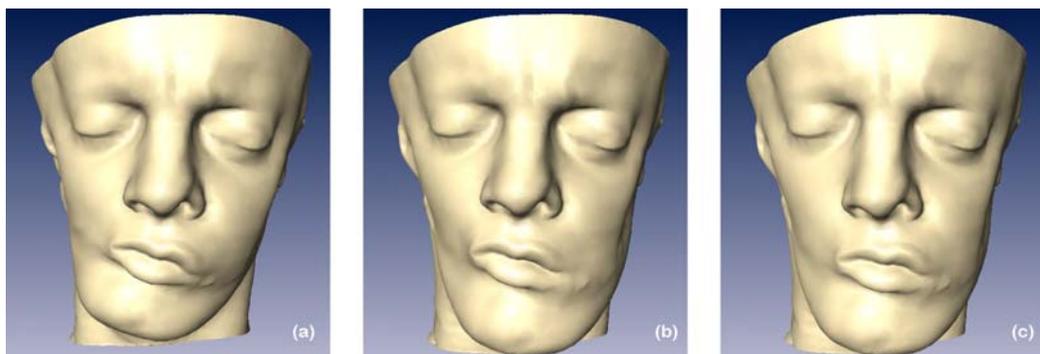


Abbildung 6.85: Weichgewebeprognose zur Planung in Abb. 6.84

In einem letzten Planungsschritt wurde das äußere Ohr der linken Seite gespiegelt, um das Ergebnis einer epithetischen Versorgung auf der rechten Seite demonstrieren zu können. Leider wurde das linke Ohr im CT-Scanner stark an den Kopf gedrückt und dabei deformiert, sodass sich dieses Modell nicht als Abformgrundlage verwenden lässt. Dennoch liefert die Darstellung in Kombination mit der prognostizierten

6. Fallstudien

Gesichtsform einen wichtigen Beitrag zur Beurteilung der Planung hinsichtlich der ästhetische Rehabilitation – und somit natürlich auch zur verbesserten Patientenaufklärung.



Abbildung 6.86: Prognose des postoperativen Erscheinungsbildes

Eine solch komplexe Planung ohne Weichgewebesimulation in ihrer ganzen Bandbreite abschätzen zu können ist selbst für erfahrene Chirurgen nicht einfach. In diesem Beispiel ergab sich aus der 3D Weichgewebeprediktion, dass die ursprünglichen Vorgaben zur Therapie noch nicht ausreichen, um eine wirklich symmetrische Gesichtsförm zu erzielen. Unter Berücksichtigung einer zusätzlichen Oberkieferosteotomie lassen sich weitaus bessere Ergebnisse erzielen.

Zu erwähnen ist in diesem Fall, dass der behandelnde Chirurg zur Planung extra nach Berlin geflogen ist, um mit dem Planungsmodell selbst experimentieren zu können. Der bloße Austausch von Bildern und die Kommunikation via Telefon bzw. *e-mail* reicht offensichtlich nicht aus, um ein klares Verständnis zu erlangen. Zu diesem Zweck wurde in Kooperation mit den Chirurgen Sader und Zeilhofer in einem vom DFN-Verein geförderten Projekt namens CoDiSP⁵ an einem Konzept zur gemeinsamen, netzverteilten Nutzung des Planungssystems gearbeitet. Dabei können beliebig viele Teilnehmer an einer Planungssitzung aktiv teilnehmen und die Knochenschnitt- und -umstellungsplanung am Modell selbst durchführen. Eine entsprechende Installation am Karolinska Hospital in Stockholm ist möglich und geplant. Diese wird in Zukunft eine Planung vor Ort ermöglichen.

6.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde anhand von 14 Fallstudien unterschiedlicher Fragestellung und Komplexität demonstriert, welche Bedeutung eine 3D Planung für die Gesichtschirurgie besitzt und wie mit den in dieser Arbeit beschriebenen Ansätzen eine Verbesserung der Planung und der Operationsvorbereitung für die Chirurgen

⁵ Collaborative Distributed Surgery Planning, Projektnr.: TK 602 – NT 202.2

erreicht werden kann. Das in allen gezeigten Fällen aus der Knochenumstellung resultierende veränderte Erscheinungsbild rechtfertigt eine solche 3D Planung unter Einbeziehung der weichgewebigen Strukturen. Für die Patienten ergibt sich aus der qualitativ hochwertigen dreidimensionalen Darstellung inklusive der Animation von Knochenumstellungen und der daraus resultierenden Gesichtsform eine deutlich verbesserte Aufklärung und OP-Vorbereitung. Bei Fragen, die sich aus der resultierenden Gesichtsästhetik ergeben, können die Patienten direkt in die Planung mit einbezogen und mögliche Alternativen dargestellt und somit anschaulicher vermittelt werden. Die Unsicherheit hinsichtlich der operativen Veränderung wird durch solch eine Aufklärung reduziert und die positive Einstellung zum vorzunehmenden Eingriff deutlich erhöht.

6.7 Literatur

- Barré S.: *Modélisation, fusion et reconstruction 3D pour l'aide à la chirurgie maxillo-faciale*. Dissertation, Université de Poitiers (2001)
- Bell W.H.: *Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery.*, Harcourt Publishers Ltd., Bd. 1, Kap. 4, S. 84–99 (1992), ISBN 0-7216-3407-9
- Berti G., Fingberg J., Schmidt G. und Hierl T.: *An interactive planning and simulation tool for maxillo-facial surgery*. In: *1st Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization MRNV*, Remagen (2004), Book of Abstracts, Kreative Konzepte, Remagen, ISBN 3-9807690-5-4
- Bookstein F.L.: *Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations*. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence 11(6), S. 567–585 (1989)
- Branemark:1995: *Fixture Placement Surgical Procedure, Abutment – Connection – Craniofacial Rehabilitation*. Nobelpharma: Brånemark System® (1995), Herstellerinformation
- Everett P.C., Seldin E.B., Troulis M., Kaban L.B. et al.: *A 3D system for planning and simulating minimally-invasive distraction osteogenesis of the facial skeleton*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Delp S.L., Di Gioia A. und Jaramaz B., Springer-Verlag (2000), Nr. 1935 in Lecture Notes in Computer Science, S. 1029–1039, ISBN 3-540-41189-5
- Gomes J., Darsa L., Costa B. und Velho L.: *Warping and Morphing of Graphical Objects*. Morgan Kaufmann Publishers (1999), ISBN 1-55860-464-2
- Hierl T. und Hemprich A.: *A novel modular retention system for midfacial distraction osteogenesis*. Br. J. Oral Maxillofac Surg 38, S. 623–626 (2000)

6. Fallstudien

- Hierl T., Klisch M., Klöppel R. und Hemprich A.: *Therapie ausgeprägter Mittelgesichtsrücklagen mit Hilfe der Distractionsosteogenese*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 7(1), S. 7–13 (2003)
- Hierl T., Wollny G., Zachow S., Klöppel R. et al.: *Visualisierung von Knochen- und Weichteilveränderungen in der Distractionsosteogenese des Mittelgesichts*. In: *10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Schädelbasischirurgie, Heidelberg*, herausgegeben von Mühling J. und Schweigert H.G., Verlag Videel, Niebüll (2002), S. 111–116, ISBN 3-89906-690-1
- Hierl T., Zachow S., Wollny G., Berti G. et al.: *Computer-based simulation in distraction osteogenesis*. In: *Proc. of 3rd Int. Oxford Distraction Symposium of the Craniofacial Skeleton* (2004a), S. 33–34
- Hierl T., Zachow S., Wollny G., Berti G. et al.: *Concepts of computer-based simulation in orthognathic surgery*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 32(suppl 1), S. 81–82 (2004b)
- Keeve E.: *Visualisierungs- und Simulationsverfahren zur interaktiven Planung kraniofazialer Korrekturoperationen*. Dissertation, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (1996), veröffentlicht beim infix Verlag
- Klöppel R., Hierl T., Gosch D., Primm T. et al.: *Kallusdistraction des Mittelgesichts: Anforderungen an die bildgebende Diagnostik*. Radiologie 39, S. 1068–1078 (1999)
- Koch R.M.: *Methods for physics based facial surgery prediction*. Dissertation No. 13912, ETH Zürich (2000)
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 17th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery, London, UK*, Elsevier Science B.V., London (2003), ISBN 3-444-51387-6
- McCarthy J.G.: *Craniofacial microsomia*. Clinics in Plastic Surgery 24(3), S. 459–474 (1997)
- Nkenke E., Zachow S., Benz M., Maier T. et al.: *Fusion of computed tomography data and optical 3d images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery*. Angenommen vom: Journal of Dento-maxillofacial Radiology (2004)
- Powell N. und Humphreys B.: *Proportions of the aesthetic face*. Thieme Medical Publishers (1984), ISBN 0-86577-117-0
- Pruzansky S.: *Not all dwarfed mandibles are alike*. In: *The Clinical Delineation of Birth Defects*, Williams and Wilkins, Bd. 5 von *Birth Defects*, S. 120–129 (1969)

- Reuther J.: *Orthognathe Chirurgie skelettverlagernder Operationen*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 237–248 (2000)
- Rubio-Bueno P., Villa E., Carreño A. et al.: *Intraoral mandibular distraction osteogenesis: Special attention to treatment planning*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 29, S. 254–262 (2001)
- Salyer K.E.: *Kraniofaziale Chirurgie*. Thieme Medical Publishers, Stuttgart (1992), ISBN 3-137-73401-0
- Stoelinga P.J.W. und Brouns J.J.A.: *The quadrangular osteotomy revisited*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 28, S. 79–84 (2000)
- Vento A.R., LaBrie R.A. und Mulliken J.B.: *The O.M.E.N.S. classification of hemifacial microsomia*. The Cleft Palate-Craniofacial Journal 28, S. 68–76 (1991)
- Westermarck A., Zachow S. und Eppley B.: *3-D osteotomy planning in maxillofacial surgery, including soft tissue prediction*. Journal of Craniofacial Surgery 16(1), S. 100–104 (2005a)
- Westermarck A., Zachow S., Hege H.C. und Deuffhard P.: *3D osteotomy planning in maxillofacial surgery including 3D soft tissue prediction*. In: *2. Int. Conf. on Advanced Digital Technology in Head and Neck Reconstruction*, Banff, Alberta, CA (2005b), S. 65
- Worms F.W., Isaakson und Speidel: *Surgical treatment planning: Profile analysis and mandibular surgery*. Angle Orthodontist 46(1), S. 1–25 (1976)
- Zachow S.: *Entwurf und Implementierung eines chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik*. Diplomarbeit, Technische Universität Berlin & Charité Campus Virchow Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (1999)
- Zachow S., Gladilin E., Hege H.C. und Deuffhard P.: *Finite-element simulation of soft tissue deformation*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Elsevier Science B.V., San Francisco (2000), S. 23–28, ISBN 0-444-50536-9
- Zachow S., Gladilin E., Sader R. und Zeilhofer H.F.: *Draw & Cut: Intuitive 3D osteotomy planning on polygonal bone models*. In: Lemke et al. [2003], S. 362–369
- Zachow S., Gladilin E., Trepczynski A., Sader R. et al.: *3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery: Experiences and results of surgery planning and volumetric finite-element soft tissue prediction in three clinical cases*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Springer-Verlag, Paris (2002), S. 983–987, ISBN 3-540-43655-3

6. Fallstudien

Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.F. und Sader R.: *3D Osteotomieplanung in der MKG-Chirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung*. In: *Rechner- und sensorgestützte Chirurgie*, herausgegeben von Wörn H., Mühling J., Vahl C. und Meinzer H.P., Gesellschaft für Informatik, Heidelberg (2001a), GI Lecture Notes in Informatics, S. 217–226

Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.F. und Sader R.: *Improved 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, herausgegeben von Niessen W. und Viergever M.A., Springer-Verlag (2001b), Nr. 2208 in Lecture Notes in Computer Science, S. 473–481, ISBN 3-540-42697-3

Zachow S., Lueth T.C., Stalling D., Hein A. et al.: *Optimized arrangement of osseointegrated implants: A surgical planning system for the fixation of facial prostheses*. In: *Proceedings of the International Symposium CARS'99*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K. und Farman A.G., Elsevier Science B.V., Paris (1999), S. 942–946, ISBN 0-444-50290-4

Bewertung und Ausblick

*Old men shall dream dreams,
young men shall see visions*

Joel 2:28

Die Simulationsvorgaben aus der Planung, in Form von chirurgisch korrekt mobilisierten und unter funktionellen Gesichtspunkten verlagerten Knochensegmenten (Abschnitte 4.2 und 4.3), führen zu Verschiebungen korrespondierender Randflächen von angrenzendem Weichgewebe, die als Randbedingungen in die numerische Berechnung der daraus resultierenden räumlichen Weichgewebeanordnung einfließen (Abschnitt 5.2 ff.). Die FE-Simulation der Deformation des Weichgewebenvolumens aufgrund vorgegebener Knochenverlagerungen lieferte, wie exemplarisch in Kapitel 6 gezeigt, in allen Fällen plausible und konsistente Ergebnisse. Die Prognosequalität, also die Verlässlichkeit der Simulation im Hinblick auf die tatsächlich resultierende Gesichtsform ist dabei *das* wesentliche Kriterium für die klinische Nutzbarkeit des in dieser Arbeit vorgestellten Planungs- und Simulationsansatzes. Zu deren Überprüfung erfolgt im ersten Teil dieses Kapitels eine quantitative Analyse der Abweichung zwischen simulierter und nach Umstellungsosteotomie tatsächlich resultierender Kopf- bzw. Gesichtsoberfläche anhand postoperativer CT-Daten.

Im Anschluss an die Bewertung der Simulationsgüte wird ein Ausblick auf weitere Planungsaspekte im Kontext der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie gegeben. Schwerpunkte liegen dabei auf der Schaffung und Nutzung gemittelter anatomischer Referenzmodelle, der Simulation der individuellen Gesichtsmimik auf Basis eines anatomisch korrekten Modells der mimischen Muskulatur und auf der Untersuchung einer netzverteilten, gemeinschaftlichen Planung. Abschließend wird auf die Vorteile eines integrierten Planungssystems eingegangen und es werden die wesentlichen Ergebnisse dieser Arbeit noch einmal kurz zusammengefasst.

7.1 Validierung der Weichgewebeprädiktion

In Arbeiten zum Thema *Operationsplanung in der Gesichtschirurgie* (Kap. 2) finden sich auch Ansätze zur Überprüfung der Genauigkeit einer 3D Weichgewebeprädiktion. Diese beschränken sich allerdings, in Ermangelung postoperativer tomografischer Daten, entweder auf Profilvergleiche [Koch et al., 1999; Zachow et al., 2002b, 2001] oder auf Vergleiche mit postoperativ akquirierten Messpunkten der Gesichtstopografie [Koch, 2000a; Nkenke et al., 2000; Teschner et al., 2001]. Allen bisherigen Ansätzen fehlte somit immer der Bezug zwischen simulierter und real durchgeführter Knochenumstellung, und aufgrund der Alignierung der Oberflächen kann nicht zwischen Prädiktions- und Registrierungsfehler unterschieden werden, sodass lediglich eine *qualitative* Bewertung der Simulationsergebnisse vorgenommen werden konnte. In einer Arbeit von Schutyser et al. wurden erstmals Methoden zur *quantitativen* Oberflächen- bzw. Volumen-basierten Validierung von Weichgewebesimulationen diskutiert – eine aussagekräftige Bewertung erfolgte jedoch nicht [Schutyser et al., 2001]. Seit 2002 wurde am ZIB eine entsprechende Untersuchung angestrebt und mit Dr. Hierl vom Universitätsklinikum in Leipzig ein Kooperationspartner gefunden, der prä- und postoperative CT-Daten dafür bereitstellen konnte. Eine ähnliche Untersuchung erfolgt seit Ende des Jahres 2002 auch am TIMC (Techniques de l’Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition) in Grenoble, Frankreich. Chabanas zeigte darin zwar die grundsätzlichen Anforderungen zur Validierung der Simulationsergebnisse auf, doch wird nicht klar, wie genau in seinen Fallbeispielen die Knochenumstellung reproduziert werden konnte [Chabanas, 2004; Chabanas et al., 2004a, b]. Das dabei verwendete Weichgewebemodell spiegelt zudem nicht die exakte Anatomie eines individuellen Patienten wider, da anstelle der Rekonstruktion des patientenspezifischen Weichgewebes ein vordefiniertes Modell an die aus den CT-Daten rekonstruierte Geometrie angepasst wird [Chabanas et al., 2003]. Mit der vorliegenden Arbeit liegt nun ein Modellierungsansatz vor, der es zum einen erlaubt beliebig komplexe Schnittführungen zu simulieren und somit der resultierenden Geometrie der mobilisierten Knochensegmente gerecht zu werden, zum anderen wird stets das individuelle Weichgewebenvolumen im Rahmen der Simulation betrachtet. Auf diese Art lässt sich mittels postoperativer CT-Daten die Simulationsgüte quantitativ überprüfen [Zachow et al., 2004a, b, c, 2005b].

7.1.1 Prä- und postoperative CT-Daten

Zu den in Kapitel 6 beschriebenen Fallstudien 6.4.1 und 6.4.2, der am Universitätsklinikum in Leipzig behandelten Patienten erfolgte jeweils ca. 14 Tage nach Abschluss der Mittelgesichtsdistraction eine postoperative CT-Untersuchung zur Kontrolle der knöchernen Durchbauung im pterygomaxillären Bereich sowie der Schädelkalotte. Die Datenakquisition erfolgte in beiden Fällen mit dem selben CT und für die prä- und postoperativen Aufnahmen (Abb. 7.1) wurde ein äquivalen-

7.1 Validierung der Weichgewebepräädiktion

tes Scanprotokoll gewählt, das auf größtmögliche Dosisminimierung ausgelegt ist [Klöppel et al., 1999]. Lediglich das *Field of View* unterschied sich bei den Untersuchungen geringfügig.

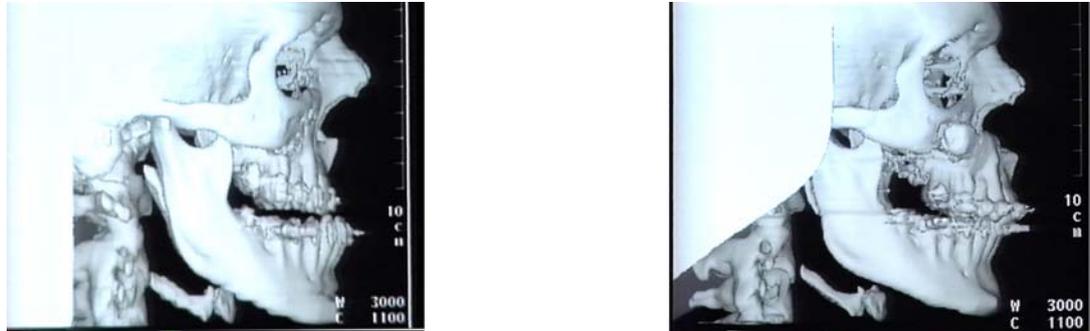


Abbildung 7.1: *Volume rendering* der prä- und postoperativen CT-Daten zur Fallstudie 1 einer Mittelgesichtsdistraction in Abschnitt 6.4.1

Auf Basis dieser Daten lässt sich die postoperative knöcherne Situation exakt reproduzieren. Zur vergleichenden Bewertung müssen das prä- und das postoperative Modell in Übereinstimmung gebracht werden. Hierbei ist darauf zu achten, dass die Knochendicke und das Knochenvolumen in unmodifizierten Regionen kontrolliert werden, um eine vergleichbare Knochenrekonstruktion zu erhalten. Dazu wurde die initiale Segmentierungsschwelle derart gewählt, dass das Volumen eines Knochens des Zungenbeins (*Os Hyoideum*) in beiden Datensätzen übereinstimmt. Präoperativ wurde eine Schwelle von 195 HOUNSFIELD Einheiten (HU) gewählt, woraus bei einer Voxelgröße von $0,41 \times 0,41 \times 1$ mm ein Volumen von $1,471 \text{ cm}^3$ resultierte. Im postoperativen Datensatz führte eine Schwelle von 180 HU, bei einer Voxelgröße von $0,44 \times 0,44 \times 1$ mm zu einem vergleichbaren Volumen von $1,473 \text{ cm}^3$. In einer anschließenden Feinsegmentierung erfolgte die Entfernung von durch Zahnfüllungen hervorgerufenen Metallartefakten sowie die Rekonstruktion dünner knöcherner Strukturen, die aufgrund des Partialvolumeneffektes über den gewählten Schwellenwert nicht korrekt segmentiert wurden.

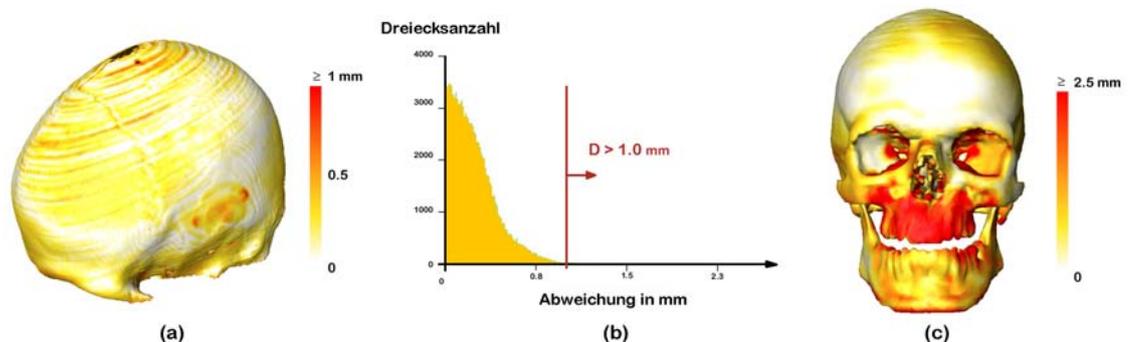


Abbildung 7.2: a) Alignierung des Neurokraniums, b) Histogramm der Abweichungen und c) farbkodierte Darstellung auf dem präop. Schädelmodell

7. Bewertung und Ausblick

Nach der Oberflächenrekonstruktion erfolgte eine Alignierung der korrespondierenden Schädelmodelle mittels eines ICP-Verfahrens [Besl und McKay, 1992], wobei lediglich die Kalotte des Neurokraniums berücksichtigt wurde, da diese Region im Rahmen der Operation keine Veränderung erfuhr (Abb. 7.2 a). Die Modelle bestanden dabei jeweils aus ca. 400 000 Dreiecksflächen (200 000 Knoten) und das präoperative Modell wurde iterativ bis zu einer relativen Änderung der L_2 -Norm zwischen den Knotenvektoren von weniger als 10^{-6} in seiner Lage an das postoperative Modell angepasst. Für die Bestimmung der Gesamtabweichung wurde der HAUSDORFF-Abstand $H_2 = \text{argmax}(d(S_{pre}, S_{post}), d(S_{post}, S_{pre}))$ [Aspert et al., 2002] ausgewertet. Die mittlere Abweichung zwischen den alignierten Modellen lag bei $0,24\text{ mm}$, mit $0,20\text{ mm}$ Standardabweichung. Lediglich $0,51\%$ der Oberflächen wiesen eine Abweichung von mehr als 1 mm auf (Abb. 7.2 b). Nach Anwendung der resultierenden Transformation auf das *gesamte* präoperative Schädelmodell ergab sich eine mittlere Abweichung von $1,20\text{ mm}$ mit einer Standardabweichung von $1,51\text{ mm}$ und einem Median von $0,68\text{ mm}$. Die maximale Abweichung betrug im Bereich der vorverlagerten Maxilla $15,8\text{ mm}$ und am beweglichen Knochen des Zungenbeins und der Wirbelsäule sowie am Unterkiefer bis zu 4 mm .

7.1.2 Reproduktion der postoperativen Knochenlage

Um die Weichgewebeprediktion mit dem postoperativen Ergebnis sinnvoll vergleichen zu können, muss die Knochenverlagerung und die postoperativ erfasste Unterkieferlage so genau wie möglich auf das präoperative Modell übertragen werden. Aus der farbkodierten Darstellung der Abweichung zwischen dem prä- und dem postoperativen Schädelmodell nach Alignierung kann bei geeigneter Wahl der Farbzusordnungstabelle die Grenze zwischen stationären und verlagerten Knochenregionen auf dem Planungsmodell visualisiert werden (Abb. 7.2 c). Die Osteotomielinien wurden entsprechend nachgezeichnet und der Oberkiefer des präoperativen Modells mobilisiert (Abb. 7.3).

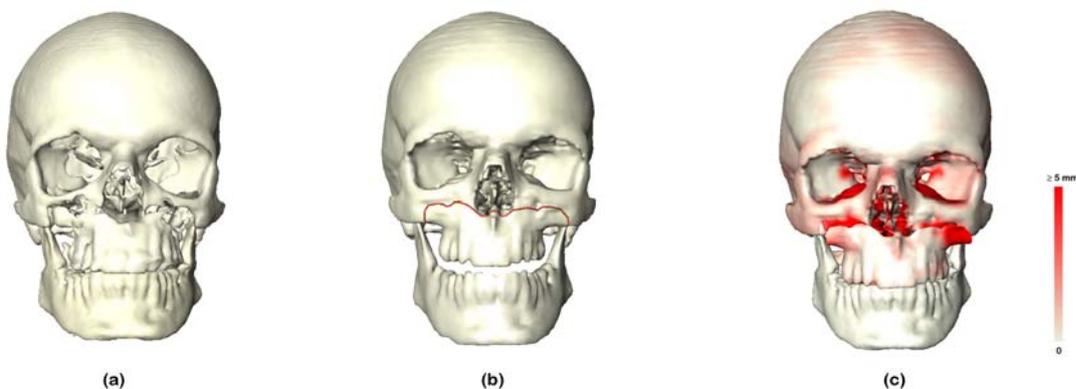


Abbildung 7.3: a) 3D Rekonstruktion aus dem postop. CT, b) Oberkieferosteotomie am präop. Modell, c) Reproduktion der postop. Knochenlage am präop. Modell mit farbkodierter Abweichung

7.1 Validierung der Weichgewebeprädiktion

In gleicher Weise wurde mit den prä- und den postoperativen CT-Daten aus der zweiten, in Abschnitt 6.4.2 beschriebenen Fallstudie verfahren (Abb. 7.4).

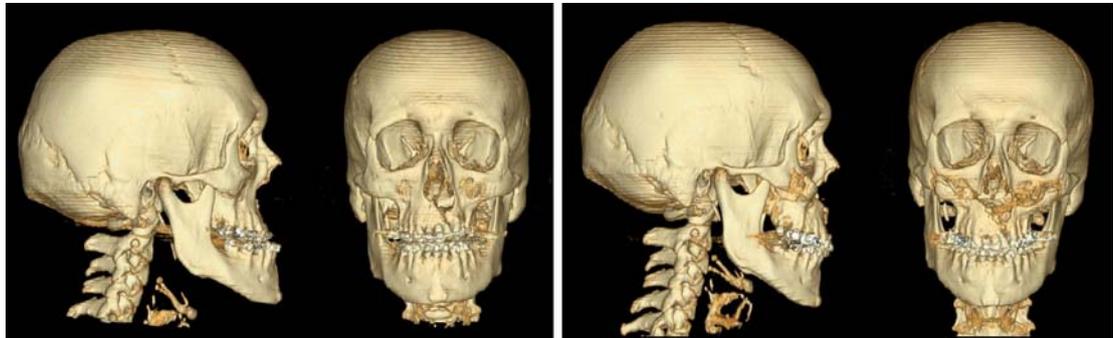


Abbildung 7.4: *Volume rendering* der prä- und postoperativen CT-Daten zur Fallstudie 2 einer Mittelgesichtsdistraction in Abschnitt 6.4.2

Zur *exakten* Reproduktion der Knochenverlagerung wurden korrespondierende Landmarken am Oberkiefer des prä- und des postoperativen Modells lokalisiert. Geeignete Positionen dazu waren Zahnzwischenräume sowie prominente Punkte an den Zähnen und am Oberkieferknochen (z.B. *Spina nasalis anterior*). In gleicher Weise wurde mit dem postoperativ, aufgrund der neuen Kieferrelation weiter geschlossenen Unterkiefer verfahren. Aus den Landmarkenpaaren lassen sich die starren Transformationen für das mobilisierte Oberkiefersegment und den Unterkiefer berechnen, deren Anwendung auf das osteotomierte präoperative Modell letztendlich zur bestmöglichen Reproduktion der postoperativen Knochenlage führt.

In der in Abbildung 7.3 c gezeigten 3D Darstellung des modifizierten Planungsmodells mit farblich kodierter Abweichung zum postoperativen Modell ist eine mangelnde Übereinstimmung am Orbitaboden zu erkennen, die darauf zurückzuführen ist, dass für den postoperativen Datensatz auf eine Feinsegmentierung in dieser Region verzichtet wurde. Diese Abweichung kann jedoch für den Simulationsvergleich vernachlässigt werden, da sich dort keine nennenswerten Deformationen abspielen. Eine zweite auffällige Abweichung am infraorbitalen Rand des mobilisierten Oberkiefersegmentes resultiert aus dem Umstand, dass hier Teile des Knochens im Verlauf der Operation weggebrochen sind und somit keine korrespondierende Fläche zur präoperativen Situation vorlag (Abb. 7.5).

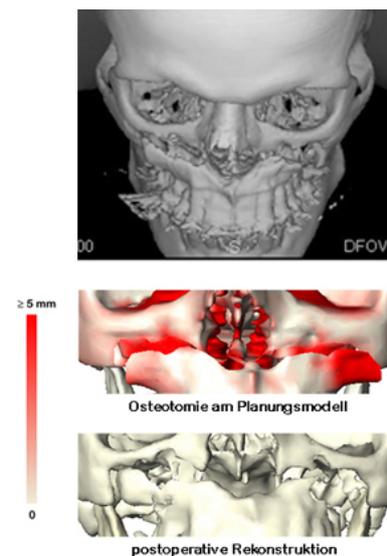


Abbildung 7.5:

7.1.3 Weichgewebesimulation und Validierung

Auf Basis der reproduzierten Knochenverlagerung unter Berücksichtigung des Knochenverlustes erfolgte in Analogie zur initialen Planung (Abschnitt 6.4.1 und 6.4.2) eine erneute Simulation der resultierenden Weichgewebedeformation. Dabei wurde zuerst ein *homogenes*, isotropes Gewebemodell mit konstanten, linear elastischen Eigenschaften angenommen. Die Querkontraktion, d.h. die POISSON-Zahl ν , wurde, aufgrund der Annahme von nahezu vollständiger Inkompressibilität von biologischem Gewebe im Bereich $[0, 3 \dots 0, 5[$ variiert. In einer ersten Untersuchung verbesserte sich die Übereinstimmung zwischen simulierter und realer Weichgewebedeformation mit abnehmender POISSON-Zahl $\nu \rightarrow 0, 3$ [Zachow et al., 2004b, c], sodass im weiteren Verlauf das Intervall $[0, 0 \dots 0, 5[$ betrachtet wurde (Tab. 7.1).

Tabelle 7.1: Abweichung der Gesichtsoberflächen zwischen Simulation und postoperativem Ergebnis bei variierender POISSON-Zahl für ein homogenes, isotropes, linear elastisches Gewebemodell bei zwei Patienten

ν	mean [mm]		dev [mm]		rms [mm]		$D_2 > 0.5$ mm		$D_2 > 1$ mm		...
	P_1	P_2	P_1	P_2	P_1	P_2	P_1	P_2	P_1	P_2	
0,00	1,517	1,073	1,341	0,975	2,025	1,450	76,87 %	66,98 %	56,19 %	38,84 %	...
0,01	1,517		1,340		2,024		76,86 %		56,18 %		...
⋮	⋮		⋮		⋮		⋮		⋮		
0,10	1,514	1,089	1,339	0,991	2,021	1,472	76,82 %	66,99 %	56,12 %	39,36 %	...
⋮	⋮		⋮		⋮		⋮		⋮		
0,20	1,513	1,107	1,338	1,011	2,020	1,499	76,81 %	67,49 %	56,07 %	39,75 %	...
⋮	⋮		⋮		⋮		⋮		⋮		
0,30	1,509	1,130	1,336	1,035	2,016	1,532	76,87 %	67,76 %	56,19 %	40,28 %	...
⋮	⋮		⋮		⋮		⋮		⋮		
0,40	1,506	1,158	1,336	1,063	2,013	1,571	76,76 %	68,02 %	55,85 %	40,95 %	...
⋮	⋮		⋮		⋮		⋮		⋮		
0,43	1,506		1,336		2,013		76,76 %		55,87 %		...
0,44	1,506		1,336		2,013		76,73 %		55,84 %		...
0,45	1,507	1,164	1,336	1,071	2,014	1,618	76,73 %	68,56 %	55,77 %	41,43 %	...
0,46	1,507		1,337		2,015		76,69 %		55,77 %		...
0,47	1,509		1,339		2,018		76,69 %		55,80 %		...
0,48	1,514		1,342		2,023		76,72 %		55,88 %		...
0,49	1,524		1,349		2,035		76,88 %		56,07 %		...

In einem Fall ergab sich eine minimale mittlere Abweichung bei $\nu = 0$ und im anderen Fall bei $\nu = 0, 44$. Eine POISSON-Zahl von 0 widerspricht der Voraussetzung von Inkompressibilität bzw. nahezu vollständiger Volumenerhaltung und deckt sich auch nicht mit den Literaturwerten [Duck, 1991] Die Kontrolle des Weichgewebavolumens zeigte, dass Patient 2 im Verlauf der Therapie aufgrund der eingeschränkten Kaufunktion deutlich an Gewicht verloren hatte. Dieser Gewichtsverlust machte

sich auch im Gesicht des Patienten bemerkbar (siehe Abb. 6.61 auf Seite 244), so dass ein Gewebemodell mit hoher Kompressibilität eine bessere Prädiktion lieferte. Bei dem anderen Patienten lag keine signifikante Volumenänderung vor und es ergab sich ein Minimum der Abweichung bei $0,43 < \nu < 0,45$, was eher den Literaturwerten für Weichgewebe mit hohem Wassergehalt entspricht. Hierbei ist wichtig hervorzuheben, dass die Prädiktionsgenauigkeit bei Verwendung eines homogenen, isotropen, linear elastischen Gewebemodells *nicht signifikant* von der POISSON-Zahl abhängt! Der Unterschied im Simulationsergebnis konzentriert sich auf innere Volumenelemente, die direkt an die verlagerte Knochenoberfläche angrenzen und wirkt sich im Gesamtergebnis der mittleren Abweichung zwischen prognostizierter und tatsächlicher Weichgewebeoberfläche nur geringfügig aus (Abb. 7.6).

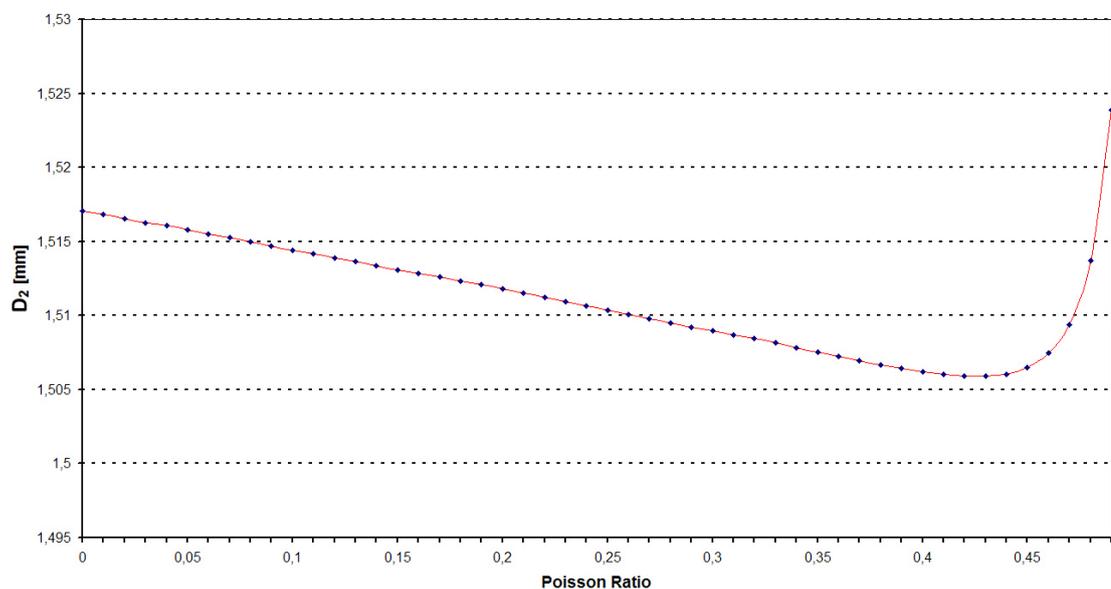


Abbildung 7.6: Simulationsgenauigkeit für ein homogenes, isotropes, linear elastisches Weichgewebemodell in Abhängigkeit von der Kompressibilität

Die mittlere Abweichung zwischen der simulierten und der aus den postoperativen CT-Daten rekonstruierten Weichgewebeanordnung betrug auf der gesamten Kopfoberfläche in einem Fall ca. $1,3\text{ mm}$ und im anderen Fall unter 1 mm (auf der Gesichtsoberfläche $1,5$ bzw. $1,1\text{ mm}$) mit einer Standardabweichung in der gleichen Größenordnung und einem Median von $1,16$ bzw. $0,79\text{ mm}$. Über 50% der Kopfoberfläche (44% der Gesichtsoberfläche) im ersten Fall und über 70% (60%) im zweiten Fall wies eine Abweichung kleiner als 1 mm auf, knapp 80% (75%) im ersten und 90% (85%) im zweiten Fall weniger als 2 mm und maximal 10% (12%) der Oberfläche im ersten und 3% (5%) im zweiten Fall wich in der Simulation mehr als 3 mm vom postoperativen Ergebnis ab (Abb. 7.7).

In einer weiteren Untersuchung wurde ein *inhomogenes* Weichgewebemodell betrachtet. Theoretisch müssen dabei jedem Tetraeder in Abhängigkeit von seiner Gewebezusammensetzung histomechanische Eigenschaften zugewiesen werden. Für

7. Bewertung und Ausblick

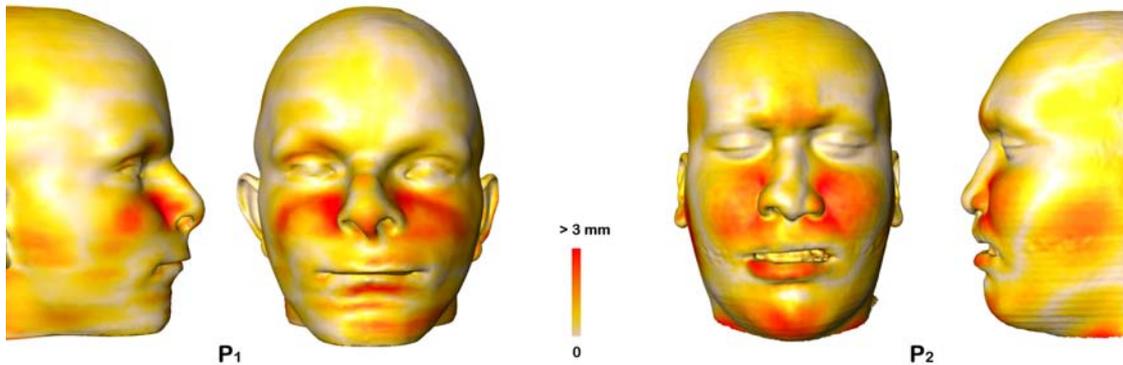


Abbildung 7.7: Abweichung zwischen der Weichgewebebeurteilung und der realen postoperativen Weichgewebeanordnung bei Verwendung eines homogenen, isotropen, linear elastischen Weichgewebemodells

lebendes biologisches Gewebe sind diese Parameter jedoch nicht bekannt, ebensowenig kann die genaue Gewebeszusammensetzung innerhalb eines Elementes definiert werden. Somit führt der Grad der Diskretisierung zu homogenen Volumenelementen mit mehr oder weniger gemittelten mechanischen Eigenschaften, wobei idealerweise ein direkter Zusammenhang zwischen diesen Werten und der Röntgendichte existiert. Es gibt zwar Untersuchungen zur biomechanischen Analyse von Knochen, bei denen von den HOUNSFIELD-Werten auf die Materialdichte des durchstrahlten Knochengewebes geschlossen wird [Bassi et al., 1999; Keyac et al., 1990; Perillo-Marccone et al., 2003; Rho et al., 1995], die Zuordnung von elastomechanischen Eigenschaften zur Dichte erfordert jedoch zusätzliche mechanische Analysen im Experiment, die für lebendes Knochengewebe lediglich eine Näherung darstellen und weder allgemeingültig noch auf Weichgewebe übertragbar sind [Fung, 1993; Martin et al., 1998]. In Tabelle 7.2 sind einige materialspezifische Literaturwerte aufgeführt (siehe auch Abschnitt 5.1.3).

Tabelle 7.2: Gesuchter Zusammenhang zwischen HOUNSFIELD-Werten, Gewebedichte und elastomechanischen Eigenschaften

Material	HU-Bereich	ρ	E	ν
Luft	-1000	0 g/cm^3		
Fettgewebe	-500 – 0		4 ... 120 kPa	0,40 ... 0,49
Wasser	0	1 g/cm^3		0,50
Muskel	-30 – 80		5 ... 300 kPa	0,40 ... 0,49
Haut	50 – 150		0,1 ... 160 MPa	0,35 ... 0,45
Knochen (Spongiosa)	20 – 200		1 ... 100 MPa	0,30 ... 0,45
Knochen (Kompakta)	150 – 2500	1,8 g/cm^3	3 ... 20 GPa	0,20 ... 0,40

Gesucht ist ein funktionaler Zusammenhang zwischen der gemessenen Röntgen-

dichte also den HOUNSFIELD-Werten und den Größen E und ν . Zur Ermittlung der Knochendichte schlugen Keyac et al. eine lineare Interpolation zwischen dem Dichtewert für Wasser ($\rho_{Wasser} = 1$ bei 0 HU) und dem für kompakten Knochen ($\rho_{Kortikalis}$) vor (7.2), den sie mit $1,8 \text{ g/cm}^3$ angeben [Keyac et al., 1990]. Ebenso könnte aber auch linear zwischen dem Dichtewert für Luft ($\rho_{Luft} = 0$ bei -1000 HU) und dem für Wasser, zwischen allen drei Werten abschnittsweise linear oder bei Verwendung weiterer Referenzwerte auch nichtlinear interpoliert werden.

$$\rho(HU) = \left(\frac{\rho_{Wasser} - \rho_{Luft}}{1000} \right) \cdot HU + \rho_{Wasser} \quad \text{für } -1000 \leq HU \leq 0 \quad (7.1)$$

$$\rho(HU) = \left(\frac{\rho_{Kortikalis} - \rho_{Wasser}}{1000} \right) \cdot HU + \rho_{Wasser} \quad \text{für } 0 \leq HU \leq 2500 \quad (7.2)$$

Einen Zusammenhang zwischen der Dichte ρ in g/ml und dem Elastizitätsmodul E von kompaktem Knochen haben z.B. Carter und Hayes empirisch in Kompressionsexperimenten über die zeitliche Ableitung der gemessenen Verzerrung $\dot{\epsilon}$ [s^{-1}] bestimmt [Carter und Hayes, 1977]:

$$E = 3790 \dot{\epsilon}^{0,06} \rho^3 \quad [MPa] \quad (7.3)$$

Diesbezüglich gibt es eine Vielzahl von Untersuchungen. Aufgrund der Variabilität biologischer Gewebe und der unzureichenden Spezifität der Röntgen-Computertomografie bezüglich histomechanischer Kenngrößen ist eine verlässliche Parametrisierung nur über Messwerte geeigneter elastografischer Messverfahren möglich. Im Kontext der Weichgewebemechanik konnte jedoch keine fundierte Untersuchung gefunden werden. Koch ordnete in seiner Arbeit jedem Gewebetyp (Haut, Fett, Muskel und Knochen) über einen festgelegten HOUNSFIELD-Wert ein Tupel, bestehend aus Elastizitätsmodul und POISSON-Zahl zu und interpolierte diese Werte entsprechend der HOUNSFIELD-Skala linear [Koch, 2000b]. Aus dem Histogramm der CT-Daten lassen sich zwar Knochen, Weichgewebe und Luft trennen und auch charakteristische HOUNSFIELD-Werte extrahieren, doch Haut und Muskel werden z.B. auf den gleichen HOUNSFIELD-Bereich abgebildet und die von Koch verwendeten Relationen ($E_{skin} < E_{muscle}$ bzw. $\nu_{bone} \rightarrow 0,5$) entsprechen nicht den Literaturwerten. Somit gilt es herauszufinden, welche gewebespezifischen Werte im Rahmen der Weichgewebesimulation sinnvollerweise zu verwenden sind.

Ausgehend von der in Abschnitt 3 beschriebenen 3D Modellrekonstruktion liegt für den in dieser Arbeit vorgeschlagenen Modellierungsansatz eine Diskretisierung des Weichgewebevolumentums durch ein Tetraedergitter vor, bei dem jedes Tetraeder ein homogenes Gewebevolumentum beschreibt und per Definition eine Materialidentifikation besitzt. Über eine Materialliste können jedem Gewebetyp spezifische Elastizitätseigenschaften zugewiesen werden (siehe Abschnitt 5.2 auf Seite 186). Über die HOUNSFIELD-Werte der CT-Daten lässt sich Muskelgewebe typischerweise im Intervall $[-30, 100]$ HU relativ gut vom restlichen Gewebe trennen. Nach entsprechender Segmentierung des Weichgewebevolumentums kann das Tetraedergitter mit allen eingebetteten Muskelregionen automatisch konstruiert werden. Um im Falle

7. Bewertung und Ausblick

eines bereits vorliegenden, homogenen Weichgewebegitters unterschiedliche Gewebereiche differenzieren zu können, wurde ein Verfahren implementiert, mit dem die Elemente eines Tetraedergitters nachträglich neu klassifiziert werden können. Dazu wird das *Label*-Feld pro Tetraeder baryzentrisch mit wählbarer Verfeinerung abgetastet und das im jeweiligen Tetraeder überwiegende Material neu zugeordnet.

Im Gegensatz zur individuellen Parametrisierung aller Elemente liegen bei dem gewählten Ansatz genau so viele unterschiedliche Materialeigenschaften vor, wie Gewebetypen klassifiziert wurden. Auf diese Art lässt sich eine Parameterstudie zur inversen Bestimmung der materialspezifischen Elastizitätsparameter durchführen, bei der nach Unterscheidung zwischen Muskel- und übrigen Weichgewebe lediglich vier unabhängige Parameter variiert werden müssen. Entsprechend der Literaturwerte erfolgt für beide Gewebe eine Variation der POISSON-Zahl ν im Bereich $[0 \dots 0,5[$ und des Elastizitätsmoduls E im Bereich $[50 \dots 450]$ kPa (Tabelle 5.1 auf Seite 183). Zu jeder Kombination erfolgte eine FE-Approximation der Weichgewebedeformation für die aus den postoperativen CT-Daten reproduzierte Knochenverlagerung mit anschließender Auswertung der Simulationsgüte durch Vergleich der Abweichung zwischen prognostizierter und postoperativ vorliegender Hautoberfläche (analog zu Tab. 7.1). Die mittlere Abweichung D_2 auf der gesamten Oberfläche oder auch der HAUSDORFF-Abstand $H_2(\nu_M, \nu_S, E_M, E_S)$ stellen *ein* Maß für die Simulationsgüte bzgl. der gewählten Parameter dar (Tab. 7.3).

Tabelle 7.3: Parameterstudie zu einem inhomogenen Weichgewebemodell mit variierender POISSON-Zahl und variierendem Elastizitätsmodul

D_2	E_m	50 000				100 000				...	450 000				
		ν_m	0,00	0,05	...	0,45	0,00	0,05	...		0,45	...	0,00	0,05	...
E_s	ν_s														
50 000	0,00	1,073	1,075		1,088	1,067	1,070		1,084		1,057	1,059		1,073	
	0,05	1,086	1,089		1,102	1,080	1,083		1,097		1,069	1,071		1,086	
	...														
	0,45	1,144	1,146		1,158	1,137	1,140		1,153		1,124	1,127		1,141	
100 000	0,00	1,079	1,081		1,091	1,073	1,075		1,088		1,062	1,064		1,079	
	0,05	1,093	1,095		1,106	1,086	1,089		1,102		1,074	1,077		1,092	
	...														
	0,45	1,150	1,151		1,162	1,144	1,146		1,158		1,130	1,133		1,147	
...	...														
450 000	0,00	1,092	1,093		1,099	1,085	1,087		1,095		1,072	1,075		1,088	
	0,05	1,107	1,108		1,114	1,099	1,101		1,109		1,086	1,088		1,102	
	...														
	0,45	1,164	1,165		1,171	1,157	1,159		1,166		1,144	1,146		1,158	

Mit einer groben Schrittweite lässt sich bereits der Genauigkeitsbereich der Simulation eingrenzen. Sämtliche Ergebnisse liegen zwischen den beiden in Abbildung 7.8 dargestellten Flächen, die aus den möglichen Kombinationen der Querkontraktion

7.1 Validierung der Weichgewebeprediktion

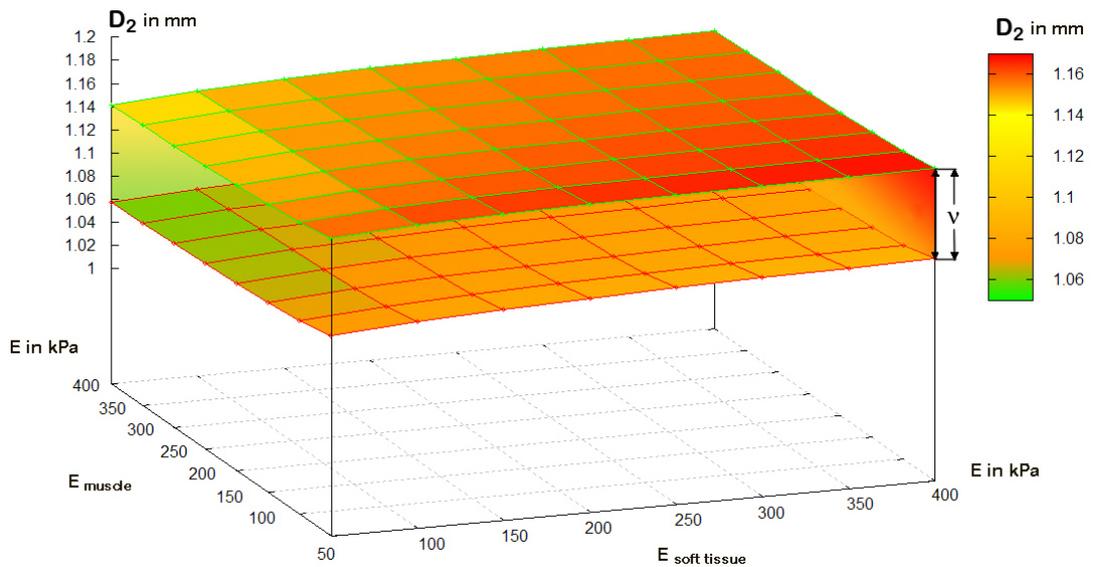


Abbildung 7.8: Prädiktionsgüte eines inhomogenen Weichgewebemodells in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul und der POISSON-Zahl

für die beiden Gewebetypen resultieren. Die mittlere Abweichung zwischen Prädiktion und tatsächlicher Gesichtsförmung liegt in Abhängigkeit der Elastizitätsparameter im Bereich $1 \dots 1,2 \text{ mm}$. Ein von der POISSON-Zahl unabhängiges Optimum stellt sich bei einem Elastizitätsmodul von $E_m > 300 \text{ kPa}$ für Muskel und von $E_s < 100 \text{ kPa}$ für das übrige Weichgewebe ein. In Abbildung 7.9 ist das Minimum der Abweichung für die optimale Kombination der POISSON-Zahlen ν_m und ν_s im Intervall $]0 \dots 500]$ kPa für E_m und E_s bei gleichzeitig feinerer Auflösung der Schrittweiten gezeigt [Zachow et al., 2004a, 2005b].

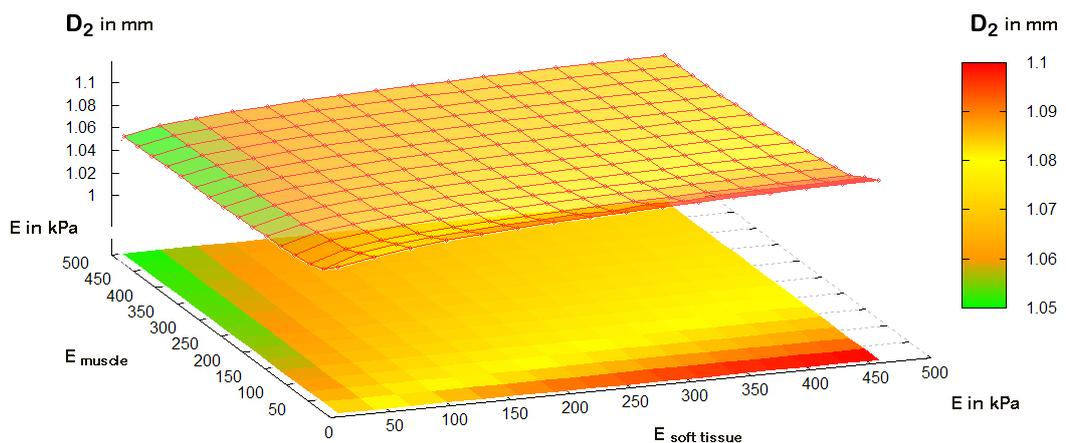


Abbildung 7.9: Prädiktionsgüte eines inhomogenen Weichgewebemodells in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul bei optimal gewählter POISSON-Zahl

7. Bewertung und Ausblick

Die Verwendung eines inhomogenen Materialmodells lieferte eine geringfügige Verbesserung im Vergleich zum homogenen Gewebemodell (Abb. 7.10). Unter Berücksichtigung des Fehlers, der durch Ungenauigkeiten in der 3D Rekonstruktion, z.B. aufgrund von Bewegungsartefakten und durch postoperative Schwellungen entsteht, erscheint die Optimierung dieser Materialparameter zurzeit jedoch noch vernachlässigbar.

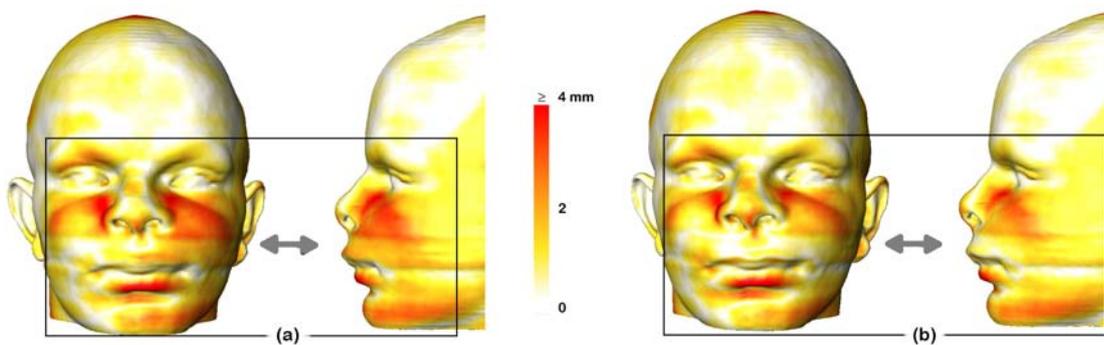


Abbildung 7.10: Unterschied zwischen der Weichgewebebeurteilung bei Verwendung eines homogenen und eines inhomogenen Gewebemodells

Ist das Weichgewebemodell durch ein sehr grobes Gitter diskretisiert, dann ergibt sich aus der Verwendung linearer Elemente eine weitere Ungenauigkeit. Diese manifestiert sich in der Größe des Approximationsfehlers und zeigt sich durch Sprünge der Ableitungen an den Elementengrenzen [Braess, 2003, Kap. 3, §8]. Mit immer feinerer Auflösung konvergiert die Finite-Elemente-Lösung zwar gegen die exakte Lösung des mathematischen Modells, doch eine solche Diskretisierung erhöht den Berechnungsaufwand überproportional. Eine Alternative zur Lösung der Differentialgleichungen auf einem zu feinen Gitter bzw. zur Verwendung von Elementen höherer Ordnung ist die lokal adaptive Verfeinerung im Verlauf der numerischen Berechnung mittels geeigneter Fehlerschätzer.

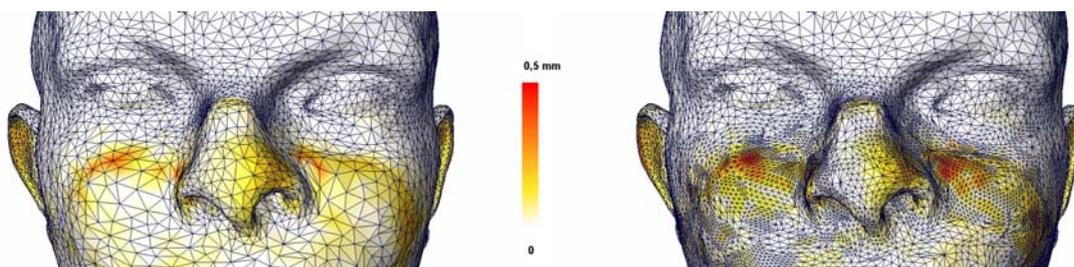


Abbildung 7.11: Adaptive Verfeinerung durch lokale Fehlerschätzer

In der am ZIB entwickelten FE-Software KASKADE sind hierarchische Fehlerschätzer implementiert, wie sie u.a. von Deuffhard et al. beschrieben sind [Deuffhard et al., 1989]. Abbildung 7.11 zeigt eine entsprechende Verfeinerung in Bereichen großer Verzerrungen, wie sie z.B. an der Knochenkante des mobilisierten Oberkiefers auftreten. Aus der Verfeinerung ergaben sich lokale Unterschiede zwischen den

Ergebnisflächen von bis zu 0,5 mm. Eine adaptive Verfeinerung führt insgesamt zwar zu einer 'glatteren' Lösung und lokal auch zu einer genaueren Approximation der Deformation. Im Gesamtergebnis der Weichgewebeprädiktion bezogen auf die Hautoberfläche ergab sich daraus jedoch keine signifikante Verbesserung, die den Berechnungs- und vor allem den Speichermehraufwand derzeit rechtfertigen würde. Eine Ergänzung zu algebraischen Mehrgitterverfahren wäre die Verwendung einer Hierarchie unterschiedlich detaillierter Oberflächen. Mehrgitterverfahren wurden im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht untersucht. Weiter führende Informationen finden sich z.B. in [Bornemann et al., 1993; Briggs et al., 2000; Grosso et al., 1997].

7.1.4 Diskussion der Ergebnisse

Wie bereits in Abschnitt 5.1.3 beschrieben, handelt es sich bei weichen biologischen Geweben um anisotrope, viskoelastische Medien, für die die klassische lineare Elastizitätstheorie im HOOKE'schen Sinne nur in Teilbereichen Gültigkeit besitzt. Die Ergebnisse des vorangehenden Abschnitts zeigen jedoch, dass ein isotropes, linear elastisches Materialmodell, selbst bei relativ großen Knochenverlagerungen, bereits eine gute Übereinstimmung zwischen simulierter und tatsächlich resultierender Gesichtsforn liefert. Ein inhomogenes Gewebemodell mit differenzierten histomechanischen Eigenschaften führte dabei zu geringfügig besseren Prädiktionsergebnissen als ein homogenes Modell. Unter Berücksichtigung eines konstanten Weichgewebolumens ergaben sich die besten Simulationsergebnisse bei einer POISSON-Zahl im Bereich $0,43 \dots 0,47$, einem Elastizitätsmodul von $300 \dots 500 \text{ kPa}$ für Muskelgewebe und von $5 \dots 50 \text{ kPa}$ für das übrige Weichgewebe. Eine *verlässliche* inverse Bestimmung der elastischen Materialparameter ist, ähnlich wie in einer Arbeit von Kauer et al. [2001], aufgrund der geringen Stichprobenzahl nicht möglich – weitere Vergleiche mit postoperativen CT-Daten sind deshalb vorgesehen. Läge ein funktionaler Zusammenhang zwischen den HOUNSFIELD-Werten und den elastischen Parametern von biologischem Weichgewebe vor, dann könnten jedem Tetraeder, anstelle der Zuordnung von Materialeigenschaften aus einer beschränkten Materialliste, Elastizitätsparameter in Abhängigkeit der elementspezifischen Gewebezusammensetzung (gemittelter HU-Wert) zugewiesen werden.

Aus Sicht der Anwendung ist eine mittlere Abweichung von ca. 1 mm zwischen prognostizierter Gesichtsforn und dem realen postoperativen Ergebnis bereits ein akzeptabler Wert. Bei der quantitativen Auswertung der Simulationsergebnisse ist ferner zu berücksichtigen, dass operationsbedingte Schwellungen typischerweise erst nach ca. 6–8 Wochen, in der Nasenregion oft auch erst wesentlich später vollständig abgeklungen sind. Diese Schwellungen sind am postoperativen Modell, insbesondere im Bereich der Wangen noch deutlich zu erkennen und führen in den ausgewerteten Fällen zu einer erhöhten Abweichung. Die tatsächlich erzielbare Prognosequalität im Hinblick auf die mittel- bis langfristige resultierende Gesichtsforn ist somit sogar noch etwas höher als vorab angegeben.

7. Bewertung und Ausblick

Zur quantitativen Bewertung *komplexerer*, auch mehrsegmentiger Knochenverlagerungen, wie sie in den Abschnitten 6.5.1 ff. beschrieben sind, sollte neben der Beurteilung des Abstandes zwischen den Gesichtsoberflächen nach Alignierung der Schädelkalotte auch die Abweichung zwischen charakteristischen Gesichtsmarkmalen (Mund- und Augenwinkel, Nase etc.) untersucht werden. Für die entsprechenden Fallstudien sind jedoch derzeit noch keine postoperativen CT-Daten verfügbar. Eine Zerlegung der Gesichtsoberfläche in korrespondierende Teilflächen würde dabei einen noch spezifischeren Vergleich erlauben. Optimal wäre eine 1 zu 1 Korrespondenz der zu vergleichenden Oberflächen- bzw. Volumengitter, z.B. durch ein sehr feines Referenzgitter, das an die jeweiligen Grenzflächen des prä- und des postoperativen Modells angepasst und in seiner jeweiligen Konfiguration direkt verglichen werden kann.

Da es sich bei dem gewählten Modellierungsansatz noch um eine sehr vereinfachte Sicht der Deformationszusammenhänge handelt, ist der mögliche Spielraum für Verbesserungen groß [Zachow et al., 2005b]. In einem ersten Schritt müssen geometrisch und physikalisch **nichtlineare Zusammenhänge** korrekt modelliert werden. Insbesondere bei großen Deformationen, d.h. $\gg 20\%$ der Ausgangskonfiguration, sollte statt des linearisierten CAUCHY'schen Verzerrungstensors (5.10) der GREEN'sche Verzerrungstensor (5.9) Anwendung finden (siehe Abschnitt 5.1.2) und ein Materialmodell gewählt werden, das keine, wie in Abbildung 7.12 gezeigten, unphysikalischen Selbstdurchdringungen zulässt [Weiser et al., 2004].

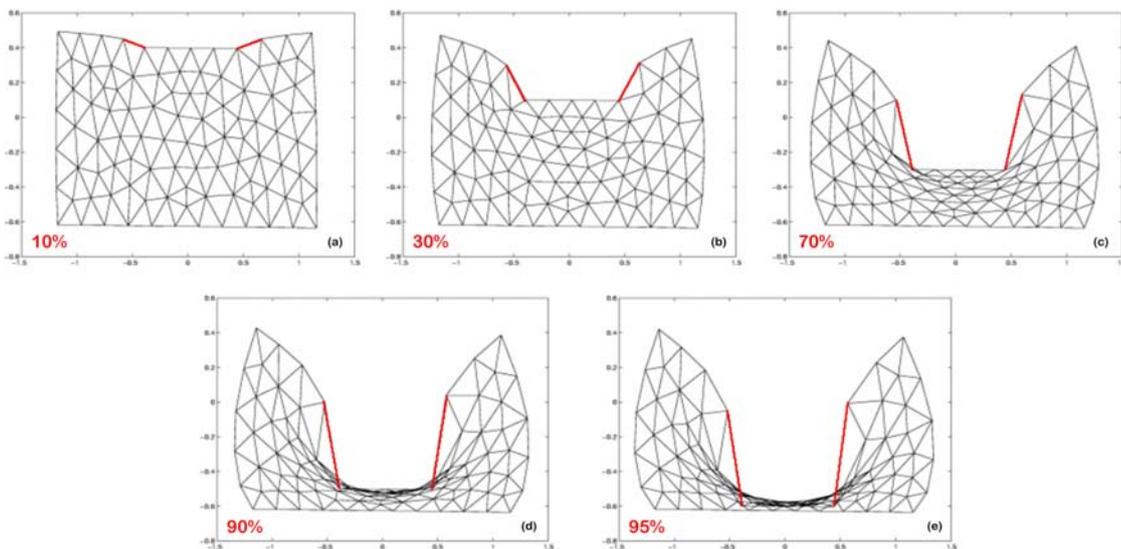


Abbildung 7.12: Selbstdurchdringungen bei großen Deformationen: Kompression mit unterschiedlich großen Randverschiebungen (10 – 95 %)

Um eine Invertierung von Elementen bei großen Randverschiebungen zu vermeiden, muss eine Fraktionierung der Randvorgaben mit geeignet gewählter Schrittweite, d.h. eine zeitliche Einbettung erfolgen. Für eine konsistente Deformationsmodel-

lierung ist ferner eine Homotopie in den Randdaten erforderlich, was insbesondere bei Torsionsexperimenten mit Rotationen von mehr als 360° unmittelbar einsichtig wird. Zudem bietet sich die Verwendung eines hyperelastischen Materialmodells an, bei dem in Analogie zu Gummi bereits kleine Dichteänderungen zu einem starken Anwachsen der inneren Verformungsenergie (5.40) führen. Diese Forderung schlägt sich u.a. in einem großen Verhältnis der LAMÉ-Konstanten nieder [Braess, 2003, S. 286 ff.], wobei gesichert werden muss, dass für sehr große Verzerrungen \mathbb{E} gilt: $\Pi(\mathbb{E}) \rightarrow \infty$, bzw. $\det(I + \nabla \mathbf{u}) \rightarrow 0$ und $\Pi(\mathbb{E}) \geq 0$ (Abb.7.13). Alternative Modelle zum verwendeten Saint-Venant–Kirchhoff Material sind z.B. (in)kompressible MOONEY-RIVLIN Materialien, das ARRUDA-BOYCE [Liu et al., 2004] oder das OGDEN-Modell (7.4) [Ciarlet, 1988, Kap. 4.10].

$$\Pi(\mathbb{E}) = \alpha \operatorname{sp}(\mathbb{E}) + \beta \operatorname{sp}(\mathbb{E})^2 + \gamma \operatorname{sp}(\mathbb{E}^2) + \delta \Gamma(\det(I + \nabla \mathbf{u})) \quad (7.4)$$

Die Koeffizienten α, β und γ in (7.4) approximieren die LAMÉ Konstanten λ und μ , die wiederum mit E und ν in Beziehung stehen. Bei dem Koeffizienten δ in Kombination mit einer nichtlinearen konvexen Funktion Γ (z.B. $\Gamma(x) = x^2 - \log(x)$) handelt es sich um einen Korrekturterm (Barrierefunktion), der zum einen dafür sorgt, dass die Deformationsenergie Π stets positiv ist und zum anderen eine nichtlineare Verzerrungs-Energiebeziehung modelliert, die die physikalische Nichtlinearität von Weichgewebe approximiert [Weiser et al., 2004]. Bei Vorgabe der Parameter λ und μ sowie der Nichtlinearität δ können die Koeffizienten α, β und γ so gewählt werden, dass in der Nähe der Ruhelage $u' = 0$ das durch λ und μ bestimmte St. Venant–Kirchhoff-Material approximiert wird.

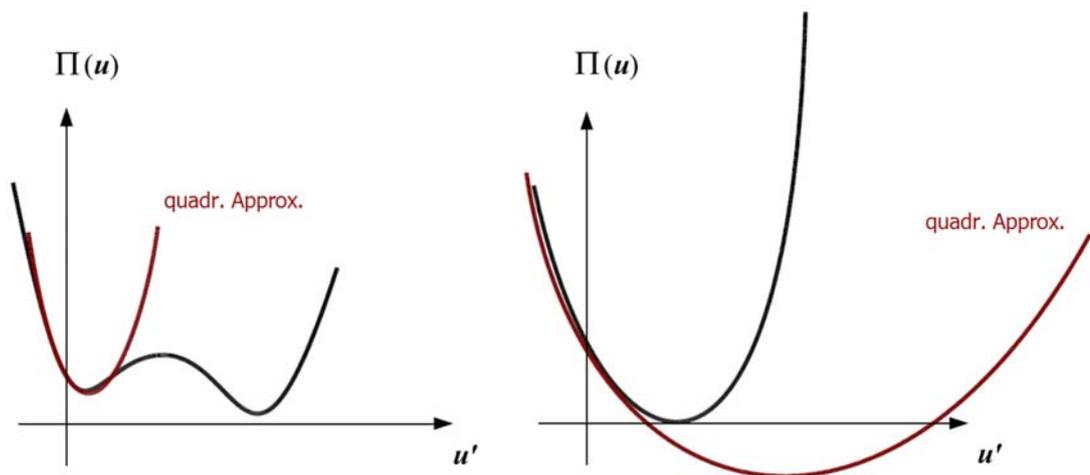


Abbildung 7.13: Fehler bei quadratischer Approximation der Deformationsenergie in Abhängigkeit von der Verzerrung: links) falsches Energieminimum, rechts) negative Deformationsenergie

7. Bewertung und Ausblick

Auch die **Anisotropie** von biologischem Weichgewebe spielt bei der Deformation eine Rolle und muss daher genauer untersucht werden. Muskel und Haut, aber auch stark mit Sehnen durchsetztes Bindegewebe besitzen ein ausgeprägt richtungsabhängiges Deformationsverhalten. Untersuchungen von Maaß an Rindsmuskeln ergaben z.B. einen um den Faktor 6 unterschiedlichen Elastizitätsmodul in Abhängigkeit von der Beanspruchungsrichtung [Maaß, 1999], und charakteristische Hautspannungslinien (sogenannte KRAISSEL- bzw. orthogonal dazu orientierte LANGER-Linien) führen bei Inzisionen zu unterschiedlich großen Wundöffnungen [Kenedi et al., 1975]. Verfügt man nun über ein korrespondierendes räumliches Vektorfeld, das die Hauptrichtungen der Anisotropie anzeigt, dann lassen sich darüber Tensoren mit richtungsabhängigen Elastizitätsparametern entsprechend ausrichten.

Für die Bereitstellung solcher Vektor- bzw. Tensorfelder wurde ein Verfahren implementiert, das auf jedem Knoten des Weichgewebegitters einen Einheitsvektor definiert, dessen Richtung in Abhängigkeit von seiner Distanz zu am 3D Modell manuell spezifizierten bzw. aus der Geometrie automatisch extrahierten Linienzügen interpoliert wird. Im Falle der Gesichtsmuskulatur wurde zum einen versucht automatisch aus der jeweiligen Form der Muskelkapsel Faserlinien zu extrahieren [Gladilin et al., 2001b], zum anderen wurden Splines dem Verlauf der Muskelform über manuell definierte Kontrollpunkte an den Muskelansatzpunkten und im Innern angepasst (Abb. 7.14 a). In gleicher Weise lassen sich Vektorfelder aus auf der Hautoberfläche angezeichneten Linienzügen generieren, die dann lediglich in der äußersten Schicht (2 mm) des Weichgewebegitters definiert sind. Um solch ein Vektorfeld nicht für jeden Patienten individuell erzeugen zu müssen, kann ein einmal vollständig auf einem Gitter spezifiziertes Feld durch elastische Transformation des Ausgangsgitters in das Zielgitter, z.B. mittels *Thin-Plate Spline*-Interpolation anhand von anatomischen Referenzpunkten,¹ auf die individuelle Anatomie eines Patienten übertragen werden [Bookstein, 1989; Schiemann, 1998; Toga, 1998].

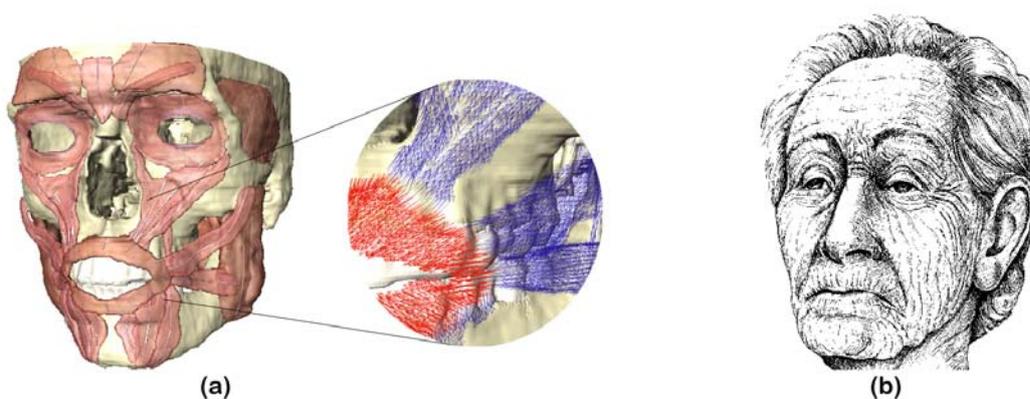


Abbildung 7.14: a) Muskelfaserverläufe und b) Hautspannungslinien zur Modellierung von Anisotropie

¹ Muskelansatzflächen bzw. charakteristische Gesichtsmerkmale

Sowohl die Modellierung von Nichtlinearitäten als auch von Anisotropie lässt sich problemlos in das bestehende Modellierungs- und Simulationskonzept integrieren, sodass die Ergebnisse aus den unterschiedlichen Modellierungsansätzen verglichen und hinsichtlich ihrer Qualität bewertet werden können. Die entsprechenden Untersuchungen erfolgen in laufenden Arbeiten und sind nicht mehr Bestandteil der vorliegenden Arbeit [Kober et al., 2004, 2001; Weiser et al., 2004]. Die deckungsgleiche Abbildung innerer Gewebestrukturen, die insbesondere für neurochirurgische Fragestellungen im Rahmen einer Therapieplanung von Bedeutung ist, wo z.B. Operationsinstrumente unter Berücksichtigung von Gewebedeformationen punktgenau in eine Tumorregion navigiert werden müssen, wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ebenfalls nicht untersucht. Eine entsprechende Überprüfung anhand charakteristischer innerer Gewebestrukturen wäre jedoch ohne weiteres möglich.

Vergleicht man die chirurgische Vorgehensweise mit den **Simulationsvorgaben aus der Planung**, dann ist die Annahme der korrespondierenden Randverschiebungen von Knochen und Weichgewebe nicht immer gerechtfertigt. Im Verlauf der Operation werden oft Teile der Weichgewebemaske vom Knochen abgehoben und nach erfolgter Knochenverlagerung wieder aufgelegt. Auf diese Art führen rotatorische Komponenten der Transformation nicht notwendigerweise zu einer Verzerrung des angrenzenden Weichgewebes. Dies gilt in ähnlicher Form auch für Kontaktbereiche auf den Zähnen und dem Zahnfleisch. Um dem Problem in der Simulation zu begegnen, wurden solche Randflächen gesondert ausgezeichnet und die Randbedingungen dahingehend gelockert, dass in Richtung der Oberflächennormale wesentliche Randbedingungen gefordert, in Tangentialrichtung jedoch natürliche Randbedingungen zugelassen wurden. Werden Knochensegmente *vollständig* mobilisiert, d.h. es liegt auch keine Verbindung zu angrenzendem Weichgewebe mehr vor, dann handelt es sich um eine Mehrkörpersimulation mit Kontaktproblematik. Diese wurde im Rahmen der Arbeit nicht behandelt und ist u.a. Gegenstand der aktuellen Forschung im Projekt A2 des DFG Forschungszentrums 8086² – „*Mathematik für Schlüsseltechnologien: Modellierung, Simulation und Optimierung realer Prozesse*“, das Ende des Jahres 2002 in Berlin eingerichtet wurde.

² dfgcenter.math.fu-berlin.de

7.2 Möglichkeiten und Perspektiven

Das Ziel, einer verbesserten Planung von Umstellungsosteotomien unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung, wurde aus Sicht des Autors und der beteiligten Chirurgen mit der vorliegenden Arbeit erreicht. Auf Basis des vorgeschlagenen Modellierungs- und Planungsansatzes lassen sich unterschiedliche physikalische Deformationsmodelle überprüfen und im Falle besserer Eignung für die Weichgewebesimulation einsetzen. Im Verlauf der Arbeit ergaben sich aus Gesprächen mit Chirurgen und mit anderen Arbeitsgruppen aber auch viele neue Ideen, die das Gesamtkonzept einer computergestützten Planung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie noch erheblich erweitern. Nachfolgend sind die interessantesten Möglichkeiten kurz beschrieben und etwaige Perspektiven zu deren Bearbeitung aufgezeigt.

7.2.1 Validierung anhand experimenteller Daten

Die Kenntnis der mechanischen Eigenschaften von biologischem Weichgewebe und ein geeignetes physikalisches Modell sind die Voraussetzung für die verlässliche Abschätzung einer Deformation auf Basis vorgegebener Randbedingungen. Leider hängen diese Eigenschaften von sehr vielen, schwer kontrollierbaren Parametern ab und lassen sich unter den zu simulierenden Bedingungen, d.h. *in vivo*, auch nur schwer experimentell bestimmen [Ottensmeyer et al., 2004]. Um unterschiedliche Simulationsverfahren und Modelle überprüfen und vergleichen zu können, sind daher Referenzdaten erforderlich, deren Deformation im Experiment bei definierten Randbedingungen exakt bestimmt werden kann. Für isotrope Werkstoffe im linear elastischen Bereich stellt das kein grundsätzliches Problem dar. Im Falle der Überschreitung des elastischen Bereiches bzw. für anisotrope, viskoelastische Materialien ist eine solche Überprüfung jedoch nur noch begrenzt möglich, da die Materialzusammensetzung und die Belastungsgeschichte bei der Deformation eine wesentliche Rolle spielen. Selbst an Körpern gleicher Ausgangsform und gleichen Materials führen bereits geringfügige Unterschiede in der Beschaffenheit zu einer unterschiedlichen Lösung, sodass ein Anfangszustand lediglich näherungsweise definiert und eine *exakte* Simulation nicht erwartet werden kann.

Zur Überprüfung von Simulationsverfahren bzw. zur Schaffung einer Deformationsreferenz wurde an der Harvard Universität in Cambridge, MA die sogenannte *Truth Cube* Studie³ initiiert, bei der die ursprüngliche und anschließend auf unterschiedliche Art deformierte Geometrie eines 8 cm^3 Silikonwürfels mit eingebetteten Teflonkugeln bei definierten Randbedingungen im CT dreidimensional vermessen wurde [Kerdok et al., 2003, 2001]. Ziel war es, wie auch im vorangehenden Abschnitt dargestellt, an einem geometrisch einfachen Modell die Elastizitätsparameter über

³ biorobotics.harvard.edu/truthcube

den Vergleich der Simulation mit dem experimentellen Ergebnis invers zu bestimmen, bzw. das Modell über die gemessenen Eigenschaften zu bestätigen. Das *Truth Cube* Projekt, das auch auf Gewebeproben erweitert werden sollte, wurde in der geplanten Form leider nicht weiter verfolgt. Die Daten stehen allerdings noch zur Verfügung und werden zur Validierung der nichtlinearen Modellierung bei großen Verzerrungen verwendet. Auch das im April 2000 gegründete SimBio⁴ Konsortium, das die Entwicklung numerischer Verfahren zur Weichgewebesimulation u.a. für medizinische bzw. klinische Fragestellungen voran bringen sollte, endete im Jahr 2003 ohne erkennbaren Durchbruch. Für das Fortsetzungsprojekt GEMSS⁵ gibt es über Dr. Hierl, vom Universitätsklinikum Leipzig, erste Abstimmungen zwischen den offiziellen Projektteilnehmern und dem ZIB [Hierl et al., 2004a, b]. Weiterhin wurden erste Kontakte zu Arbeitsgruppen geknüpft, die sich mit der theoretischen und experimentellen Biomechanik befassen.

7.2.2 Postoperative Verlaufskontrolle

Nach einer komplexen Umstellungsoperation liegen typischerweise Schwellungen vor, die erst ca. 4–8 Wochen *post operationem*, z.T. aber auch noch deutlich später vollständig abgeklungen sind. Eine physiologisch basierte Modellierung von Schwellungen ist ein anspruchsvolles Thema [Wu und Herzog, 2002], spielt jedoch für die Weichgewebeprognose eher eine untergeordnete Rolle, da es dabei im Wesentlichen auf das langfristige Ergebnis ankommt. Stattdessen müssten theoretisch Gewebe- und Knochenremodellierungsprozesse in der Simulation berücksichtigt werden, da ein hoher Weichgewebebezug mittel- bis langfristig sowohl zur Gewebeneubildung als auch zu einer Umbildung von Knochen führt. Eine Abschätzung der dadurch erforderlichen Überkorrektur wäre eine außerordentlich wichtige Planungshilfe. Die biomechanische Modellierung solcher Prozesse ist allerdings ebenfalls ein komplexes Forschungsgebiet [Fung, 1993; Martin et al., 1998] und die Zusammenhänge sind noch längst nicht vollständig verstanden.

Ein pragmatischer Ansatz wäre es, diese Phänomene postoperativ zu verfolgen und die daraus empirisch ermittelten Erkenntnisse in die Simulation einfließen zu lassen. Als geeignete nichtinvasive Messverfahren kommen z.B. die Magnetresonanztomografie (MRT) oder die Oberflächenfotogrammetrie (Laser, Streifenlicht, Holografie) in Frage. Knochenumbildungen lassen sich mit der MRT allerdings nur schlecht und mit Oberflächenmessungen gar nicht erkennen, sodass sich eine postoperative Verlaufskontrolle auf die Gesichtstopografie beschränkt. Diese könnte z.B. im Abstand von 4 Wochen erfasst, der Gewichtszustand dokumentiert und die Volumen- und Formänderungen auf Basis der Messungen quantitativ ausgewertet werden [Mao et al., 2000; Nkenke et al., 2002, 2000]. Eine entsprechende Untersuchung stellt zwar eine zusätzliche Patientenbelastung dar, für die postoperative Dokumentation

⁴ www.simbio.de

⁵ www.ccrl-nece.de/gemss

7. Bewertung und Ausblick

wäre solch eine systematische Datenerhebung jedoch sehr sinnvoll, sodass im Rahmen der Kooperation mit dem Universitätsklinikum Leipzig Scannersysteme von Konika-Minolta⁶ und InSpeck⁷ in Versuchsreihen getestet und dabei auch positiv bewertet wurden. Mit solchen Scannersystemen lassen sich zudem Gipsmodelle der Bezahnung digitalisieren, die für eine verbesserte Okklusionsanalyse bei der computergestützten Planung von Kiefersegmentverlagerungen genutzt werden können.

7.2.3 Normalausprägung eines Schädels als Planungshilfe

Bei der chirurgischen Korrektur von Knochenfehlbildungen, insbesondere bei stark asymmetrischen Dysmorphien, sowie bei der Rekonstruktion von partiell oder sogar vollständig fehlenden knöchernen Strukturen ist es oft nicht möglich, die Zielvorgabe aus einer gesunden kontralateralen Seite abzuleiten. In solchen Fällen wäre eine Überlagerung und ein direkter Vergleich mit einer anatomisch bzw. physiologisch *normal* ausgeprägten Schädelform, bezogen auf das Geschlecht, das Alter und je nach verfügbarer Stichprobe auch auf die Abstammung des Patienten eine nützliche Planungshilfe [Brief et al., 2000]. Ließe sich dieses Normal- bzw. Referenzmodell bzgl. charakteristischer Merkmale auch noch individuell in seiner Form variieren, dann könnte darüber eine Schädel- bzw. Unterkieferform ausgewählt werden, die zu einer gegebenen, fehlgebildeten Anatomie die ähnlichste, normal ausgebildete Variante als Anhaltspunkt zur Modifikation bzw. Rekonstruktion liefert.

Die Erzeugung gemittelter 3D Formen erfordert eine repräsentative Stichprobenanzahl sowie Verfahren zur 3D Formanalyse, wobei man zwischen flächen- und volumenbasierten Ansätzen unterscheidet [Kelemen et al., 1999; Rückert et al., 2001; Thompson und Toga, 1996]. Formvergleiche dieser Art findet man u.a. in Ergonomie- und Evolutionsstudien und in anthropometrischen Untersuchungen, wie z.B. der *Digital Human Modeling Initiative*⁸ (DHMI) oder dem *Civilian American and European Surface Anthropometry Resource*⁹ Projekt CAESAR™ [Azouz et al., 2002]. Den üblichen Verfahren gemein ist (i) der Aufbau einer hinreichend großen Trainingsmenge, (ii) der Definition anatomischer Merkmale als Grundlage für den Formvergleich, (iii) der Korrespondenzanalyse zwischen den Modellen der Trainingsmenge und (iv) der Erfassung relevanter statistischer Parameter. In der Literatur existieren eine Reihe von Verfahren zur Extraktion geeigneter Parameter, die zur Erstellung eines statistischen 3D Formmodells verwendet werden können [Basilevsky, 1994]. Solch ein Modell bezeichnet man auch als einen Atlas, der die *mittlere* Form und dessen charakteristische Abweichungen innerhalb der gegebenen Stichprobe beschreibt [Däuber et al., 2004; Gürke, 2000; Lamecker et al., 2002;

⁶ www.minolta-3d.com

⁷ www.inspeck.com

⁸ www.catea.org/dhmi.html

⁹ store.sae.org/caesar

Meller und Kalender, 2004]. Ziel ist die Erstellung eines 3D Atlas zu einer normal ausgeprägten Schädel- und Unterkieferform, aus dem zu einer gegebenen fehlgebildeten Form eine geeignete Approximation der Normalausprägung innerhalb der erfassten Variationsbreite extrahiert werden kann.

Am Konrad-Zuse-Zentrum in Berlin wird von Lamecker et al. die statistische 3D-Formanalyse im Rahmen des DFG Forschungszentrums 8086 – „*Mathematik für Schlüsseltechnologien: Modellierung, Simulation und Optimierung realer Prozesse*“ bearbeitet. Dabei werden Verfahren zur elastischen Registrierung, zur Landmarkenbasierten Deformation via *Thin-Plate-Splines*, zum *Morphing* und zur statistischen Formanalyse untersucht [Lamecker et al., 2004; Zöckler et al., 2000]. Eine effiziente Beschreibung der Formvarianzen erfolgt dabei mittels einer Haupt- bzw. Eigenmodenanalyse (PCA, Karhunen-Loève Expansion), und für die optimale Abbildung aller Formen in einem gemeinsamen Parameterraum gilt es ein Gütefunktional zu finden, das alle relevanten Formmerkmale zusammenfasst. Mit den bisher entwickelten Verfahren wurden bereits erfolgreich 3D Atlanten für das menschliche Becken (männlich, weiblich) und für die Leber erstellt. In Kooperation mit Priv.-Doz. Dr. Haberl, von der neurochirurgischen Kinderklinik der Charité Berlin, wird an der Erstellung eines Atlas für unterschiedliche Altersgruppen des frühkindlichen Neurokraniums gearbeitet, um eine Planungshilfe bei der Therapie von Kraniosynostosen bereitzustellen [Haberl et al., 2004; Lamecker et al., 2005]. In einer weiteren, aktuellen Untersuchung erfolgt in Kooperation mit Priv.-Doz. Dr. Stiller aus Berlin die Aufbereitung von mehr als 150 Datensätzen eines NewTom DVT¹⁰ mit dem Ziel der Erstellung eines gemittelten 3D Unterkiefermodells [Zachow et al., 2005a], das für die Planung von modellierenden und implantologischen Eingriffen Anwendung finden soll (Abb. 7.15).

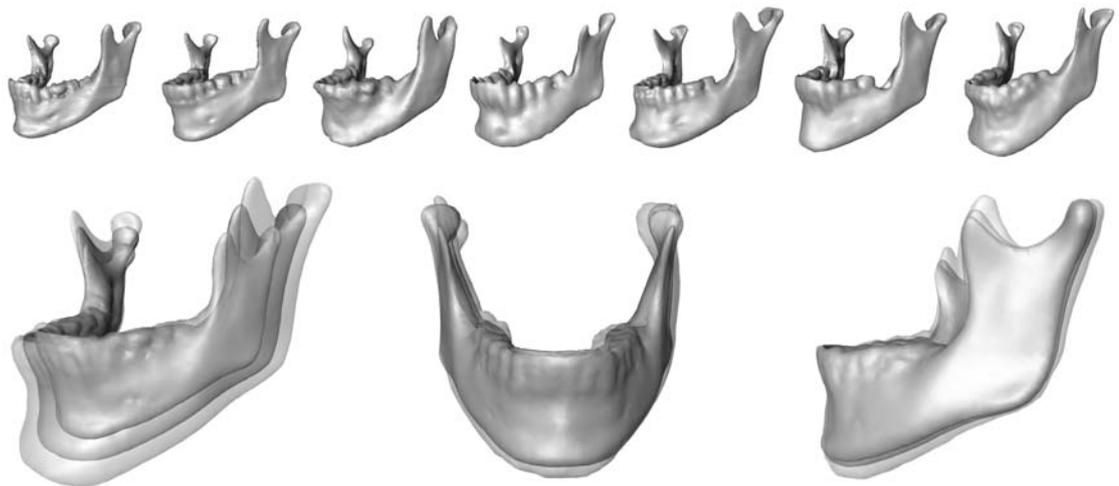


Abbildung 7.15: Erste Ergebnisse zur 3D Formanalyse des menschlichen Unterkiefers: oben) 7 Stichproben, unten) die ersten drei Hauptvariationsmoden bezogen auf das gemittelte statistische Formmodell

¹⁰ www.newtom.de

7.2.4 3D Kephalometrie

Zur quantitativen Bewertung einer Fehlstellung bzw. Fehlbildung sind Messungen auf der Hautoberfläche und idealerweise auch auf der Oberfläche des Schädelknochens erforderlich. Letzteres ist natürlich nicht direkt am Patienten sondern nur an einer verlässlichen knöchernen Rekonstruktion aus den CT-Daten durchführbar. In der Literatur zur Anthropometrie und darin speziell zur Kephalometrie finden sich eine Fülle von Analysen, die im Laufe der Zeit entwickelt wurden (siehe Abschnitt 4.1). In der Regel handelt es sich dabei um Relativmessungen, bei denen über erfasste kephalometrische Referenzpunkte und darüber konstruierte Verbindungslinien euklidische Abstände, Winkel- und Längenverhältnisse bestimmt und ausgewertet werden [Powell und Humphreys, 1984]. Aufgrund der Variabilität der individuellen Kopf- bzw. Gesichtsform, insbesondere bei Form- und Lageanomalien, ist eine *eindeutige* Bestimmung dieser Punkte jedoch oft nicht möglich.

Anhand eines wie im vorangehenden Abschnitt 7.2.3 beschriebenen 3D Atlas zur gemittelten menschlichen Kopf- bzw. Schädel- und Unterkieferform mit seinen charakteristischen Variationen innerhalb der erfassten Stichprobe, können kephalometrische Referenzpunkte definiert werden, die sich über diesen Atlas auf die individuelle Anatomie übertragen lassen. Auf diese Art kann die jeweilige Schädel- bzw. Kopfform anhand einer Formreferenz bewertet werden, was zu vergleichbaren Ergebnissen führt. Zusätzlich lassen sich am Modell der Knochen- und der Hautoberfläche computergestützt Krümmungen zur Bestimmung prominenter Punkte auswerten, Tangentialebenen in jedem Oberflächenpunkt aufspannen und Abstandsmessungen sowohl *auf* der Oberfläche als auch *in* den Tangentialebenen sowie Winkelmessungen *zwischen* diesen Ebenen schnell und reproduzierbar vornehmen. Die Entwicklung einer computergestützten 3D Kephalometrie erscheint ein viel versprechendes Arbeitsgebiet, für das die erforderlichen Werkzeuge durchaus zur Verfügung stehen. Ein 3D Standardmodell zur normal ausgeprägten Schädelform ließe sich mit den genannten Methoden aus einer ausreichend großen Trainingsmenge generieren.

7.2.5 Kieferorthopädische 3D Planung

In Abschnitt 4.3 wurden bereits die Möglichkeiten der Nutzung digitalisierter Kiefer- bzw. Zahnmodelle für die Umstellungsplanung aufgezeigt. Dabei wurde auch kurz auf das kombinierte kieferorthopädische und kieferchirurgische Behandlungskonzept eingegangen. Bei der Rehabilitation der dentalen Okklusionsverhältnisse ergeben sich einerseits aus der präoperativen Zahnstellung Vorgaben zur chirurgischen Herstellung einer Neutralverzahnung, andererseits geht mit einer chirurgischen Kiefersegmentverlagerung in der Regel auch wieder eine postoperative kieferorthopädische Anpassung der Zahnstellung einher. Idealerweise ließen sich die Sollposition eines jeden Zahnes aus der Planung ableiten und entsprechende Vorgaben zur forcierten Zahnverlagerung im Kieferknochen daraus bestimmen. Dazu gilt

es zum einen die optimalen Positionen der sogenannten *Brackets* zu bestimmen, die auf die Zahnfronten aufgeklebt werden, und zum anderen die Drahtstärke sowie den erforderlichen Verlauf und die Torsion des Drahtes zur gezielten Zahnbewegung auf Basis der wirkenden Hebelkräfte, unter Berücksichtigung der mechanischen Eigenschaften beteiligter Gewebe (Parodontalligament, Knochen etc.) sowie der Stimuli zur Umbildung von Knochen zu ermitteln [Geiger et al., 2003; Kobe, 1997; Poppe et al., 2002]. Gleiches gilt sinngemäß auch für die Konfektionierung von Kunststoffschienen.¹¹ Die computergestützte Konfektionierung kieferorthopädischer Apparaturen mittels dreidimensionaler Modelle auf Basis mechanischer Simulationen ist ein weiteres interessantes Forschungsgebiet, das die Planung kieferorthopädischer Behandlungen am traditionellen *Wachstypodonten* ablösen und in ihrer Qualität deutlich verbessern könnte. Erste Sondierungsgespräche dazu erfolgten mit Priv.-Doz. Dr. Jost-Brinkmann vom Zentrum für Zahnmedizin, Abteilung für Kieferorthopädie und Orthodontie, der Charité – Universitätsmedizin Berlin und mit Frau Prof. Dr. Kober von der Fachhochschule Osnabrück, Kooperatives Mitglied der Forschungsgruppe Biomechanik an der Universität Karlsruhe, in Kooperation mit Prof. Dr. Sander von der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung Kieferorthopädie, der Universität Ulm.

7.2.6 Praxisgerechte 3D Planung einer Dysgnathiekorrektur

Wie bereits im ersten Kapitel erwähnt, basiert die konventionelle Weichgewebeprädiktion auf 2D Verfahren in der Profilansicht. Diese Verfahren, denen laterale Kephalogramme statt CT-Daten zu Grunde liegen, sind weit verbreitet und relativ einfach zu handhaben, was bei weniger komplexen Fällen aufgrund der geringeren Strahlenbelastung und der weitaus geringeren Kosten auch sinnvoll erscheint. Zudem liefern 2D Verfahren schnell ein Prädiktionsergebnis, und ein geringer Zeitbedarf ist ein nicht zu unterschätzender Faktor für die Akzeptanz eines Planungssystems. Aus diesem Grund und in Ermangelung eines praxisgerechten 3D Planungssystems werden 2D Planungsverfahren, trotz ihrer unzureichenden Prädiktionsgüte im Bereich der Nase und der Lippen, häufig eingesetzt (siehe Abschnitt 2.1).

Die Frage ist nun, ob sich 2D Planungsverfahren durch den Einsatz der Finite Elemente Methode, unter Berücksichtigung von geeignet gewählten Deformationsmodellen verbessern oder sogar für die 3D Planung sinnvoll einsetzen lassen. Vorstellbar ist z.B. eine 2D Profilprognose auf Basis der FE-Methode, bei der die Weichgewebedeformation in einem ersten Schritt in einer frei wählbaren Schnittebene berechnet wird. Eine äquivalente Simulation ist auch auf Basis lateraler Kephalogramme möglich, wobei hier die Planungsebene fest vorgegeben ist. In beiden Fällen müsste lediglich das Gebiet zwischen der Knochen- und der Hautoberfläche in der Ebene vernetzt werden. Eine Knochenverlagerung führt dann in gleicher

¹¹ z.B. von INVISALIGN® – www.invisalign.com

7. Bewertung und Ausblick

Weise wie im 3D Fall zu Randverschiebungen in der Schnittebene, über die eine resultierende Deformation des Weichgewebegebietes auf dem 2D Gitter berechnet und das Simulationsergebnis aufgrund der reduzierten Komplexität *zeitgleich* visualisiert werden kann. Selbst Rotationen in der Schnittebene lassen sich auf diese Art behandeln, wenn die räumlich verzerrte 2D Geometrie anschließend wieder in diese Ebene zurück projiziert wird. Auf diese Art erhält man bereits bei der interaktiven Einstellung der Knochenpositionen einen groben Eindruck von der daraus resultierenden Auswirkung auf das Weichgewebeprofil.

Für den praktischen Einsatz in der klinischen Routine böte sich eine direkte Kopplung der Kiefersegmenteinstellung am Artikulator (als Eingabegerät) mit dem Simulationssystem an. Ausgehend von der präoperativen Situation könnten die am Artikulator eingestellten Transformationen zu einer synchronen Transformation des korrespondierenden Segmentes in der Planungsansicht führen (Abb. 7.16). Über eine mechanische Winkeleinstellung, z.B. auf Basis von Zylinderkoordinaten oder Kugelgeodäten, ließen sich zwei Schnittebenen auswählen, in denen die Profilprognose berechnet und angezeigt wird. Nach Abschluss der Segmenteinstellungen liefert dann eine 3D FE-Simulation auf Anforderung eine verlässliche Prädiktion der räumlichen Weichgewebeanordnung.



Abbildung 7.16: Konzept zur Kopplung eines Artikulators mit einem Planungssystem: Steuerung der Kiefersegmentverlagerung und interaktive Profilprognose in zwei frei wählbaren Schnittebenen

Eine Deformationsvorschau als visuelle Rückkopplung während der interaktiven Umstellungsplanung erscheint generell sinnvoll [Zachow et al., 2001]. Alternativ zur FE-Prädiktion in einer Schnittebene ließen sich im 2D Fall auch Randelementeverfahren in Kombination mit einem biomechanischen Deformationsmodell anwenden, da sich durch die Reduktion einer Dimension der numerische Aufwand bei der Lösung voll besetzter Matrizen in akzeptablen Grenzen hält [James und Pai, 1999; Schiemann, 1998]. Eine beschleunigte 3D Simulation auf dem räumlichen Weichgewebegitter erhält man durch die Verwendung eines dynamischen Feder-Masse Systems (Abschnitt 5.1.1), wie es z.B. von Mollemans et al. [2003] als Deformationsmodell verwendet wird. Als Nebeneffekt ließe sich sowohl die 2D Profilprognose als auch die vereinfachte 3D Deformationsmodellierung direkt mit den Ergebnissen der 3D FE-Simulation vergleichen und der Fehler, der durch die beschleunigten

Verfahren verursacht wird quantifizieren. Sind ferner die Transformationsparameter der Knochensegmentverlagerungen aus der Operation bekannt, dann können die unterschiedlichen Verfahren anhand von postoperativen Kephalogrammen oder CT-Daten mit dem realen Ergebnis verglichen und das am besten geeignete 2D Verfahren zur Abschätzung des Profilverlaufes ermittelt werden. Eine Untersuchung dieser Art ist in Kooperation mit Prof. Dr. Dr. Ewers und Dr. Dr. Oeckher, von der Universitätsklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in Wien geplant.

7.2.7 Osteodistraktions- und Osteosyntheseplanung

Ein wichtiger Planungsaspekt, der im Rahmen dieser Untersuchung nicht behandelt wurde, ist die Bestimmung der optimalen *Fixierung* mobilisierter Knochensegmente (die Osteosynthese). Üblicherweise werden Osteosyntheseplatten während der Operation direkt am Patienten oder – sofern verfügbar – am medizinischen RP-Modell angepasst (siehe Abschnitt 1.7 auf Seite 15). Unter Nutzung von CAD Techniken ließe sich dieser Vorgang präoperativ am Computermodell planen. Dazu müsste das gesamte Repertoire an Osteosynthesematerialien und Knochenschrauben in Form von 3D CAD Modellen vorliegen, die im Verlauf der Planung ausgewählt und am Schädelmodell angepasst werden können [Burghart et al., 2000]. Ließen sich mittels einer mechanischen Belastungsanalyse die geeignete Dimensionierung sowie die erforderliche Schraubenbestückung und anhand der CT-Daten die optimalen Positionen zur Schraubenfixierung hinsichtlich des verfügbaren Knochenangebotes bestimmen, dann können Umstellungsosteotomien mit einer deutlich höheren Qualität und zudem auch noch schneller und kostengünstiger als bisher durchgeführt werden. Gleiches gilt für die optimale Platzierung von Distraktoren (Abschnitt 1.5). Auch hier muss das verfügbare Knochenangebot sowie der erforderliche Platzbedarf berücksichtigt, zusätzlich aber auch noch die Bedienbarkeit durch freie Zugangswege gewährleistet werden. Nach geeigneter Platzierung lassen sich Distraktionsvektoren in einer Simulation präoperativ, unter Berücksichtigung des kollisionsfreien Erreichens der Zielposition überprüfen, was insbesondere für simultane, multidirektionale Verlagerungen am 3D Modell eine große Planungshilfe darstellt. Aus Gesprächen mit Chirurgen und Implantatherstellern wurde ein entsprechender Bedarf und auch ein kommerzielles Interesse erkannt. Eine 3D Osteosyntheseplanung stellt somit eine sinnvolle Ergänzung zur Osteotomieplanung im Kontext einer integrierten Planungsumgebung dar.

Die biologische und die biomechanische Modellierung sowie die numerischen Simulationmöglichkeiten liefern in diesem Zusammenhang weitere wichtige Planungskriterien. Sind z.B. die Knochenmechanik, die Kallusbildung und die Mineralisierung sowie die Frakturheilung unter Berücksichtigung stimulierender bzw. hemmender Einflussgrößen besser verstanden, dann können diese Aspekte bei der Osteotomie- und Osteosyntheseplanung berücksichtigt werden. Im Rahmen einer DFG geförderten klinischen Forschergruppe arbeitet das ZIB zusammen mit der Klinik für Unfall-

7. Bewertung und Ausblick

und Wiederherstellungschirurgie, der Charité – Universitätsmedizin Berlin an einem Projekt zur belastungsgerechten Frakturversorgung [Haas, 2002]. In diesem Zusammenhang werden u.a. die Auswirkungen von Bewegungen im Frakturspalt auf die Knochenheilung untersucht. Die Erkenntnisse dieser Studie sollen auch in die Osteotomie- und Osteosyntheseplanung für die MKG-Chirurgie einfließen.

7.2.8 Die ästhetische Gesichtsform als Zielvorgabe

Entsprechend der Vorgabe einer kieferorthopädischen Zielvorstellung mit anschließender Ableitung eines geeigneten Behandlungskonzeptes für die funktionelle Rehabilitation ist auch die Vorgabe einer ästhetischen Gesichtsform mit anschließender automatischer Bestimmung der dazu erforderlichen Knochenverlagerung bzw. Weichgewebeunterfütterung denkbar. Solche Möglichkeiten bieten völlig neue Perspektiven für die plastisch-ästhetische Chirurgie, nicht nur im Gesicht, sondern auch für die Weichgewebeprothetik, z.B. nach Brustamputationen. Gefordert wäre dazu ein 3D Modellierungswerkzeug, mit dem die Hautoberfläche gezielt und intuitiv umgeformt werden kann, sowie ein Simulationsansatz, der aus diesen vorgegebenen Randbedingungen unter Berücksichtigung des Deformationsverhaltens von Weichgewebe, den neuen Verlauf ausgezeichneter, innerer Gewebegrenzflächen approximiert. Vom Prinzip her entspricht dies dem in dieser Arbeit verwendeten Simulationsansatz, es werden lediglich die wesentlichen und die natürlichen Randbedingungen vertauscht (siehe Abschnitt 5.2). Eine entsprechende Machbarkeitsstudie wurde z.B. von Gladilin et al. [2004] vorgestellt. Die Differenzvolumen können im Anschluss an die Planung quantifiziert und am 3D Modell visualisiert werden. Über die Formvorgabe lassen sich geeignete Areale für Knochentransplantationen bestimmen, oder es können Fertigungsschablonen für Implantate daraus generiert werden. Voraussetzung für diese Planungsvariante sind jedoch tomografische Aufnahmen, deren Anfertigung für plastisch-ästhetische Eingriffe nur bei gravierender Verbesserung der bisherigen Ergebnisse zu rechtfertigen wäre.

7.2.9 Simulation der postoperativen Gesichtsmimik

Im Rahmen der Planung von Knochenumstellungen sowie der Simulation damit einhergehender Weichgewebeverlagerungen wurde von den beteiligten Chirurgen der Wunsch geäußert, nicht nur das statische Erscheinungsbild anhand der Simulation bewerten zu können, sondern wenn möglich auch die damit einhergehende Gesichtsmimik. Zur Darstellung bestimmter Gemütsverfassungen reicht es im Prinzip aus, wenige äußere Details der Gesichtsstrukturen gezielt zu verändern [Faigin, 1990], wobei die Grundlagen dazu in der bildenden Kunst aller Epochen studiert werden können. Erste umfassende wissenschaftliche Untersuchungen erfolgten von Duchenne [1862] und Darwin [1872] und ca. 100 Jahre später von den beiden Psychologen

Ekman und Friesen, die sich seit Anfang der 1960er Jahre mit der Definition und der Deutung menschlicher Gesichtsausdrücke und der nicht-verbalen Kommunikation beschäftigen [Ekman, 2003; Ekman und Friesen, 1969]¹². Sie entwickelten dabei das sogenannte *Facial Action Coding System* (FACS) zur Unterscheidung von Emotionen auf Basis sogenannter *action units*, denen bestimmte Muskelgruppen zugeordnet werden können [Ekman und Friesen, 1978].

Die Anfänge der 3D Simulation bzw. Computeranimation von Gesichtsmimiken ist auf Mitte bis Ende der 1970er Jahre zurückzuführen [Parke, 1974; Platt und Badler, 1981]. Ausgehend von Interpolationsansätzen zwischen charakteristischen Gesichtsausdrücken, über lokale Parametrisierungen auf der Gesichtsoberfläche und der punktweisen Vorgabe von Verschiebungsvektoren, erfolgte eine Deformation von relativ groben Modellen der Hautoberfläche ohne Bezug zu darunter liegendem Gewebe oder Knochen [Parke, 1982; Waters, 1987, 1988]. Im weiteren Verlauf der Entwicklung fanden physikalisch basierte Ansätze zur Modellierung von linearen Muskelverbindungen mittels dynamischer Feder-Masse Systeme Anwendung [Waters und Terzopoulos, 1990], es wurden mehrere Gewebeschichten berücksichtigt und die geometrischen Modelle wurden komplexer [Lee et al., 1995]. Die Synthese von einzelnen Muskelaktionen erlaubt die Komposition eines Gesichtsausdruckes, der sich auf der Hautoberfläche manifestiert und darüber auch visualisiert werden kann [Kalra et al., 1992; Koch et al., 1997, 1998]. Dazu müssen einzelne Muskeln modelliert und deren Ansatzpunkte korrekt vorgegeben werden können [Kähler et al., 2001a, b]. Mit einem Modell der gesamten mimischen Muskulatur und der Möglichkeit einzelne Muskeln zu aktivieren, lässt sich eine regelbasierte Simulation auf Basis des FACS durchführen. Zur Erhöhung des realistischen Gesamteindrucks können zusätzlich auch noch Feinstrukturen, wie z.B. Hautfalten modelliert und bei der Deformation berücksichtigt werden [Boissieux et al., 2000; Viaud und Yahia, 1992; Wu et al., 1999]. Insgesamt ist die Simulation realistischer wirkender Gesichtsausdrücke ein komplexes und anspruchsvolles Arbeitsgebiet, das von künstlerischen Animationsstudios wie Walt Disney, Industrial Light and Magic, Pixar und DreamWorks mittlerweile jedoch schon so perfekt beherrscht wird, dass nahezu beliebige Kreaturen mit einer überzeugenden Mimik ausgestattet werden können [Fleming und Dobbs, 1999; Parke und Waters, 1996].

Für die verlässliche Simulation einer *individuellen* Gesichtsmimik müssen die Muskelverläufe und die Muskelansatzpunkte sowie die Form und das Volumen der einzelnen Muskeln berücksichtigt werden. Diese Information liegt in tomografischen Bilddaten vor. Waters und Koch et al. generierten z.B. aus CT-Daten Modelle der Schädel- und der Hautoberfläche, an denen sie ihre vereinfachten Ansätze zur Mimiksimulation demonstrierten [Koch et al., 1998; Waters, 1996]. Chen wies im Abschluss seiner Arbeit zur Muskelmodellierung darauf hin, dass mittels der MRT-Bildgebung eine Verbesserung sowohl bei der geometrischen Modellierung als auch bei der Bestimmung histomechanischer Parameter zu erwarten ist [Chen, 1992].

¹² www.emaotionsrevealed.com

7. Bewertung und Ausblick

Im Kontext der medizinischen Planung findet man keine Arbeiten zur Simulation von Gesichtsmimiken, weder im Bereich der Behandlung von Gesichtslähmungen noch im Zusammenhang mit der Planung von Knochenverlagerungen. Zur Simulation einer *postoperativen* Gesichtsmimik müssen die entsprechenden Muskeln aus den tomografischen Daten segmentiert und in das Weichgewebenvolumen eingebettet werden. Nach einer Weichgewebedeformation aufgrund von Knochenverlagerungen können die Muskeln in ihrer neuen Lage kontrahiert und darüber die individuelle Gesichtsmimik simuliert werden. Das Thema der muskelbasierten Simulation von menschlichen Gesichtsausdrücken wurde zusammen mit Gladilin bearbeitet und ist in Teilen auch in dessen Doktorarbeit beschrieben [Gladilin, 2003]. Nachfolgend werden deshalb lediglich Ergebnisse vorgestellt, die aus der vorliegenden Arbeit resultieren, um die Möglichkeiten der Finite-Elemente Simulation von individuellen Gesichtsmimiken auf Basis anatomisch korrekter Muskelmodelle zu verdeutlichen.

In einer ersten Machbarkeitsstudie zur Simulation einer postoperativen Mimik wurde das Weichgewebemodell des Patienten aus Fallstudie 1 (Abschnitt 6.1.1) um zwei Muskelpaare erweitert. Dabei handelt es sich um den großen Kaumuskel (*Musc. Masseter*) und den *Musc. Zygomaticus major*, einen am Jochbein fixierten Muskel der am Mundwinkel endet und der im Wesentlichen für das Lächeln bzw. Lachen eine Bedeutung besitzt (Tab. 7.4). Der *Musc. Masseter* lässt sich in den CT-Daten relativ einfach segmentieren, da in seiner Umgebung wenige andere Muskeln liegen, und eine Trennung vom übrigen Gewebe über den Grauwert möglich ist. Er liegt direkt am aufsteigenden Unterkieferast an, ist mit der Schädelbasis verbunden und geht dort in den *Musc. Temporalis* über (Abb. 7.17). Der *Musc. Zygomaticus major* hingegen ist ein relativ dünner Muskel, der diagonal über die Wange vom Augen- zum Mundwinkel verläuft und dessen Ansatzfläche in der Mundregion nicht eindeutig definiert werden kann (Abb. 7.17 b,c).

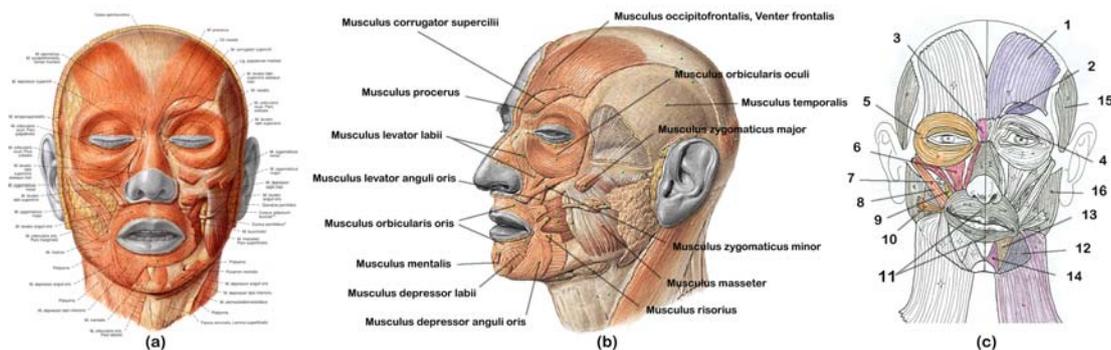


Abbildung 7.17: a,b) Die Gesichtsmuskulatur, aus [Putz und Pabst, 1999], c) mimische Gesichtsmuskeln zu Tabelle 7.4

Die Simulationsidee ist nun, den *Musc. Zygomaticus major* nach geplanter Unterkieferdistraktion entlang seiner Wirkrichtung in der neuen Weichgewebeanordnung zu kontrahieren und die Auswirkung des Muskelzuges, der zu einer Seit- und Aufwärtsbewegung des Mundwinkels bei gleichzeitiger Verdickung der Muskelkap-

Tabelle 7.4: Name und Funktion mimischer Gesichtsmuskeln

Muskel	Aktion	Gesichtsausdruck
1 Musc. Frontalis	Augenbrauen heben, Stirn runzeln	Angst, Erstaunen
2 Corrugator Supercilii	Augenbrauen zusammen ziehen	Ekel, Sorge, Zorn
3 Procerus	Augenbrauen mittig senken, Nase runzeln	Sorge, Zorn
4 Levator Palpebrae	Augenlid heben	Angst, Erstaunen
5 Orbicularis Oculi	Augen zusammenziehen, blinzeln	Schmerz, Lachen
6 Levator Labii	Oberlippe heben, Nasenlöcher weiten	Verwunderung, Ekel
7 Zygomaticus Major	Mundwinkel seitlich hochziehen	Lachen
8 Zygomaticus Minor	Oberlippe heben	Verwunderung, Ekel
9 Levator Anguli Oris	Mundwinkel heben	Grinsen
10 Risorius / Platysma	Lippendehnung, Mundwinkel zur Seite	Weinen, Grinsen
11 Orbicularis Oris	Lippenspannung	Abscheu, Ärger
12 Depressor Anguli Oris	Mundwinkel senken	Trauer
13 Depressor Labii	Unterlippe senken	Ekel, Lachen
14 Mentalis	Unterlippe wölben, Kinn heben	Wut, Schmallen
15 Temporalis	Unterkiefer heben, Zähne zusammenpressen	Wut, Anspannung
16 Masseter	Unterkiefer heben, Zähne zusammenpressen	Wut, Anspannung
17 Pterygoideus medialis	Unterkiefer heben, zurück bewegen	
18 Pterygoideus lateralis	Unterkiefer öffnen, seitlich bewegen	

sel quer zur Kontraktionsrichtung führt, zu visualisieren (Abb. 7.18). Die Kräfte, die bei der Muskelkontraktion wirken sowie das zeitliche Verhalten sind nicht bekannt. Bekannt ist lediglich, dass sich Muskeln generell nur zu einem kleinen Prozentsatz ihrer Länge kontrahieren und dass die maximale Kraft, die ein Muskel ausüben kann ungefähr proportional zu seinem physiologischen Querschnitt ist [Martin et al., 1998], sodass lediglich ein statischer Endzustand durch Vorgabe einer maximalen Kontraktion vorgegeben werden kann. Als Randbedingungen müssen daher für alle Knoten des Tetraedergitters innerhalb einer Muskelregion geeignete Verschiebungsvektoren vorgegeben werden, die die entsprechende Muskelkontraktion adäquat repräsentieren. Die Simulation erfolgt dann analog zur Knochenverlagerung durch numerische Lösung des zu Grunde liegenden Randwertproblems (siehe Abschnitt 5.2).

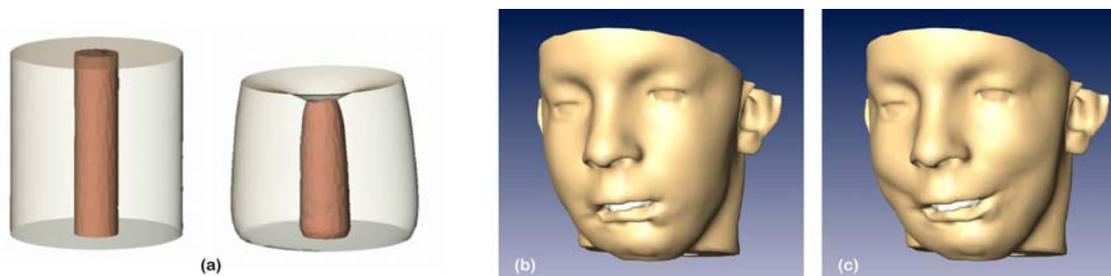


Abbildung 7.18: Machbarkeitsstudie zur Simulation einer postoperativen Mimik: a) Kontraktionsschema, aus [Gladilin et al., 2001a], b) simulierte postoperative Gesichtsform, c) postoperatives Lächeln

7. Bewertung und Ausblick

Das Problem bei der muskelbasierten Simulation von Gesichtsmimiken ist somit zum einen die anatomisch korrekte Rekonstruktion der Muskelgeometrie aus den tomografischen Daten und zum anderen die Bestimmung der Kontraktionsrichtung und die Erzeugung des entsprechenden Verschiebungsfeldes. Dabei wird vorausgesetzt, dass sich der Verlauf der Muskelfasern an der Form des jeweiligen Muskels orientiert, dass die Wirkrichtung vom Endpunkt im Weichgewebe (*Insertion*) zur Knochenansatzfläche (*Origin*) verläuft und dass die Muskelkräfte entlang der Fasertangenten wirken [Fung, 1993]. In einem ersten Ansatz wurde versucht, das Vektorfeld aus dem Deformationsfeld einer initialen Randverschiebung der Endfläche in Richtung der Ansatzfläche zu *berechnen* [Gladilin et al., 2001a, b, 2002]. Das sogenannte Konzept der *'virtual fibers'* liefert für nahezu geradlinige Muskelverläufe auch plausible Ergebnisse (Abb. 7.18 a), hängt allerdings sehr stark von der Geometrie der Randflächen ab und scheiterte bei stärker gekrümmten Muskelverläufen.

Die Ergebnisse der Machbarkeitsstudie waren dennoch viel versprechend, sodass ein Modell der mimischen Muskulatur gemäß Tabelle 7.4 aus tomografischen Bild-daten erstellt werden sollte. Da in CT-Daten Muskelgewebe zwar klar vom restlichen Gewebe unterschieden werden kann, einzelne Muskeln sich jedoch nicht gut differenzieren lassen, wurden mit freundlicher Unterstützung von Frau Dr. Gellermann, an der Charité – Universitätsmedizin Berlin mehrere MRT-Datensätze vom Kopf des Autors dieser Arbeit akquiriert. Verwendet wurde ein Siemens Magnetom Symphony mit 1,5 Tesla. Eine T_1 gewichtete Spin-Echo Sequenz führte zu einem geeigneten Datensatz, bestehend aus 107 Axialschnitten (Abb. 7.19).

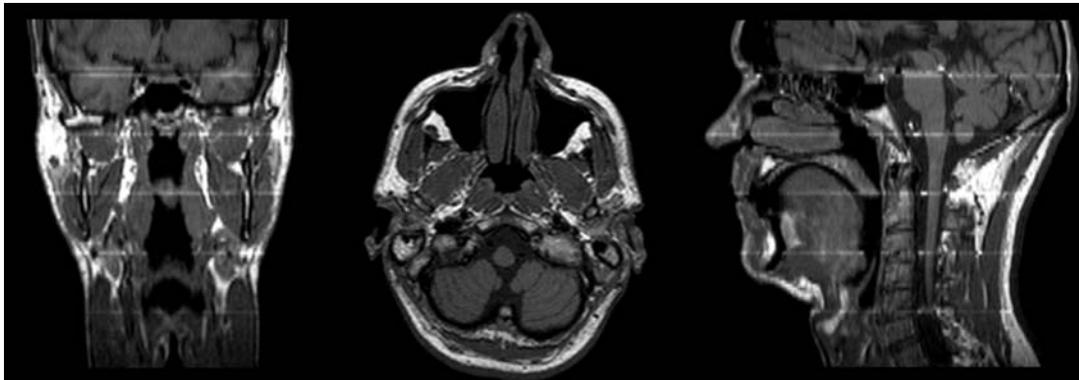


Abbildung 7.19: Kopf-MRT: T_1 gewichtete Spin-Echo Sequenz

Bei der Segmentierung erwies sich die Arbeit in unterschiedlichen orthogonalen Ansichten als sehr hilfreich, da Verläufe feiner Muskelstrukturen und Muskelübergänge in Abhängigkeit von der Betrachtungsrichtung teils besser und teils schlechter erkennbar sind. Als Segmentierungshilfe dienten ein anatomischer Schnittbildatlas [Bo et al., 1998] und die mit Erläuterungen versehenen Farbfotografien des *Visible Human* Datensatzes [Bulling et al., 2001; VHD, 1994] (Abb. 7.20 a). Die Farbaufnahmen und auch die CT-Daten wurden nach elastischer Registrierung mit den MRT-Daten überlagert dargestellt, um eine bessere Orientierung bei der Segmen-

tierung von Muskelstrukturen und Knochen zu ermöglichen (Abb. 7.20 b). Insgesamt dauerte der Segmentierungsprozess aufgrund der mangelhaften Abbildung von knöchernen Strukturen, den unscharfen Muskelgrenzen sowie unzureichender anatomischer Kenntnisse nahezu 6 Wochen, sodass bereits an dieser Stelle deutlich wurde, dass für eine patientenspezifische Muskelrekonstruktion modell- bzw. wissensbasierte Segmentierungsansätze entwickelt werden müssen.

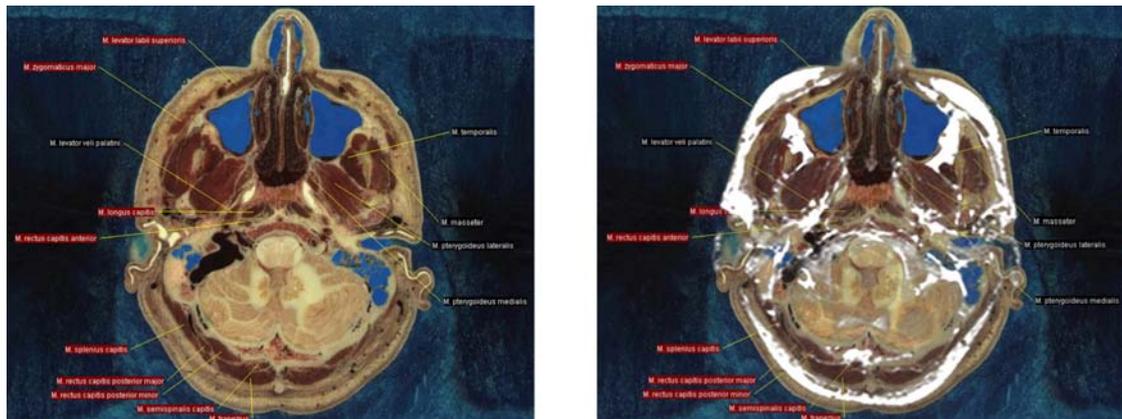


Abbildung 7.20: a) kommentierte Schnittbildfotografie des Visible Human Datensatzes, b) überlagerte Darstellung mit den MRT-Daten

In Abbildung 7.21 ist das Rekonstruktionsergebnis gezeigt. Das gesamte Weichgewebiger besteht aufgrund der Vielzahl an eingebetteten, dünnen Muskelstrukturen aus nahezu 2 Millionen Tetraederelementen. Randflächen zu Knochen und Zähnen und zu allen Muskelansatzflächen wurden explizit ausgezeichnet. Das resultierende 3D Modell bildet die Basis für die Untersuchungen einer muskelbasierten Simulation der Gesichtsmimik.

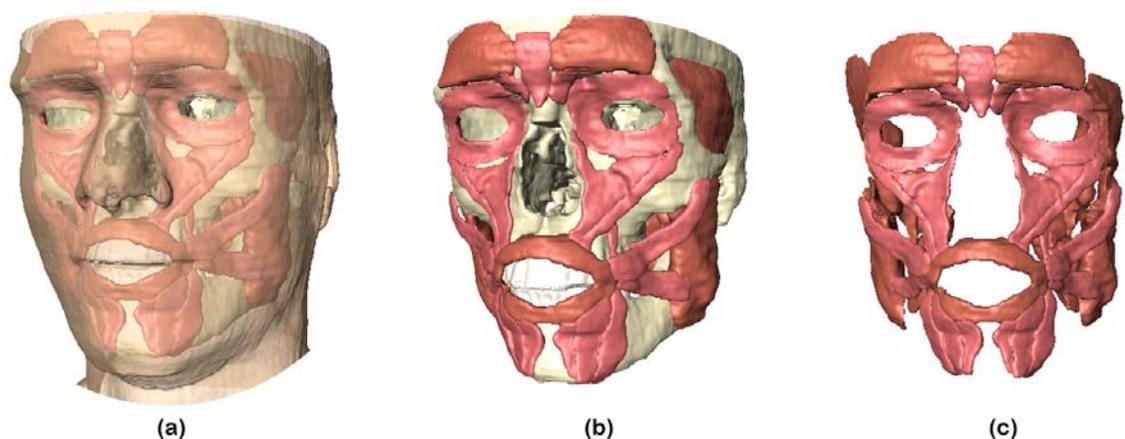


Abbildung 7.21: Ein 3D Modell der Gesichtsmuskulatur

7. Bewertung und Ausblick

Zur Extraktion der Muskelfaser- bzw. der Kontraktionsrichtung diente zum einen ein Mittellinienextraktionsverfahren, das auf dem *Label*-Feld der klassifizierten Geweberegionen operiert, zum anderen wurden zu jeder Muskelgeometrie Splinekurven definiert, die die Ansatzflächen interpolieren und den inneren Verlauf der jeweiligen Muskelform, d.h. die zentralen Faserverläufe approximieren. Mit geringem Interaktionsaufwand ließen sich die Stützstellen der Splines über orthogonal zum Muskelverlauf liegende Schnittbildansichten derart spezifizieren, dass die Kurven nahezu zentriert innerhalb der jeweiligen Muskelregion verlaufen (Abb. 7.22 a). Die Wirkrichtung vom Muskelende zur Knochenansatzfläche wird durch die Abfolge der Kurvenpunkte definiert. Für flächige Muskelregionen, wie z.B. dem Schläfenmuskel (*Musc. Temporalis*) oder dem Stirnmuskel (*Musc. Frontalis*) wurden mehrere Wirklinien fächerförmig angeordnet (Abb. 7.22 c). Für Sphinktermuskeln, wie dem *Musc. Orbicularis Oris* und den beiden Augenmuskeln (*Musc. Orbicularis Oculii*), wurden neben den Faserrichtungen auch noch radiale Bewegungsrichtungen definiert.

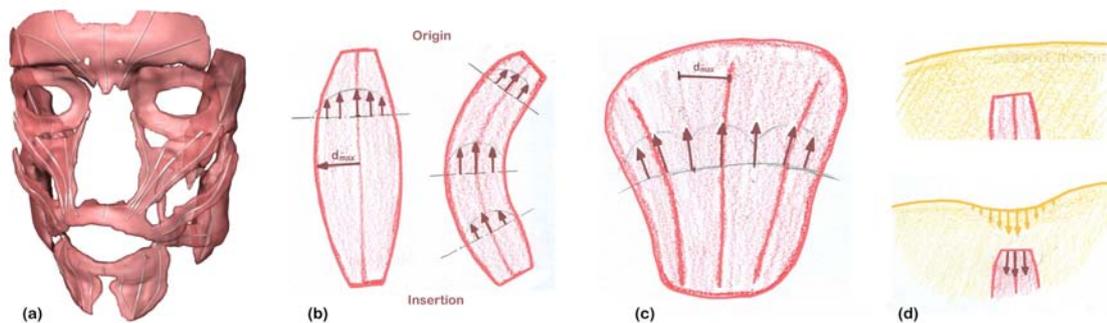


Abbildung 7.22: a) Spezifikation der Muskelfaserverläufe, b) Zugprofil im langen Muskel, c) Faserverläufe im flachen Muskel, d) Aufspreizung der Muskelwirkung im Weichgewebe

Nach Festlegung der Wirkrichtungen erfolgte für jeden inneren Gitterknoten einer Muskelregion die Zuordnung eines Vektors, dessen Richtung aus dem Mittel der Tangentenvektoren an den Punkten der umliegenden Wirklinien mit dem kürzesten Abstand zum jeweiligen Knoten resultiert (Abb. 7.22 b,c). Alternativ dazu ließen sich die Kontraktionsvektoren auch über den Gradienten der Distanzfelder zu den Muskelgrenzflächen extrahieren, doch für diese Studie führte die erste Methode bereits zu einem sinnvollen Ergebnis, sodass die zweite Variante nicht implementiert wurde. Zur Approximation eines zur Muskelgrenzfläche abfallenden GAUSS'schen Zugprofils wird die Vektorlänge über diesen Abstand bzw. die Summe der Abstände skaliert und in der jeweiligen Muskelregion normiert (Abb. 7.22 b,c). Einzig das Problem der Aufspreizung der Muskelzugwirkung, durch Verzweigung der Muskelfasern im Weichgewebe ist noch nicht zufriedenstellend gelöst. In einem ersten Ansatz erfolgte lediglich eine Glättung des resultierenden, auf der Hautoberfläche definierten Deformationsfeldes (Abb. 7.22 d).

Für jeden in Tabelle 7.4 genannten Muskel erfolgte die Simulation einer Kontraktion um ca. 20 % der initialen Muskellänge. Zusätzlich erfolgte eine Simulation der möglichen Unterkieferbewegungen in allen drei Freiheitsgraden. Die resultierenden Deformationsfelder auf dem gesamten Weichgewebegitter ließen sich anschließend zur Studie charakteristischer Gesichtsausdrücke individuell gewichtet überlagern und führten so zu einer Gesamtdeformation des Weichgewebes, die über die Gesichtsoberfläche visualisiert werden kann (Abb. 7.23).

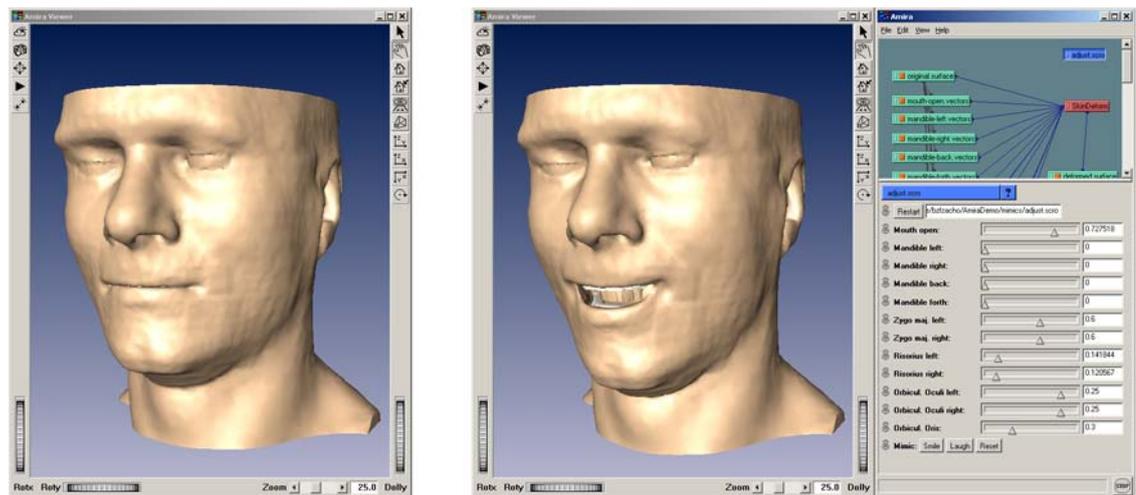


Abbildung 7.23: Synthese einer individuellen, muskelbasierten Mimik

Mit dem vorliegenden Modell der mimischen Muskulatur lassen sich die Anteile der einzelnen Muskeln für einen charakteristischen Gesichtsausdruck gemäß des *Facial Action Coding System* analysieren und zu sogenannten *action units* zusammenfassen [Ekman und Friesen, 1978]. Da die Qualität der MRT-Daten aufgrund der langen Aufnahmezeit von ca. 25 min und den daraus resultierenden Bewegungsartefakten relativ schlecht war und der Datensatz zudem über den Augenbrauen endet, wurden die Simulationsergebnisse, die in Form von auf der Hautoberfläche definierten Vektorfeldern vorliegen, über anatomische Referenzpunktpaare via *Thin-Plate-Spline* Interpolation auf ein qualitativ hochwertiges Modell eines Laserscans übertragen (Abb. 7.24). Vergleichbare Ansätze zum sogenannten *Expression cloning* wurden u.a. von Noh und Neumann [2001] bzw. Pyun et al. [2003] vorgestellt.

Mit dieser Studie wurde die Machbarkeit der Simulation einer individuellen, auch postoperativen Gesichtsmimik auf Basis eines volumetrischen Weichgewebemodells mit eingebetteten Muskelstrukturen gezeigt. Neben der Prädiktion einer Mimik nach chirurgischer Verlagerung von Teilen des Gesichtsskeletts ist eine Nutzung für die Planung einer gezielten Muskelstimulation (sowohl chirurgisch als auch nicht-chirurgisch) vorstellbar [Zachow et al., 2002a].

7. Bewertung und Ausblick

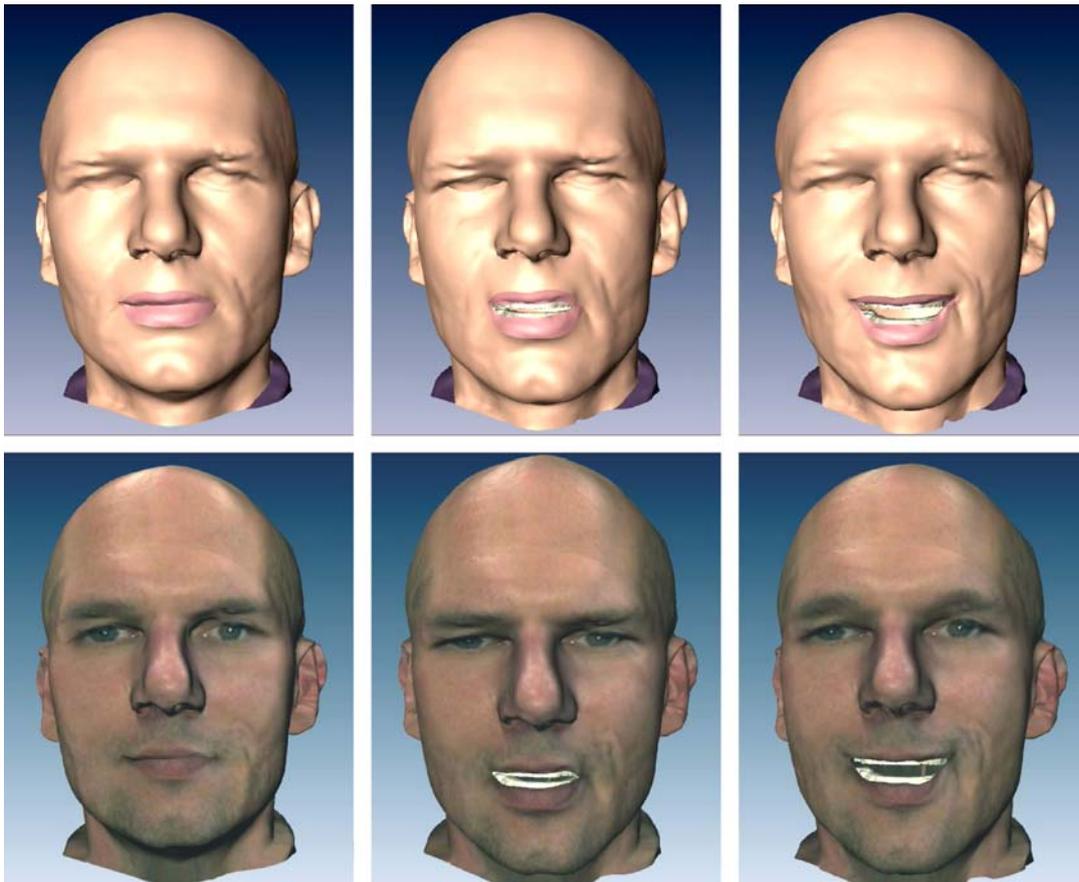


Abbildung 7.24: Übertragung der Simulationsergebnisse auf eine via Laserscanner erfasste Gesichtsoberfläche

In Abbildung 7.25 ist ein Patient mit partieller Gesichtslähmung (*Facialisparese*) gezeigt. Die Fragestellung bei der Therapieplanung lautet: „*Welche Muskeln (einige von vielen) müssen, z.B. über eine Nerven- transplantation, reinnerviert werden, damit eine symmetrische Gesichtsforn in der En-Face Ansicht erzielt wird?*“ Zur Beantwortung dieser Frage müsste entweder eine Rekonstruktion der Gesichtsmuskeln entsprechend der vorangehenden Untersuchung erfolgen, oder das bestehende Muskelmodell über korrespondierende Landmarken an den jeweiligen Muskelansatzpunkten elastisch in die Anatomie des Patienten überführt werden. In letzterem Fall könnten die Vektorfelder zur Muskelkontraktion direkt auf das Weichgewebegitter des Patienten übertragen und die resultierende Weichgewebedeformation für jeden Muskel berechnet werden. Es liegen sowohl CT- als auch MRT-Daten für diesen Patienten vor. Eine entsprechende Planung blieb durch den Wechsel des behandelnden Arztes leider noch unerledigt, eine generelle Untersuchung der Möglichkeiten zur Planung stellt ein mögliches Folgeprojekt dar.

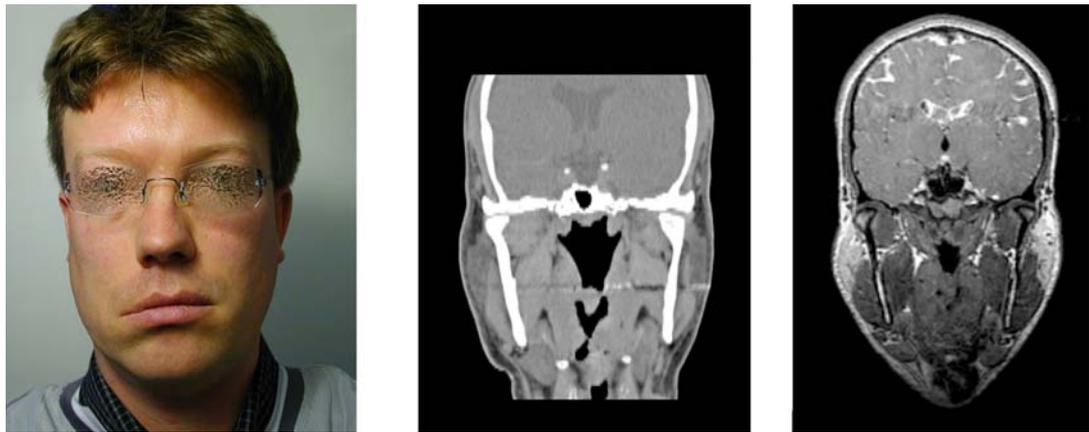


Abbildung 7.25: Patient mit halbseitiger Gesichtslähmung (*Facialisparese*): CT- (mitte) und MRT-Daten (rechts) liegen zur Planung vor

7.3 3D Planung in der klinischen Anwendung

Bei der Planung von operativen Eingriffen sollen verschiedene Vorgehensweisen durchgespielt und deren Ergebnisse bewertet und verglichen werden können. Dabei sollen sich die Chirurgen auf das Wesentliche ihrer Arbeit konzentrieren können, d.h. sie sollen nur die Dinge ausführen, die die bevorstehende Aufgabe auch direkt betreffen. Die sorgfältige Begutachtung der anatomischen Gegebenheiten gehört dabei ebenso zu den vorbereitenden Aufgaben wie das Anzeichnen und Bewerten von Knochenschnitten, die Reposition und die Fixierung von Knochensegmenten sowie die Bewertung der neuen Anordnung unter Berücksichtigung von Funktion und Ästhetik. Zu den planerischen Aufgaben gehört allerdings weder die Akquisition der tomografischen Bilddaten noch die Aufbereitung des 3D Planungsmodells gemäß der Anforderungen für die Weichgewebesimulation. Da diese Arbeit jedoch für die numerische Weichgewebesimulation von großer Bedeutung ist und aufgrund der Qualitätsforderungen noch nicht vollautomatisch erfolgen kann, ist eine Planungsassistenz erforderlich, die diese vorbereitende Aufgabe übernimmt. Hier handelt es sich somit um eine Bearbeitungsebene zwischen der radiologischen und der chirurgischen Abteilung, die das medizinische Team aufgrund steigender Komplexität und Technisierung in seiner Interdisziplinarität erweitert. Eine derartige Planungsassistenz kann entweder als externe Dienstleistung angeboten, oder in der jeweiligen Klinik von zusätzlichem Personal erbracht werden. Letzteres besitzt den Vorteil, dass sich die Planungsassistenten, die Radiologen und die verantwortlichen Chirurgen jederzeit austauschen können. Der Nachteil liegt in der starken Spezialisierung und den damit verbundenen Kosten für das zusätzliche Personal, sowie die erforderlichen Schulungen und die technische Ausstattung begründet. Wird ferner berücksichtigt, dass derart komplexe Operationen in einer Klinik nicht täglich und in großer Anzahl durchgeführt werden und dass eine aufwändige Planung derzeit nicht gesondert abgerechnet werden kann, dann wird deutlich, dass sich nur sehr

7. Bewertung und Ausblick

spezialisierte Kliniken einen solchen Planungsstab leisten können und komplexe Schädelfehlbildungen oder Knochenfehlstellungen nur dort in der hier beschriebenen Form geplant werden können.

Im Verlauf der Entwicklung dieser Arbeit und in Kooperation mit Anwendern aus diversen Kliniken erfolgten die Planungen stets am Konrad-Zuse-Zentrum in Berlin (ZIB). Patientendaten wurden per CD ans ZIB geschickt, die Planungsmodelle dort vorbereitet und die Planung nach Rücksprache mit den jeweiligen Chirurgen durchgeführt. Als Kommunikationsmittel dienten Briefpost, Telefon, E-Mail und weitere *web services* zum Datenaustausch. In komplizierten Fällen kamen die Chirurgen ans ZIB, um im Rahmen der Planung Ideen zu entwickeln, Möglichkeiten der Therapie zu diskutieren und diese aus Sicht der prognostizierten Weichgewebeanordnung unmittelbar zu bewerten. Dabei zeigte sich, dass die Umsetzung einer Idee am vorbereiteten Planungsmodell in relativ kurzer Zeit erfolgen konnte – typischerweise in weniger als 30 Minuten. Daraus resultiert eine sinnvolle Einsatzmöglichkeit von Videokonferenztechniken, um unnötige Reisezeiten zu vermeiden. Der Nachteil bei der Videokonferenz ist einzig, dass der Chirurg oder die Chirurgin die Planung nicht selbst durchführen, sondern lediglich unter Betrachtung von Zwischenergebnissen anleiten kann. Daraus entwickelte sich die Idee einer netzverteilten, kollaborativen Nutzung des Planungssystems, die zwischen April 2002 und Mai 2004 vom Verein zur Förderung eines Deutschen Forschungsnetzes e.V. (DFN) unter dem Titel CoDISP: „*Collaborative Distributed Surgery Planning – Planung, Simulation und Training von Operationen in einer netzverteilten Virtual-Reality-Umgebung am Beispiel der kraniofazialen Chirurgie*“ finanziell gefördert wurde.

7.3.1 Netzverteilte kollaborative Planung

Für die gemeinsame, netzverteilte Planung an einem Patientendatensatz ist es erforderlich, dass die räumlich voneinander entfernten Planungsteilnehmer miteinander audio-visuell kommunizieren und die jeweiligen Arbeitsschritte direkt am gemeinsam betrachteten Planungsmodell ausführen können. Weitere Teilnehmer sollen sich entweder aktiv (Experte) oder als Zuschauer (Patient, Medizinstudent) an einer Planungssitzung beteiligen können. Die Anforderungen an das verteilt nutzbare Planungssystem sind somit: (i) An- und Abmeldung an einer Planungssitzung, (ii) gemeinsamer, gesicherter Zugriff auf die Planungsdaten von autorisierten Teilnehmern, (iii) Kommunikation durch (integrierte) Videokonferenz, (iv) aktive, interaktive Nutzung der Planungswerkzeuge mit wechselndem Hauptbenutzer und (v) Export eines AV-Datenstromes der Planungssicht. Eine zusätzliche Vorgabe war, dass die *Hard-* und *Software-*Anforderungen auf der Teilnehmerseite minimal sein sollten und dass die erforderliche *Software* für alle gängigen Plattformen bereitgestellt und auf Anforderung schnell installiert werden kann. Somit ergibt sich als Minimalforderung ein konventioneller Multimedia PC mit Internetzugang.

7.3 3D Planung in der klinischen Anwendung

Am ZIB wurde ein Planungsarbeitsplatz eingerichtet, der die erforderlichen Services zur netzverteilten Planung anbietet. Nach Untersuchung verschiedener Varianten des Exports einer grafischen Planungsansicht und der netzverteilten Interaktion durch Replikation einer, bzw. Kopplung mehrerer Instanzen eines Planungssystems [Böhm, 2002; Hege et al., 2000] fiel die Wahl auf eine VNC¹³ basierte Lösung. VNC ermöglicht die Replikation eines Arbeitsplatzes bzw. einer Applikation durch Komprimierung und Versand des entsprechenden Bildschirminhaltes *an*, sowie die Kontrolle der Eingabesteuerung *von* angemeldeten Teilnehmern. VNC ist für unterschiedliche Plattformen frei verfügbar, lässt sich einfach installieren und vor allem sehr transparent nutzen. Nach Anmeldung an einem VNC-Server (Planungsarbeitsplatz am ZIB) kann ein Teilnehmer das Planungssystem von seinem Rechner aus bedienen wie eine lokal installierte *Software*, wobei der Zugriff auf Mauseingaben oder auch reine Betrachtung eingeschränkt werden kann.

Für die Videokonferenz wurden unterschiedliche Verfahren, von der einfachsten USB-Kamera in Kombination mit dem Windows *Messenger* bzw. der Software *Net Meeting* (Windows) oder *Gnome Meeting* (Linux), bis hin zu professionellen Videokonferenzsystemen wie der PolySpan ViewStation¹⁴ getestet. Letzteres basiert auf den H.32x Standards und ist in der Lage einen Videostrom mit 15 Bildern pro Sekunde bei einer verfügbaren Bandbreite von nur 128 KB/s zu liefern. Durch die Verwendung von Videotexturen ließen sich die Videodaten auch ohne zusätzliche *Software* direkt in der 3D Planungsansicht darstellen (Abb. 7.26 links). Mit allen untersuchten Systemen wurde im Prinzip eine zufriedenstellende Lösung erzielt, sodass je nach Verfügbarkeit das beste System ausgewählt werden kann.

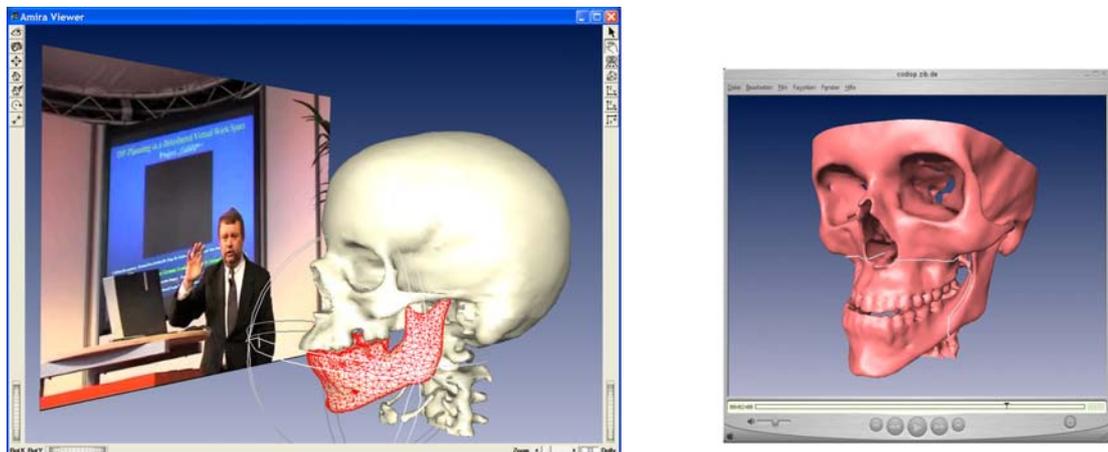


Abbildung 7.26: links) Darstellung der Videokonferenz in der 3D Planungsansicht, rechts) Video Export einer Osteotomieplanung

Eine im CODISP Projekt entwickelte Software-Bibliothek ermöglicht es ferner, die

¹³ *Virtual Network Computing* – www.realvnc.com

¹⁴ www.polyspan.com

7. Bewertung und Ausblick

3D Planungsansicht als kontinuierlichen Videodatenstrom über das RTS-Protokoll¹⁵ zu exportieren. Der Videodatenstrom ist dabei in seiner Auflösung und Kodierung an die verfügbare Bandbreite anpassbar und wird über eine URL der Form: `rtsp://codisp.zib.de:15015` angeboten, sodass er mit Standardprogrammen wie dem Windows *Mediaplayer* oder mit dem *mplayer* (Linux, Unix) angezeigt werden kann (Abb. 7.26 rechts). Auf diese Art lassen sich dynamische Planungsansichten an Teilnehmer exportieren, die keine aktive Steuerung des Systems vornehmen wollen oder können. Netzwerktests ergaben dabei Datenraten zwischen 800 KB/s und 6,3 MB/s. Ein vorstellbares Szenario wäre z.B. die Anforderung einer zweiten Meinung von einem räumlich entfernten Kollegen, der lediglich über einen Internetzugang mit RTSP-Klienten verfügt (z.B. ein UMTS-Mobiltelefon). Denkbar ist ebenfalls die Aufzeichnung bzw. der Export eines Videodatenstromes für Schulungszwecke oder für die Information räumlich entfernter Patienten bzw. deren Angehöriger. Ein Prototyp des verteilt nutzbaren Planungssystems wurde zusammen mit Prof. Dr. Zeilhofer u.a. auf der Cebit 2002 präsentiert (Abb.7.27).

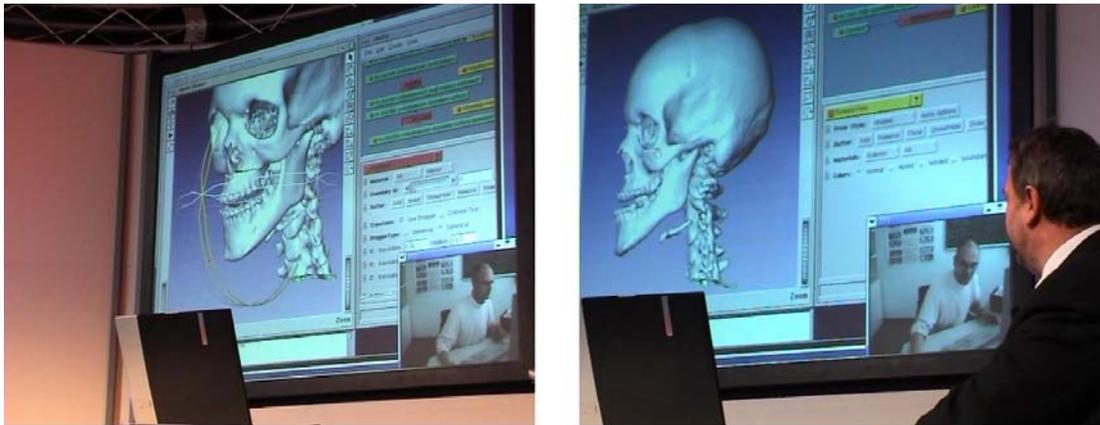


Abbildung 7.27: Präsentation der netzverteilten Planung auf der Cebit 2002

7.3.2 Vorteile für Ausbildung und Training

Ein Planungssystem der vorgestellten Art ermöglicht eine anschauliche Demonstration chirurgischer Vorgehensweisen bei der Korrektur von komplexen Schädelbildungen oder Knochenfehlstellungen und erweitert das bisherige Lehrmaterial um die Darstellung der Auswirkungen unterschiedlicher Therapievarianten auf die resultierende Gesichtsform. Die 3D Visualisierung ermöglicht dabei eine Betrachtung aus frei wählbaren Perspektiven und die animierte Darstellung der Weichgewebedeformation verdeutlicht bereits geringfügige Unterschiede, die im statischen Bild nur schwer zu erkennen sind. Von diversen Kliniken wurde die Erlaubnis zur Verwen-

¹⁵ *Real Time Streaming Protocol*

dung des Bild- und Filmmaterials eingeholt, das auf den Projektseiten¹⁶ im Internet bereitgestellt wurde. Durch die Möglichkeit, aktuelle Planungsabläufe jederzeit als Video-Datenstrom aufzeichnen, bzw. diese simultan exportieren zu können, lassen sich die Ergebnisse auch für die moderne medizinische Ausbildung unter Einsatz multimedialer Techniken verwenden.

7.3.3 Entwicklung neuer Operationstechniken

Durch eine 3D Planung unter Berücksichtigung der funktionellen Rehabilitation mit visueller Rückkopplung der resultierenden Auswirkungen auf die Gesichtsästhetik können auf experimentelle Art und Weise unter Umständen neue Behandlungsstrategien gefunden werden, die derzeit noch nicht in den klassischen Lehrbüchern vermittelt werden. Mit dem prognostizierten Gesamtergebnis vor Augen können z.B. Zwischenschritte gewählt werden, die für sich allein nicht unmittelbar eine Verbesserung darstellen, in Summe jedoch zum bestmöglichen Resultat führen. Hierbei ist die Therapie stark asymmetrischer Fehlbildungen oder auch besonders ausgeprägter Hypoplasien zu nennen, die in der Regel nicht in einem einzigen operativen Schritt korrigiert werden können und bei denen das Behandlungskonzept von den jeweils erzielten Zwischenergebnissen abhängt.

7.3.4 Erweiterte Dokumentation und Qualitätskontrolle

Die computergestützte Planung chirurgischer Eingriffe liefert einen Beitrag zur verbesserten Falldokumentation und durch den quantifizierbaren Vergleich der 3D Planung mit dem postoperativen Ergebnis auch zur Qualitätskontrolle. Planungsmodelle, Knochenschnittvorgaben, Transformationsparameter zur Verlagerung mobilisierter Knochensegmente und Prädiktionsergebnisse können in Kombination mit qualitativ hochwertigem digitalen Bildmaterial oder Filmsequenzen problemlos in einer elektronischen Patientenakte gespeichert werden. Mit zusätzlicher Metainformation versehen kann auf diese Daten gezielt zugegriffen bzw. Patienten übergreifend nach entsprechenden Kriterien gesucht werden. Die Integration solcher Daten in ein chirurgisches PACS¹⁷ ist gegenwärtiger Stand der Forschung.¹⁸

7.3.5 Verbesserte Patientenaufklärung

Der wohl wichtigste Zusatznutzen einer 3D Planung von chirurgischen Knochensegmentverlagerungen mit verlässlicher Prädiktion des zu erwartenden postopera-

¹⁶ www.zib.de/visual/projects/cas

¹⁷ Picture Archiving and Communication System

¹⁸ www.iccas.de

7. Bewertung und Ausblick

tiven Erscheinungsbildes ergibt sich für die Patientenaufklärung. Insbesondere die Fallstudien 6.3.2 und 6.5.2 haben dies im Verlauf der Arbeit deutlich belegt. Die Demonstration des operativen Eingriffs und die präoperative Visualisierung der prognostizierten Gesichtsform liefert einen wesentlichen Beitrag zur gemeinsamen Entscheidungsfindung und hilft die Ungewissheit bzw. Angst vor einer komplexen, persönlichkeitsverändernden Operation zu überwinden. Die anschauliche Darstellung der Planungs- und Simulationsergebnisse trägt somit zur Erhöhung der Bereitschaft eines Patienten bei, sich dem geplanten Eingriff zu unterziehen. Aus einer positiven Grundeinstellung resultiert in der Regel auch eine bessere Patientenbeteiligung, was die bereits in Kapitel 1 zitierte Aussage von Reuther bestätigt:

„Ein gut aufgeklärter und motivierter Patient ist eine unverzichtbare Voraussetzung für eine erfolgreiche Therapie.“ [Reuther, 2000]

7.4 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde das Thema der computergestützten Planung knochenverlagernder Operationen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, unter Berücksichtigung der daraus resultierenden räumlichen Weichgewebeanordnung behandelt. Planungsziel ist eine optimale funktionelle Rehabilitation bei gleichzeitiger Bewertung der ästhetischen Aspekte aufgrund des veränderten Erscheinungsbildes. Zur Erarbeitung eines praxisgerechten Konzeptes wurden die *generellen* Anforderungen an die Planung und Durchführung von knochenverlagernden Operationen sorgfältig analysiert und in einer umfassenden Bestandsaufnahme mit den existierenden Ansätzen zur *computergestützten* Planung von Knochensegmentverlagerungen sowie zur Simulation von Weichgewebedeformationen verglichen.

Aus den Vorgaben und den erkannten Defiziten bisheriger Lösungen wurde ein neuer methodischer Ansatz erarbeitet und auf Basis der Softwareplattform Amira¹⁹ eine Planungsumgebung entwickelt mit der die Korrektur komplexer Knochenfehlstellungen und Schädelfehlbildungen am individuellen, aus tomografischen Daten rekonstruierten 3D Modell eines Patienten geplant und die resultierenden Auswirkungen auf die Gesichteweichgewebe zur Abschätzung des postoperativen Erscheinungsbildes simuliert und visualisiert werden können. Die Untersuchung konzentrierte sich dabei im Wesentlichen auf die Wiederherstellung einer regelgerechten dentalen Okklusion bei Patienten mit Kieferfehlstellungen sowie der Rekonstruktion einer symmetrischen Kopf- bzw. Gesichtsform mit ästhetischen Gesichtsproportionen bei Patienten mit ausgeprägten Unterkiefer- bzw. Mittelgesichtshypoplasien oder kraniofazialen Mikrosomien. Die Entwicklung der Planungsumgebung orientierte sich an konkreten Fragestellungen aus mehr als 25 klinischen Fallstudien.

¹⁹ www.amiravis.com

Im Gegensatz zu existierenden Arbeiten erfolgt die Planung stets auf Basis adäquater 3D Modelle, die die individuellen anatomischen Verhältnisse korrekt und mit ausreichender Detailgenauigkeit repräsentieren. Diese Modelle lassen sich in der computergrafischen 3D Planungsumgebung mit hoher Darstellungsqualität visualisieren und interaktiv manipulieren. Für die Planung kann ein kephalometrisches Koordinatensystem aufgestellt und das Planungsmodell darin ausgerichtet werden. Zur Diagnostik kann das 3D Modell bzw. Teile davon in Kombination mit beliebigen, aus den tomografischen Daten extrahierten 2D Ansichten (planar, zylindrisch und auch Freiformflächen) visualisiert werden. Für die kephalometrische Analyse werden Werkzeuge und Methoden zur Messung von Längen, Winkeln und Krümmungen sowohl auf der Oberfläche als auch in den Projektionsansichten bereitgestellt. Es können anatomische Referenzpunkte definiert, Planungsebenen frei oder krümmungsabhängig positioniert, Symmetrieanalysen durchgeführt und 3D Oberflächen miteinander verglichen werden. Skalare und vektorielle Größen, wie z.B. Abstände, Gewebedicken und Verschiebungen lassen sich grafisch und farbkodiert auf den Oberflächen visualisieren.

Eine praxisgerechte Osteotomieplanung erfolgt durch freies Anzeichnen von Schnittlinien auf dem 3D Planungsmodell. Auf diese Art können chirurgische Vorgaben bezüglich standardisierter Therapiekonzepte eingehalten werden. Aus geschlossenen Schnittkonturen werden automatisch Schnittflächen generiert, auf denen die Grauwertinformation aus den tomografischen Daten visualisiert und über die der Schnitt bezüglich innen liegender vulnerabler Strukturen (Nerven, Blutgefäße, Zahnwurzeln etc.) bewertet werden kann. Nach erfolgter Mobilisierung von Knochensegmenten können diese frei bzw. unter Kollisionkontrolle umpositioniert werden. Rotationen lassen sich dabei um einen frei wählbaren Punkt oder eine Achse vornehmen und Transformationen können entweder uneingeschränkt in allen drei Raumrichtungen oder auf die Ebenen des kephalometrischen Koordinatensystems beschränkt in zwei Dimensionen erfolgen. Durch die Möglichkeit der Registrierung von digitalisierten Kiefer- bzw. Zahnmodellen mit dem 3D Planungsmodell kann eine präzise Einstellung der optimalen dentalen Okklusion im Rahmen der Umstellungsplanung vorgenommen werden. Auch Knochenaugmentationen können durch Markierung von Bereichen auf der Knochenoberfläche und der Vorgabe einer gewünschten Anlagerungsstärke geplant werden. Ein wesentlicher Vorteil der computergestützten Osteotomieplanung im Gegensatz zur Planung am medizinischen RP-Modell ist die beliebige Wiederholbarkeit destruktiver Planungsvorgänge, wodurch eine kostengünstige Abwägung unterschiedlicher Therapievarianten ermöglicht wird. Die Verschiebungsvektoren auf den Oberflächen repositionierter bzw. modifizierter Knochensegmente liefern die Simulationsvorgabe für die Deformation des angrenzenden Weichgewebes und die Transformationsmatrizen zu jedem Knochensegment stellen die Basis für eine navigierte Umsetzung der geplanten Verlagerung dar.

7. Bewertung und Ausblick

Grundlage für die Simulation der Weichgewebedeformation ist ein Volumengitter des individuellen Weichgewebes sowie die aus der Planung resultierenden Randbedingungen in Form von verlagerten Knochenoberflächen. Bei der Simulation der Deformation wird stets das gesamte Weichgewebenvolumen mit allen planungsrelevanten, eingebetteten Gewebestrukturen und den jeweiligen histomechanischen Eigenschaften berücksichtigt. Zur bestmöglichen Approximation komplexer anatomischer Geometrien erfolgt eine Diskretisierung mittels eines unstrukturierten Tetraedergitters, das aus allen Gewebegrenzflächen generiert wird. Die Weichgewebeprädiktion basiert auf einem konsequent physikalischen Modell der Elastizitätstheorie unter Berücksichtigung der biomechanischen Gewebeparameter sowie auf der numerischen Berechnung der Deformation mittels robuster, in der Strukturmechanik bewährter Finite-Elemente Verfahren. Das Material- und Deformationsmodell kann dabei problemlos optimiert werden, ohne dass die Simulationsvorgaben verändert werden müssen. Dadurch ist das Konzept der Planung von der Wahl des Simulationsverfahrens bzw. der *FE-Software* unabhängig.

Die Nutzbarkeit des Modellierungs- und Planungsansatzes und die Ergebnisse der Weichgewebeprädiktion wurden anhand von 14 aussagekräftigen Fallbeispielen anschaulich demonstriert. Dabei wurden unterschiedliche chirurgische Problemstellungen behandelt, wie z.B. (i) Unterkieferhypoplasien mit der Planung von uni- und multidirektionalen Distraktionen, (ii) Unterkieferasymmetrien mit der Planung von Distraktionen, Segmentverkürzungen oder der Anlagerung bzw. Abtragung von Knochenmaterial, (iii) bignathe Fehlstellungen und die damit einhergehende Einstellung der dentalen Okklusion, bis hin zu komplexen kraniofazialen Mikrosomien (iv), bei denen diverse Knochensegmente verlagert bzw. aufgebaut und Weichgewebedefizite ausgeglichen werden müssen. Für nahezu alle Planungen ergab sich eine deutlich verbesserte Patientenaufklärung und in den komplexen Fällen eine deutlich verbesserte Operationsvorbereitung durch die Möglichkeit der Bewertung unterschiedlicher Behandlungskonzepte. Die praxisgerechte Osteotomieplanung führte dabei zu einer hohen Akzeptanz von chirurgischer Seite. Die computergestützte Planung stellt somit eine gute Alternative zur Planung am Stereolithografiemodell dar und bietet die zusätzlichen Möglichkeiten der kombinierten Darstellung von CT-Daten und Oberflächen sowie der Weichgewebeprädiktion.

Die Prädiktionsgüte konnte in zwei Fällen über den Vergleich von Simulationsergebnissen mit den tatsächlich erzielten Resultaten anhand von postoperativen CT-Daten bewertet werden. Dabei zeigte sich trotz eines relativ einfachen, linear-elastischen Modellierungsansatzes bereits eine sehr gute Übereinstimmung. Bei Knochenverlagerungen zwischen 10 und 16 mm betrug die mittlere Abweichung auf der gesamten Gesichtsoberfläche zwischen 1 und 1,5 mm und in Bereichen mit offensichtlichen Schwellungen maximal 3–4 mm. Sowohl die physikalische als auch die geometrische Nichtlinearität wurden hierbei noch nicht berücksichtigt, sodass im weiteren Verlauf der Untersuchungen noch eine deutliche Verbesserung der Prädiktionsgüte zu erwarten ist.

Im Abschluss der Arbeit wurden Konzepte und Ideen zur Schaffung einer klinisch nutzbaren integrierten Planungsumgebung vorgestellt. Dabei wurde auf mögliche oder bereits initiierte Folgearbeiten hingewiesen. Insgesamt konnte mit der Arbeit gezeigt werden, dass die chirurgische Planung von knochenverlagernden Eingriffen durch mathematische, physikalische und informationstechnische Methoden verbessert werden kann und die präoperative Vorbereitung sowie die Patientenaufklärung in ihrer Qualität verbessert werden können. Die Planungsvarianten und die zugehörigen Simulationsergebnisse lassen sich zudem gut für die medizinische Ausbildung nutzen. Auch die Vorteile für die Dokumentation und die Qualitätssicherung sind durch computergestützte Planungsmethoden offensichtlich. Der Einsatz geeigneter Planungsverfahren erhöht möglicherweise den individuellen Planungsaufwand eines Chirurgen, doch eine bessere Operationsvorbereitung führt zu einem verbesserten Operationsergebnis bei kürzeren Operationszeiten, und eine optimale Planung verringert das Risiko notwendiger Folgeoperationen. Die logische Konsequenz einer computergestützten Planung knochenverlagernder Eingriffe ist deren computergestützte und navigierte Umsetzung.

7.5 Literatur

- Aspert N., Santa-Cruz D. und Ebrahimi T.: *Mesh: Measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance*. In: *Proc. IEEE Int. Conference in Multimedia and Expo (ICME)* (2002), Bd. 1, S. 705–708
- Azouz Z.B., Rioux M. und Lepage R.: *3D description of the human body shape: Application of Karhunen-Loève expansion to the CAESAR database*. In: Lemke et al. [2002], S. 571–576
- Basilevsky A.T.: *Statistical Factor Analysis and Related Methods: Theory and Applications*. Probability & Mathematical Statistics, Wiley-Interscience (1994), ISBN 0-471-57082-6
- Bassi F., Procchio M., Fava C., Schierano G. et al.: *Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography*. *Clinical Oral Implants Research* (10), S. 356–361 (1999)
- Besl P.J. und McKay N.D.: *A method for registration of 3D shapes*. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 14(2), S. 239–256 (1992)
- Böhm T.: *Web service based data management for grid applications*. In: *The Web and the GRID: From E-Science to E-Business – Proc. of Euroweb*, herausgegeben von Matthews B. et al. (2002), S. 126–135
- Bo W.J., Wolfman N.T., Krueger W.A., Carr J.J. et al.: *Basic Atlas of Sectional Anatomy with correlated imaging*. Harcourt Publishers Ltd., 3 Aufl. (1998), ISBN 0-7216-3265-3

7. Bewertung und Ausblick

- Boissieux L., Kiss G., Thalmann N.M. und Kalra P.: *Simulation of skin aging and wrinkles with cosmetics insight*. In: *Proc. of Eurographics Workshop on Animation and Simulation* (2000), URL www.miralab.unige.ch/papers/97.pdf
- Bookstein F.L.: *Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations*. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence 11(6), S. 567–585 (1989)
- Bornemann F., Erdmann B. und Kornhuber R.: *Adaptive multilevel-methods in three space dimensions*. Int. J. for Num. Meth. in Eng. 36, S. 3187–3203 (1993)
- Braess D.: *Finite Elemente: Theorie, schnelle Löser und Anwendungen in der Elastizitätstheorie*. Springer-Verlag, 3. Aufl. (2003), ISBN 3-540-00122-0
- Brief J., Hassfeld S., Däuber S. et al.: *3D norm data: The first step towards semi-automatic virtual craniofacial surgery*. Computer Aided Surgery 5(5), S. 353–358 (2000)
- Briggs W., Henson V.E. und McCormick S.F.: *A Multigrid Tutorial*. SIAM – Society for Industrial and Applied Mathematics, 2 Aufl. (2000), ISBN 0-89871-462-1
- Bulling A., Castrop F., Agneskirchner J., Rumitz M. et al.: *Body explorer 2.0: An interactive multilingual program on the cross-sectional anatomy of the visible human*. CD-ROM (2001)
- Burghart C.R., Neukirch K., Hassfeld S., Rembold U. et al.: *Computer aided planning device for preoperative bending of osteosynthesis plates*. In: *Medicine Meets Virtual Reality 2000*, herausgegeben von Westwood J.D., Hoffman H.M., Mogel G.T., Robb R.A. et al., IOS Press, Newport Beach, California (2000), Bd. 70 von *Studies in Health Technology and Informatics*, S. 46–52, ISBN 1-58603-014-0
- Caesarium, 2001: *Third caesarium on computer aided medicine. Int. workshop on deformable modeling and soft tissue simulation*. Handout (2001)
- Carter D.R. und Hayes W.C.: *The compressive behavior of bone as a two phase porous structure*. Journal of Bone & Joint Surgery 59(A), S. 1206–1214 (1977)
- Chabanas M.: *Modélisation des tissus mous de la face pour la chirurgie assistée par ordinateur*. Dissertation, Université Joseph-Fourier - Grenoble (2004), URL tel.ccsd.cnrs.fr/documents/archives0/00/00/58/19
- Chabanas M., Luboz V. und Payan Y.: *Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery*. Medical Image Analysis 7(2), S. 131–151 (2003)
- Chabanas M., Marécaux C., Chouly F., Boutault F. et al.: *Evaluating soft tissue simulation in maxillofacial surgery using preoperative and postoperative CT scans*. In: Lemke et al. [2004], S. 419–424

- Chabanas M., Payan Y., Marécaux C., Swider P. et al.: *Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery*. In: Cotin und Metaxas [2004], S. 19–27
- Chen D.T.: *Pump it up: Computer animation of a biomechanically based model of muscle using the finite element method*. Dissertation, Massachusetts Institute of Technology (MIT) (1992)
- Ciarlet P.G.: *Mathematical Elasticity: Three-Dimensional Elasticity*, Bd. 20 von *Studies in Mathematics and its Applications*. North-Holland, Amsterdam (1988), ISBN 0-444-70259-8
- Cotin S. und Metaxas D. (Hg.): *Medical Simulation*, Nr. 3078 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (2004), ISBN 3-540-22186-7
- Darwin C.: *Expression of the Emotions in Man and Animals*. John Murray, London (1872)
- Delp S.L., Di Gioia A. und Jaramaz B. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 1935 in Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag (2000), ISBN 3-540-41189-5
- Deuffhard P., Leinen P. und Yserentant H.: *Concepts of an adaptive hierarchical finite element code*. IMPACT Comp. Sci. Eng. 1, S. 3–35 (1989)
- Däuber S., Straulino A., Raczowsky J., Wörn H. et al.: *Erstellung von normativen Formdaten zur Unterstützung der Planung chirurgischer Eingriffe am Schädelknochen*. In: Tolxdorff et al. [2004], S. 259–263
- Duchenne G.B.: *The Mechanism of Human Facial Expressions*. Jules Renard, Paris. Übersetzung: Cambridge University Press, New York, 1990 (1862)
- Duck F.A.: *Physical Properties of Tissue, A Comprehensive Reference Book*. Academic Press Inc., Boston · San Diego · New York (1991), ISBN 0-12-222800-6, chapter 5, pp. 137 ff. mechanical properties of tissue
- Ekman P.: *Emotions Revealed*. Times Books, 1. Aufl. (2003), ISBN 0-8050-7275-6
- Ekman P. und Friesen W.V.: *The repertoire of nonverbal behavior: Categories, origins, usage, and coding*. Semiotica 1, S. 49–98 (1969)
- Ekman P. und Friesen W.V.: *Facial Action Coding System*. Human Interaction Laboratory, Dept. of Psychiatry, University of California, Medical Center, San Francisco, consulting psychologists press, inc. Aufl. (1978)
- Faigin G.: *The Artist's Complete Guide to Facial Expressions*. Watson-Guption Publications (1990), ISBN 0-82-301628-5

7. Bewertung und Ausblick

- Fleming B. und Dobbs D.: *Animating Facial Features & Expressions*. Charles River Media, Inc. (1999), ISBN 1-886801-81-9
- Fung Y.C.: *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg, 2. Aufl. (1993), ISBN 0-387-97947-6
- Geiger M., Schneider J. und Sander F.G.: *Finite element calculation of bone remodeling in orthodontics by using forces and moments*. Journal of Biomechanics in Medicine and Biology 3(2), S. 123–134 (2003)
- Gladilin E.: *Biomechanical modeling of soft tissue and facial expressions for craniofacial surgery planning*. Dissertation, Freie Universität Berlin, FB Mathematik und Informatik (2003)
- Gladilin E., Ivanov A. und Roguynsky V.: *Reverse design of individual craniofacial implants using an FE-based modeling approach*. In: Lemke et al. [2004], S. 1319
- Gladilin E., Zachow S., Deuffhard P. und Hege H.C.: *Towards a realistic simulation of individual facial mimics*. In: *Vision, Modeling & Visualization* (2001a), S. 129–133
- Gladilin E., Zachow S., Deuffhard P. und Hege H.C.: *Virtual Fibers: A robust approach for muscle simulation*. In: *IX Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (MEDICON)* (2001b), S. 961–964
- Gladilin E., Zachow S., Deuffhard P. und Hege H.C.: *Shape-based approach for the estimation of individual facial mimics in craniofacial surgery planning*. In: *Medical Imaging 2002: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, herausgegeben von Mun S.K. (2002), Bd. 4681 von *Proc. of SPIE*, S. 242–248
- Gürke S.: *Generating geometrically deformable models by statistical shape modeling for computer aided dental restorations*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Elsevier Science B.V., San Francisco (2000), S. 841–846, ISBN 0-444-50536-9
- Grosso R., Lürig C. und Ertl T.: *The multilevel finite element method for adaptive mesh optimization and visualization of volume data*. In: *Proc. on IEEE Visualization*, herausgegeben von Yagel R. und Hagen H. (1997), S. 387–394
- Haas N.P.: *Trauma and reconstructive surgery*. Research report, Charité Universitätsklinikum, Medizin. Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin (2002)
- Haberl H., Hell B., Zöckler M., Zachow S. et al.: *Technical aspects and results of surgery for craniosynostosis*. Zentralbl. Neurochir. 65(2), S. 65–74 (2004)
- Hege H.C., Merzky A. und Zachow S.: *Distributed visualization with Open GL Viz Server*. ZIB-Report 00-31, Zuse-Institute Berlin (ZIB) (2000)

- Hierl T., Zachow S., Wollny G., Berti G. et al.: *Computer-based simulation in distraction osteogenesis*. In: *Proc. of 3rd Int. Oxford Distraction Symposium of the Craniofacial Skeleton* (2004a), S. 33–34
- Hierl T., Zachow S., Wollny G., Berti G. et al.: *Concepts of computer-based simulation in orthognathic surgery*. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 32(suppl 1), S. 81–82 (2004b)
- James D.L. und Pai D.K.: *ARTDEFO accurate real time deformable objects*. In: *Proceedings of Siggraph '99*, herausgegeben von Rockwood A., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1999), Bd. 33 von *Annual Conference Series*, S. 65–72, ISBN 0-201-48560-5
- Kalra P., Mangili A., Thalmann N.M. und Thalmann D.: *Simulation of facial muscle actions based on rational free form deformations*. In: *Proc. of Eurographics '92, Computer Graphics Forum* (1992), Bd. 2, S. 59–69
- Kauer M., Vuskovic V., Dual J., Székely G. et al.: *Inverse finite element characterization of soft tissues*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 128–136
- Kelemen A., Szekely G. und Gerig G.: *Three-dimensional model-based segmentation of brain MRI*. *IEEE Trans. on Medical Imaging* 18(10), S. 828–839 (1999)
- Kenedi R.M., Gibson T., Evans J.H. und Barbenel J.C.: *Tissue mechanics*. *Physics in Medicine & Biology* 20(5), S. 699–717 (1975)
- Kerdok A.E., Cotin S.M., Ottensmeyer M.P., Galea A.M. et al.: *Truth cube: Establishing physical standards for real time soft tissue simulation*. *Medical Image Analysis* 7, S. 283–291 (2003)
- Kerdok A.E., Cotin S.M., Ottensmeyer M.P. et al.: *Truth cube: Establishing physical standards for real time soft tissue simulation*. In: Caesarium, 2001
- Keyac J.H., Meagher J.M., Skinner H.B. und Mote Jr. C.D.: *Automated 3-D finite element modeling of bone: A new method*. *Biomedical Engineering* 12, S. 389–397 (1990)
- Kähler K., Haber J. und Seidel H.P.: *Geometry-based muscle modeling for facial animation*. In: *Proc. Graphics Interface* (2001a), S. 37–46
- Kähler K., Haber J. und Seidel H.P.: *Shaping muscles for facial animation*. In: Caesarium, 2001
- Klöppel R., Hierl T., Gosch D., Primm T. et al.: *Kallusdistraction des Mittelgesichts: Anforderungen an die bildgebende Diagnostik*. *Radiologie* 39, S. 1068–1078 (1999)

7. Bewertung und Ausblick

- Kobe D.: *Computergestützte Analyse kieferorthopädischer Zahnbewegungen mit Hilfe der Methode der finiten Elemente*. Dissertation, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Universität Bonn (1997)
- Kober C., Erdmann B., Hellmich C., Sader R. et al.: *Anisotropic simulation of the human mandible*. Techn. Ber. 04-12, Zuse-Institute Berlin (ZIB) (2004), URL <ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-04-12.pdf>
- Kober C., Sader R., Zeilhofer H.F., Prohaska S. et al.: *Anisotrope Materialmodellierung für den menschlichen Unterkiefer*. In: *Workshop 2001, "Die Methode der Finiten Elemente in der Biomechanik, Biomedizin und angrenzenden Gebieten*, Univ. Ulm (2001), URL <ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-01-31.pdf>
- Koch H.: *Das Berufsbild des Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen in der Klinik*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 36–48 (2000a)
- Koch R.M.: *Methods for physics based facial surgery prediction*. Dissertation No. 13912, ETH Zürich (2000b)
- Koch R.M., Gross M.H. und Bosshard A.A.: *Ein FEM-basierter Mimikgenerator für animierte anthropomorphe Avatare*. Techn. Ber., ETH Zürich, Institut für Informationssysteme, Computer Graphics Research Group (1997), URL graphics.ethz.ch/Downloads/Publications/Papers/1997/p_Koc97.pdf
- Koch R.M., Gross M.H. und Bosshard A.A.: *Emotion editing using finite elements*. In: *Proc. of Eurographics'98*, Lissabon, Portugal (1998), Bd. 17, S. C295–C302
- Koch R.M., Roth S.H.M., Gross M.H., Zimmermann A.P. et al.: *A framework for facial surgery simulation*. Techn. Ber. 326, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich (1999), URL <ftp.inf.ethz.ch/pub/publications/tech-reports/3xx/326.pdf>
- Lamecker H., Lange T. und Seebaß M.: *A statistical shape model for the liver*. In: *Medical Image Computing and Computer-assisted Intervention*, herausgegeben von Dohi T. und Kikinis R., Springer-Verlag (2002), Nr. 2489 in Lecture Notes in Computer Science, S. 422–427, ISBN 3-540-44225-1
- Lamecker H., Lange T. und Seebaß M.: *Segmentation of the liver using a 3D statistical shape model*. Techn. Ber. 04-09, Zuse-Institute Berlin (ZIB) (2004), URL <ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-04-09.pdf>
- Lamecker H., Zöckler M., Zachow S., Haberl H. et al.: *Statistical shape modeling for craniosynostosis planning*. In: *2. Int. Conf. on Advanced Digital Technology in Head and Neck Reconstruction*, Banff, Alberta, CA (2005), S. 60

- Lee Y., Terzopoulos D. und Waters K.: *Realistic modeling for facial animation*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Cook R., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Los Angeles, California (1995), Bd. 29 von *Annual Conference Series*, S. 55–62, ISBN 0-201-84776-0
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 16th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Springer-Verlag, Paris (2002), ISBN 3-540-43655-3
- Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al. (Hg.): *Proceedings of the 18th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery, Chicago, USA*, Elsevier Science B.V., Chicago (2004), ISBN 0-444-51731-6
- Liu Y., Kerdok A.E. und Howe R.D.: *A nonlinear finite element model of soft tissue indentation*. In: Cotin und Metaxas [2004], S. 67–76
- Maaß H.: *Untersuchung einer Methode zur nichtinvasiven Messung von Steifigkeitskoeffizienten an lebendem Gewebe mit multimodalen bildgebenden Verfahren*. Dissertation, Forschungszentrum Karlsruhe, Inst. für Angewandte Informatik (1999)
- Mao Z., Sebert P. und Ayoub A.F.: *Development of 3D measuring techniques for the analysis of facial soft tissue change*. In: Delp et al. [2000], S. 1051–1060
- Martin R.B., Burr D.B. und Sharkey N.A.: *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag (1998), ISBN 0-387-98474-7
- Meller S. und Kalender W.A.: *Building a statistical shape model of the pelvis*. In: Lemke et al. [2004], S. 561–566
- Mollemans W., Schutyser F., Van Cleynenbreugel J. und Suetens P.: *Tetrahedral mass spring model for fast soft tissue deformation*. In: *International symposium on surgery simulation and soft tissue modeling*, herausgegeben von Ayache N. und Delingette H., Springer-Verlag, Tokyo · Berlin · Heidelberg (2003), Bd. 2673 von *Lecture Notes in Computer Science*, S. 145–154
- Niessen W. und Viergever M.A. (Hg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Nr. 2208 in *Lecture Notes in Computer Science*, Springer-Verlag (2001), ISBN 3-540-42697-3
- Nkenke E., Laboureaux X., Benz M. et al.: *3D-imaging for the assessment of volume changes of the human face*. In: Lemke et al. [2002], S. 1122
- Nkenke E., Laboureaux X., Häusler G., Wiltfang J. et al.: *Assessment of visible volume changes in soft tissue after distraction osteogenesis of the mid-face*. *Cranio Maxillofacial Surgery* 28(Suppl. 1), S. 55–56 (2000)

7. Bewertung und Ausblick

- Noh J. und Neumann U.: *Expression cloning*. In: *Proc. of the 28th annual conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, ACM Press (2001), S. 277–288
- Ottensmeyer M.P., Kerdok A.F., Howe R.D. und Dawson S.L.: *The effects of testing environment on the viscoelastic properties of soft tissues*. In: Cotin und Metaxas [2004], S. 9–18
- Parke F.I.: *A parameteric model of human faces*. Dissertation, UTEC-CSc-72-120, University of Utah, Salt Lake City (1974)
- Parke F.I.: *Parameterized models for facial animation*. *IEEE Computer Graphics & Applications* 2(9), S. 61–68 (1982)
- Parke F.I. und Waters K.: *Computer Facial Animation*. A.K. Peters, Wellesley, Massachusetts (1996), ISBN 1-56881-014-8
- Perillo-Marcone A., Alonso-Vazquez A. und Taylor M.: *Assessment of the effect of mesh density on the material property discretisation within QCT based FE models: A practical example using the implanted proximal tibia*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6(1), S. 17–26 (2003)
- Platt S.M. und Badler N.I.: *Animating facial expressions*. In: *Computer Graphics (Proc. of SigGraph '81)* (1981), Bd. 15, S. 245–252
- Poppe M., Bourauel C. und Jäger A.: *Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth: A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models*. *Journal of Orofacial Orthopedics – Fortschritte der Kieferorthopädie* 63(5), S. 358–370 (2002)
- Powell N. und Humphreys B.: *Proportions of the aesthetic face*. Thieme Medical Publishers (1984), ISBN 0-86577-117-0
- Putz R. und Pabst R. (Hg.): *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*, Bd. 1 Kopf, Hals, obere Extremität. Urban & Fischer, München · Jena, 21. Aufl. (1999), ISBN 3-437-41940-4
- Pyun H., Kim Y., Chae W., Kang H.W. et al.: *An example-based approach for facial expression cloning*. In: *Proc. of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*, Eurographics Association (2003), S. 167–176
- Rückert D., Frangi A.F. und Schnabel J.A.: *Automatic construction of 3D statistical deformation models using non-rigid registration*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 77–84

- Reuther J.: *Orthognathe Chirurgie skelettverlagernder Operationen*. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie 4(5), S. 237–248 (2000)
- Rho J.Y., Hobatho M.C. und Ashman R.B.: *Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone*. Med. Eng. Phys. 17(5), S. 347–355 (1995)
- Schiemann T.: *Interaktive Verfahren für deformierende Eingriffe an volumenbasierten digitalen Körpermodellen*. Medizinische Informatik und Bioinformatik, Shaker Verlag, Aachen (1998), ISBN 3-8265-4141-3
- Schutyser F., Van Cleynenbreugel J. und Suetens P.: *Validation methods for soft tissue prediction in maxillofacial planning environments*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 1258–1260
- Teschner M., Girod S. und Girod B.: *Realistic modeling of elasto-mechanical properties of soft tissue and its evaluation*. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, herausgegeben von Lemke H.U., Vannier M.W., Inamura K., Farman A.G. et al., Elsevier Science B.V., Berlin (2001), S. 51–56, ISBN 3-444-50866-X
- Thompson P.M. und Toga A.W.: *Detection, visualization and animation of abnormal anatomic structure with a deformable probabilistic brain atlas based on random vector field transformations*. Medical Image Analysis 1(4), S. 271–294 (1996)
- Toga A.W. (Hg.): *Brain Warping*. Academic Press Inc. (1998), ISBN 0-12-692535-6
- Tolxdorff T., Braun J., Handels H., Horsch A. et al. (Hg.): *Bildverarbeitung für die Medizin: Algorithmen, Systeme, Anwendungen*, Bd. XXI von *Informatik aktuell*, Springer-Verlag (2004)
- VHD: *The visible human project*[®] (1994), URL www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- Viaud M.L. und Yahia H.: *Facial animation with wrinkles*. In: *Proc. Eurographics Workshop on Animation and Simulation* (1992), S. 1–13
- Waters K.: *A muscle model for animating 3-D facial expressions*. In: *Computer Graphics Proceedings*, herausgegeben von Stone M.C., ACM SIGGRAPH, Addison-Wesley, Anaheim, California (1987), Bd. 21 von *Annual Conference Series*, S. 17–24
- Waters K.: *The computer synthesis of expressive three-dimensional facial character animation*. Dissertation, Middlesex Polytechnic, UK (1988)
- Waters K.: *Synthetic Muscular Contraction on Facial Tissue Derived from Computerized Tomography Data*, MIT-Press, Cambridge, MA, Kap. 11, S. 191–199. Technology and Clinical Applications (1996), ISBN 0-262-20097-X

7. Bewertung und Ausblick

- Waters K. und Terzopoulos D.: *A physical model of facial tissue and muscle articulation*. Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing S. 41–48 (1990)
- Weiser M., Deuffhard P. und Erdmann B.: *Affine conjugate adaptive newton methods for nonlinear elastomechanics*. Techn. Ber. 04-01, Zuse-Institute Berlin (2004), URL <ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/ZR-04-01.pdf>
- Wu J.Z. und Herzog W.: *Simulating the swelling and deformation behaviour in soft tissues using a convective thermal analogy*. Biomedical Engineering Online 1(1) (2002), URL www.biomedical-engineering-online.com/content/1/1/8
- Wu Y., Kalra P., Moccozet L. und Thalmann N.M.: *Simulating wrinkles and skin aging*. The Visual Computer 15(4), S. 183–198 (1999)
- Zachow S., Gladilin E., Hege H.C. und Deuffhard P.: *Towards patient specific, anatomy based simulation of facial mimics for surgical nerve rehabilitation*. In: Lemke et al. [2002], S. 3–6
- Zachow S., Gladilin E., Trepczynski A., Sader R. et al.: *3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery: Experiences and results of surgery planning and volumetric finite-element soft tissue prediction in three clinical cases*. In: Lemke et al. [2002], S. 983–987
- Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.F. und Sader R.: *Improved 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery*. In: Niessen und Viergever [2001], S. 473–481
- Zachow S., Hege H.C. und Deuffhard P.: *Computergestützte Operationsplanung in der Gesichtschirurgie*. In: *Proc. VDE Kongress 2004 – Innovationen für Menschen* (2004a), S. 53–58
- Zachow S., Hierl T. und Erdmann B.: *Über die Qualität einer 3D Weichgewebeprediktion in der Gesichtschirurgie: Ein quantitativer Vergleich mit postoperativen CT-Daten*. In: Tolxdorff et al. [2004], S. 75–79
- Zachow S., Hierl T. und Erdmann B.: *On the predictability of tissue changes for osteotomy planning in maxillofacial surgery: A comparison with postoperative results*. In: Lemke et al. [2004], S. 648–653
- Zachow S., Lamecker H., Elsholtz B. und Stiller M.: *Reconstruction of mandibular dysplasia using a statistical 3D shape model*. In: *Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, Berlin, Germany (2005a), S. 1238–1243
- Zachow S., Weiser M., Hege H.C. und Deuffhard P.: *Soft Tissue Prediction in Computer Assisted Maxillofacial Surgery Planning: A Quantitative Evaluation of Histomechanical Modeling using Pre- and Postoperative CT-Data*, Research Signpost Publisher, Kap. 17. Payan, Y. (ed.) Biomechanics Applied to Computer Assisted Surgery (2005b)

Zöckler M., Stalling D. und Hege H.C.: *Fast and intuitive generation of geometric shape transitions*. The Visual Computer 14(3), S. 231–250 (2000), URL <ftp.zib.de/pub/zib-publications/reports/SC-99-33.pdf>

7. Bewertung und Ausblick

Anhang

Anatomische Positionen und Lagebeziehungen

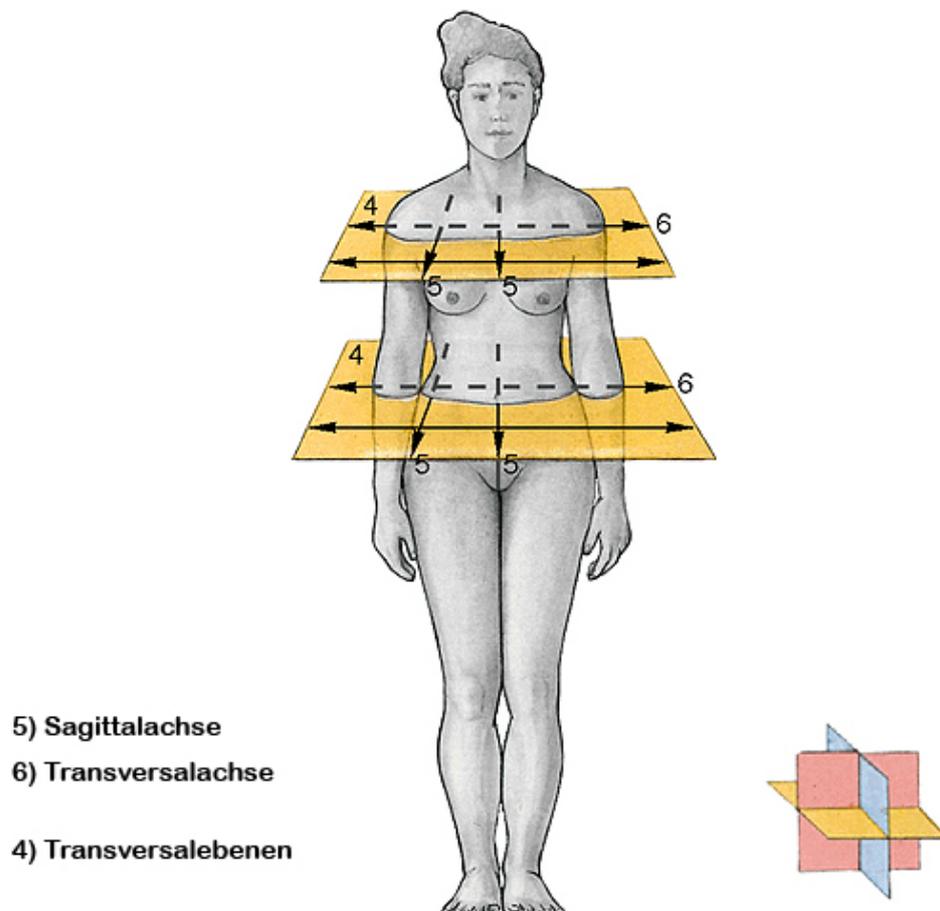


Abbildung A.1: Ebenen des menschlichen Körpers I, [Putz und Pabst, 1999]

Anatomische Positionen und Lagebeziehungen

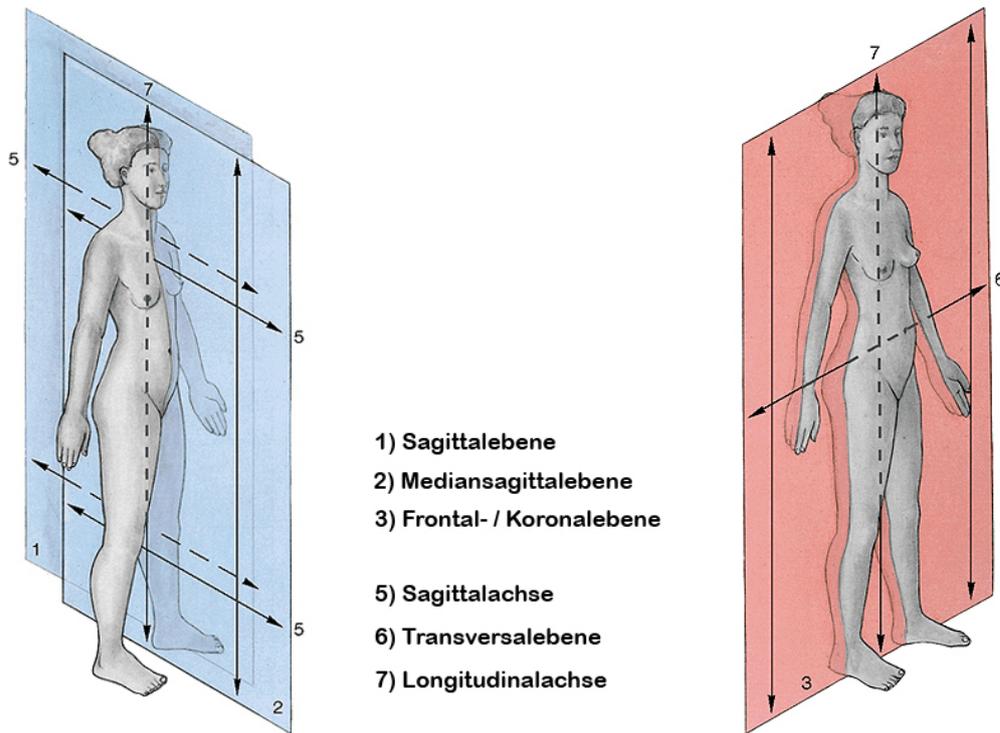


Abbildung A.2: Ebenen des menschlichen Körpers II, [Putz und Pabst, 1999]

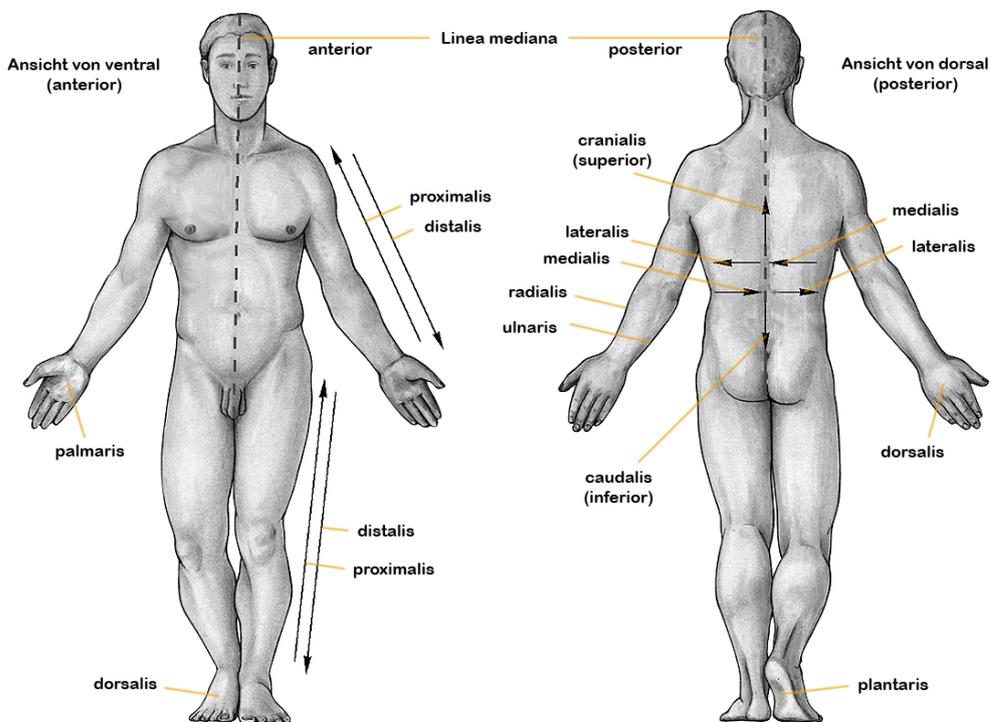


Abbildung A.3: Richtungs- und Lagebeziehungen, [Putz und Pabst, 1999]

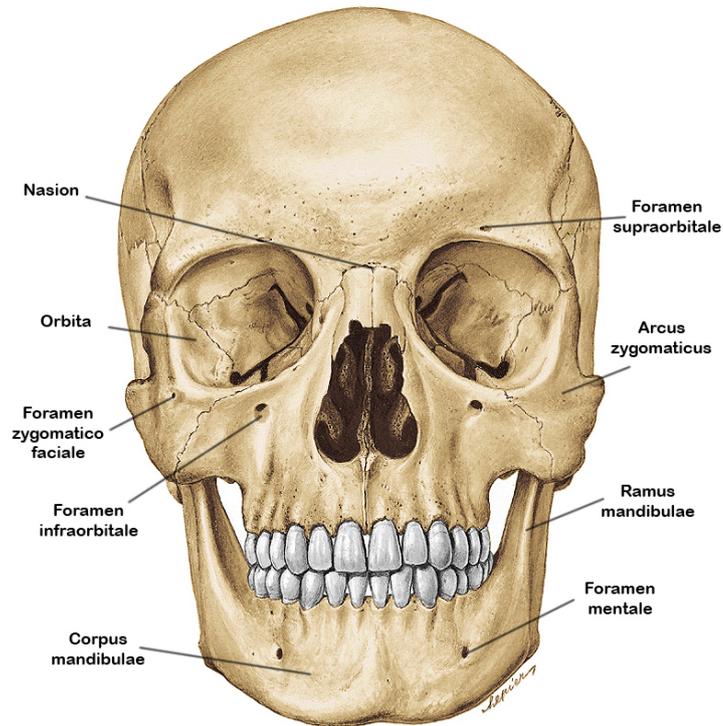


Abbildung A.4: Frontalansicht des menschlichen Schädels, [Putz und Pabst, 1999]

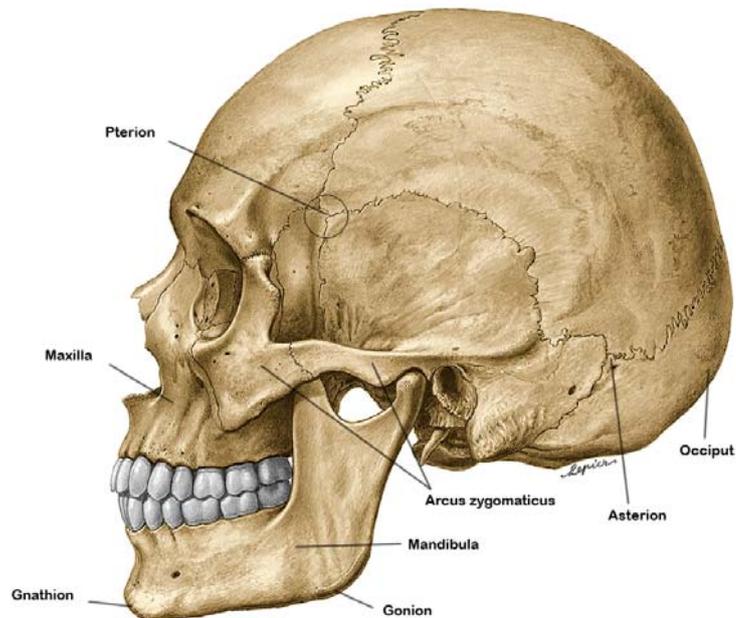


Abbildung A.5: Lateralansicht des menschlichen Schädels, [Putz und Pabst, 1999]

Anatomische Positionen und Lagebeziehungen

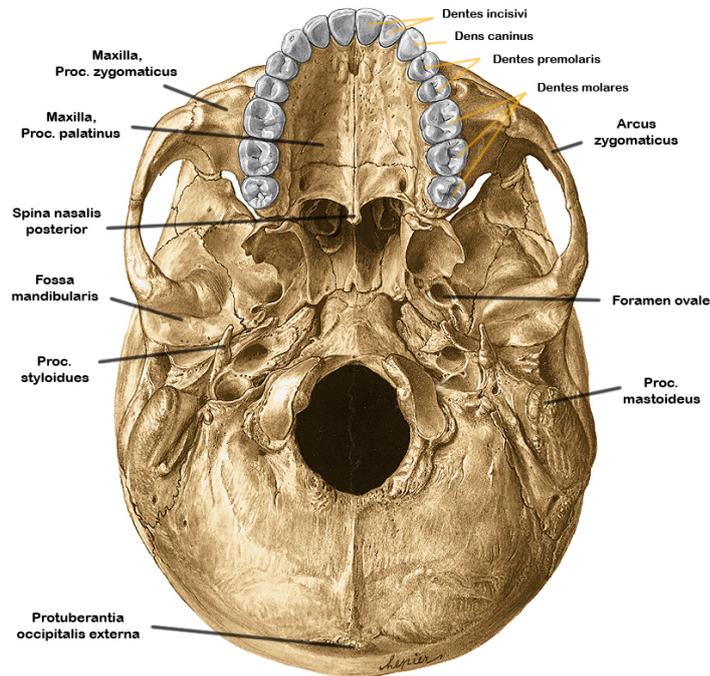


Abbildung A.6: Oberkiefer (Maxilla) von unten, [Putz und Pabst, 1999]

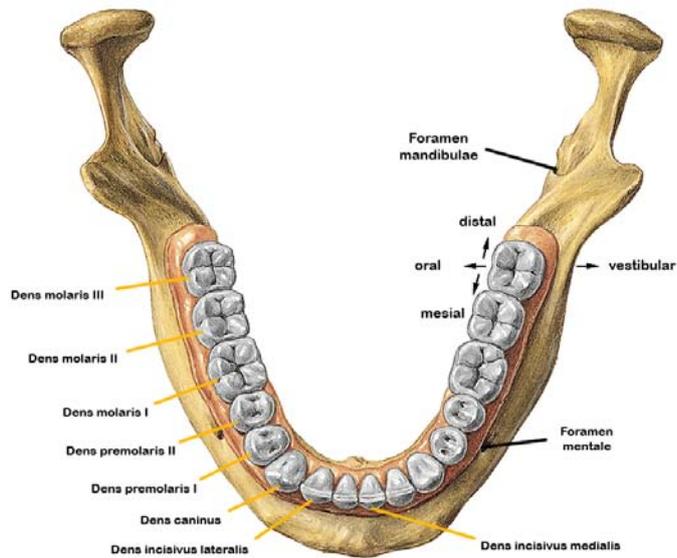


Abbildung A.7: Unterkiefer (Mandibula) von oben, [Putz und Pabst, 1999]

Die Softwareplattform Amira

AMIRA ist eine am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) entwickelte Software zur Visualisierung, Datenanalyse und Geometrie-Rekonstruktion. Mittlerweile wird die Software kommerziell von Mercury Computer Systems/TGS vertrieben und sowohl dort als auch am ZIB weiterentwickelt, wobei aus Forschungsprojekten resultierende Ergebnisse zur Produktreife gebracht werden.¹ AMIRA wurde vorrangig zur Visualisierung und zur Analyse von dreidimensionalen Skalar- und Vektorfeldern und zur Rekonstruktion darin befindlicher Information konzipiert. Das Haupteinsatzgebiet von AMIRA liegt momentan in den Bereichen Medizin und Biologie, was darauf zurückzuführen ist, dass frühzeitig entsprechende Projekte am ZIB bearbeitet wurden und die jeweiligen Daten importiert und verarbeitet werden konnten. Im Hinblick auf den Datenimport ist AMIRA jedoch problemlos erweiterbar, sodass ständig neue Einsatzgebiete hinzukommen. Für den medizinischen Bereich bedeutet das konkret, dass der DICOM Standard unterstützt wird, über den die Speicherung und der Austausch medizinischer Bilddaten festgelegt ist.

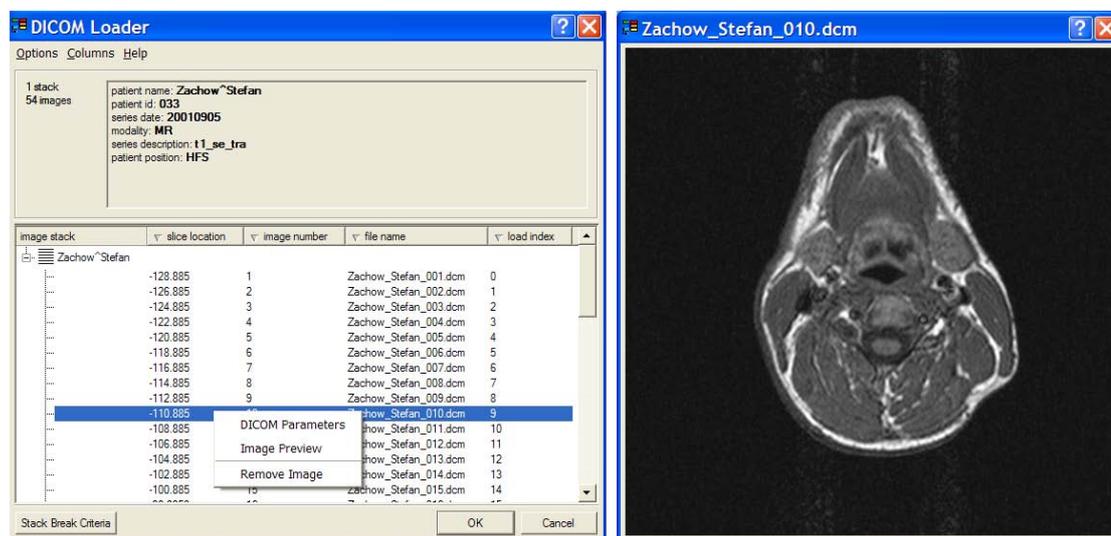


Abbildung B.1: Import von Bildsequenzen im DICOM Format

¹ amira.zib.de, www.mc.com/amira

Die Softwareplattform Amira

Die für die vorliegende Arbeit wesentliche Kernfunktionalität ist somit der Import und die korrekte Interpretation medizinischer Bilddaten, wie sie z.B. in der Computertomografie (CT) und der Magnetresonanztomografie (MRT) akquiriert werden. Da es sich bei diesen Daten um eine Sequenz von zusammenhängenden Schnittbildaufnahmen handelt, die zu einem räumlichen Datensatz zusammengefasst werden müssen, ist eine weitere Kernfunktionalität die geometrisch korrekte Rekonstruktion eines dreidimensionalen Skalarfeldes aus dem gegebenen Bildstapel mit seinen zugehörigen Aufnahmeparametern. Solch ein 3D Skalarfeld bildet die Grundlage für alle weiteren Verarbeitungsschritte, wie z.B. die Analyse der in den Daten vorliegenden Information oder die geometrische Rekonstruktion dreidimensionaler anatomischer Strukturen.

Die Analyse der in den Bilddaten inhärenten Information kann durch vielfältige Visualisierungstechniken erfolgen. Dazu gehören die Auswertung der Aufnahmewerte (Skalare) an einem bzw. mehreren beliebigen Punkten im Datenvolumen oder entlang einer frei wählbaren Kurve, bis hin zur Darstellung der Werte auf frei wählbaren Ebenenschnitten oder auf beliebig geformten 3D Oberflächen, die im Datenvolumen platziert werden können.

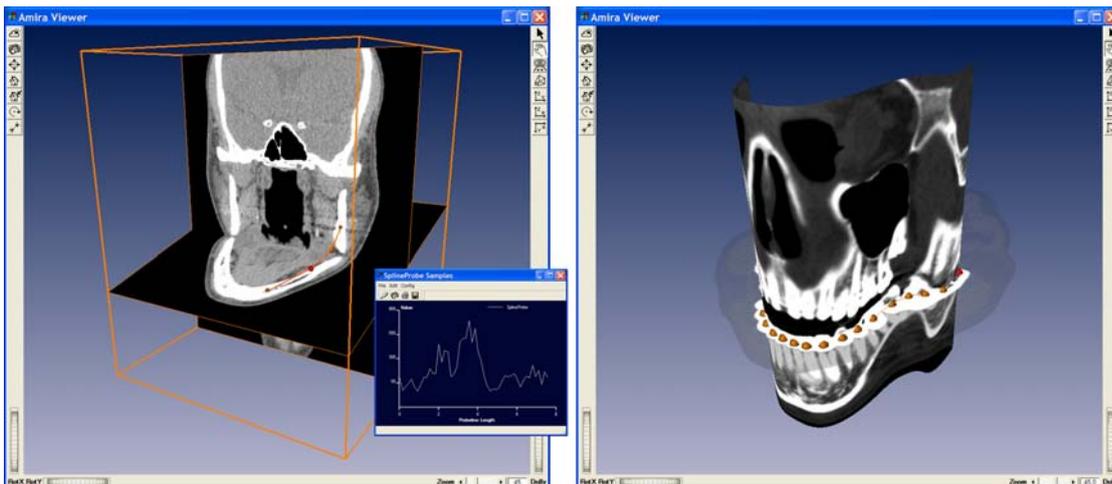


Abbildung B.2: Datenanalyse eines CT-Datensatzes

Auf die Daten können weiterhin Algorithmen angewendet werden, die diese modifizieren oder daraus statistische bzw. strukturelle Information extrahieren. AMIRA bietet bereits eine Vielzahl solcher Algorithmen, die vom Benutzer über die Daten ausgewählt werden können (siehe Abb. B.3) und ist in dieser Hinsicht sogar nahezu beliebig erweiterbar. Ergebnisse der Algorithmen führen zum Teil wieder zu neuen Daten, wie z.B. einer ISO-Oberfläche bzgl. eines gegebenen Schwellenwertes, die wiederum visualisiert werden können. Eine besondere Stärke von AMIRA ist, dass unterschiedliche Repräsentationen der Daten gemeinsam dargestellt werden können, sodass relevante Substrukturen in Kombination mit Kontextinformation visualisiert und analysiert werden können.

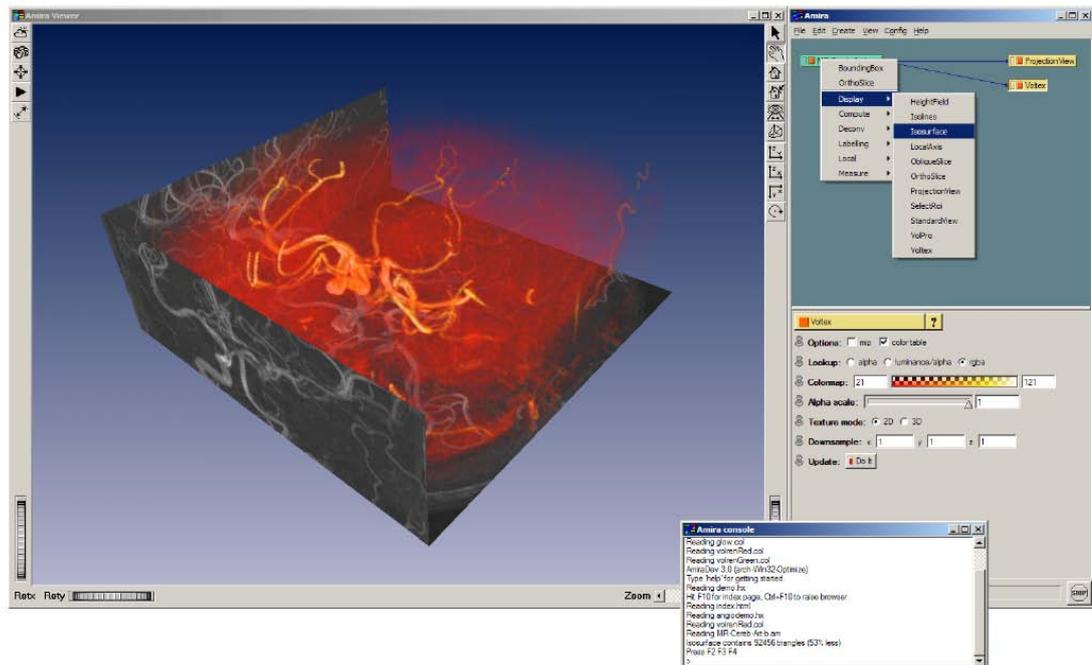


Abbildung B.3: Kombination unterschiedlicher Darstellungsformen

Daten, Algorithmen und Visualisierungsmodule lassen sich vom Benutzer zu Verarbeitungsketten (sogenannte Netzwerke) verknüpfen und abspeichern. Mittels einer Skriptsprache (TCL) können Daten geladen, Parameter eingestellt und Aktionen ausgelöst werden. Die Möglichkeit der Skript-Programmierung gestattet es, mit AMIRA eine effiziente Datenanalyse auf einer großen Menge von Daten automatisch ablaufen zu lassen oder z.B. computergrafische Animationen mittels Visualisierung veränderlicher Ergebnisse zu erzeugen. Solche Animationen können als Videodatenstrom u.a. im MPEG Format gespeichert werden.²

Für die vorliegende Arbeit ist die dreidimensionale Rekonstruktion von Gewebegrenzflächen von großer Bedeutung. Die Erzeugung von ISO-Oberflächen mittels eines Schwellenwertes ist zwar für eine erste Visualisierung geeignet, doch genügen diese Oberflächen oft nicht den Ansprüchen der weiteren Bearbeitung. Hier stellt der Segmentierungseditor von AMIRA ein sehr mächtiges Werkzeug dar. Damit ist es möglich, jedem Volumenelement (Voxel) des Datenvolumens eine Bedeutung zuzuordnen, d.h. es zu klassifizieren. Diese Klassifizierung führt letztendlich zu einer Segmentierung des Datenvolumens in zusammenhängende Geweberegionen aus denen die Grenzflächen rekonstruiert werden können.

Der Segmentierungseditor hat eine außerordentlich hohe Funktionalität und bietet Werkzeuge zur manuellen, zur intelligent unterstützten, bis hin zur automatischen Segmentierung von Regionen. Das Entwicklungspotenzial ist hier noch lange nicht

² siehe: www.zib.de/visual/projects/cas/cas-gallery.html

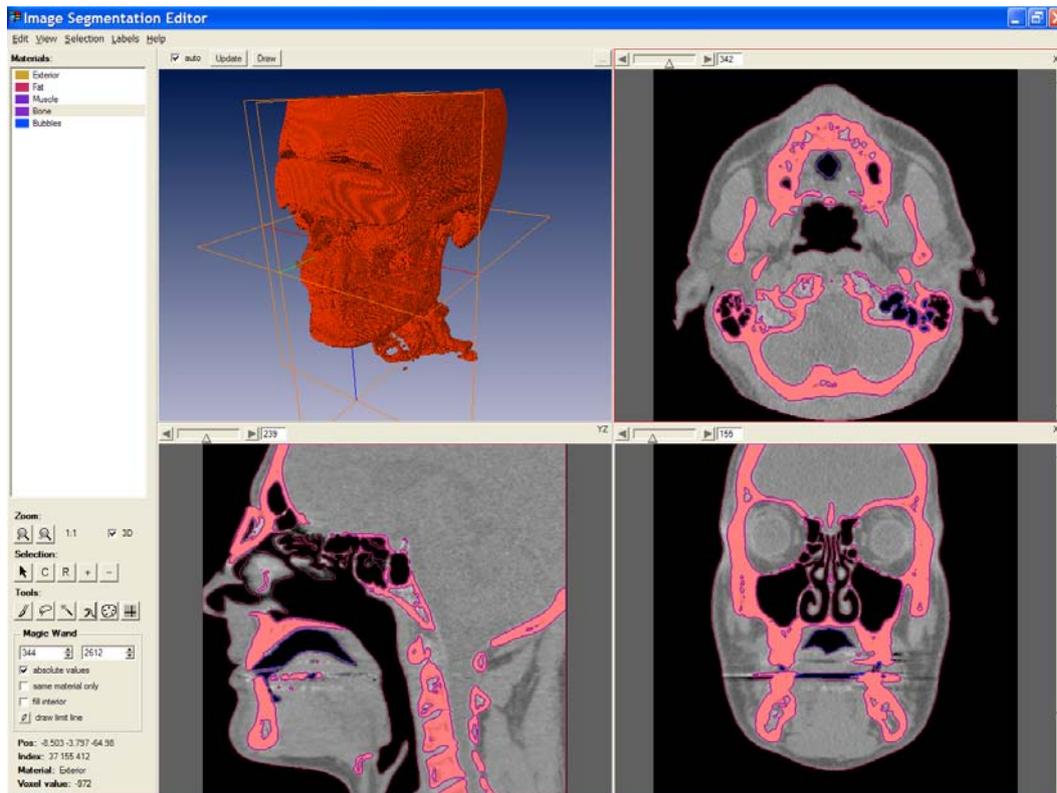


Abbildung B.4: Amira Segmentierungseditor

erschöpft. Ein sehr wesentliches Merkmal ist jedoch die Möglichkeit der Segmentierung in allen drei orthogonalen Ansichten des Datenvolumens sowie in einer dreidimensionalen Ansicht. Die Vorgehensweise ist typischerweise, zusammenhängende Regionen auszuwählen, die Auswahl in den Ansichten geeignet zu modifizieren und diese Auswahl letztendlich zu klassifizieren, d.h. einem Gewebetyp zuzuordnen. Bei geschickter Vorgehensweise, d.h. der Segmentierung von groben zu feinen Strukturen, lassen sich die zur Verfügung stehenden Werkzeuge sehr effektiv einsetzen, um relativ schnell zu einem guten Segmentierungsergebnis zu gelangen.

Aus den segmentierten Daten können im Anschluss automatisch die zugehörigen Grenzflächen extrahiert werden. Dabei ist wählbar, ob eine zusätzliche Glättung erfolgen soll. Die resultierenden Oberflächen werden durch geschlossene Dreiecksnetze repräsentiert, die in einem Gesamtmodell zusammengefasst, visualisiert und in verschiedenen Formaten abgespeichert werden können. In Abhängigkeit der ursprünglichen Größe bzw. Auflösung des zu Grunde liegenden Skalarfeldes können Oberflächen entstehen, die sich aus mehreren Millionen Dreiecksflächen zusammensetzen. Diese sind für eine interaktive Visualisierung und eine Weiterverarbeitung oft nicht geeignet, sodass eine Gittervergrößerung vorgenommen werden kann. Hält sich die Vergrößerung in moderaten Grenzen ($\leq 75\%$), dann ruft diese im Allgemeinen keinen signifikanten Fehler bzgl. der geometrischen Repräsentation hervor. Bei

einer sehr starken Reduktion der Oberflächenaufösung und bei besonderen Konstellationen der Gewebegrenzen ist es jedoch möglich, dass die resultierende Oberfläche nach automatischer Vergrößerung keine topologisch korrekte Repräsentation der Ursprungsfläche darstellt. Für diesen Fall steht jedoch der sogenannte Oberflächeneditor (SurfaceEditor) zur Verfügung, mit dem solche Situationen überprüft und ggf. automatisch oder zumindest manuell korrigiert werden können.

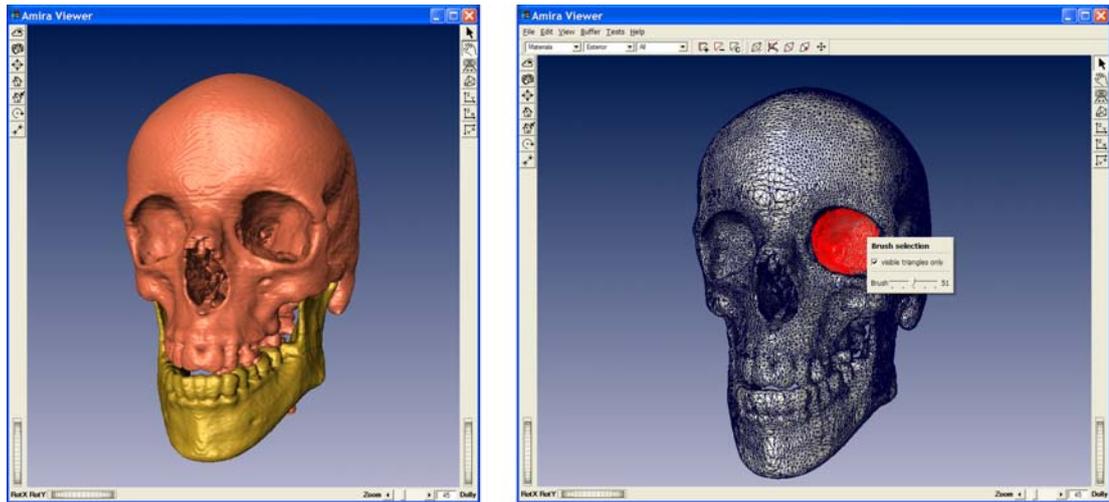


Abbildung B.5: Oberflächenrekonstruktion und der Amira Oberflächeneditor

Der Oberflächeneditor erlaubt noch eine Vielzahl weiterer Modifikationen, mit denen die Oberfläche auf den jeweiligen Bedarf angepasst werden kann. Auch hier ist wie beim Segmentierungsektor das Entwicklungspotenzial noch lange nicht erschöpft. Liegt nach Abschluss der Oberflächenrekonstruktion ein repräsentatives 3D Modell der gewünschten Strukturen vor, dann kann dieses Modell in Kombination mit der Darstellung von Schnittbildern oder auch mittels direkter Volumenvisualisierung dargestellt, analysiert und z.B. vermessen werden.

Für Finite-Elemente Analysen werden neben den Oberflächennetzen oft auch Volumenrepräsentationen benötigt. Zu diesem Zweck müssen geschlossene Grenzflächen im Innern räumlich diskretisiert werden. AMIRA ermöglicht es, entsprechend vorbereitete, geschlossene Oberflächen automatisch mit einem Tetraedergitter auszufüllen. Hierbei können entweder einzelne Kompartimente oder das gesamte Modell in ein Volumengitter überführt werden. Mit einem speziellen Gittereditor können die Gitter bzgl. ihrer Elementqualität analysiert und optimiert werden. Dieser Schritt ist insbesondere für die Vorbereitung von FE-tauglichen Gittern erforderlich. Weiterhin ist es möglich, Tetraeder- in Hexaedergitter zu überführen, was für manche Finite-Elemente Pakete bzw. Problemstellungen in der Konstruktion von Vorteil sein kann. Die erzeugten Volumengitter lassen sich in unterschiedlichen Formaten speichern und zur weiteren Bearbeitung an entsprechende Programme weitergeben.

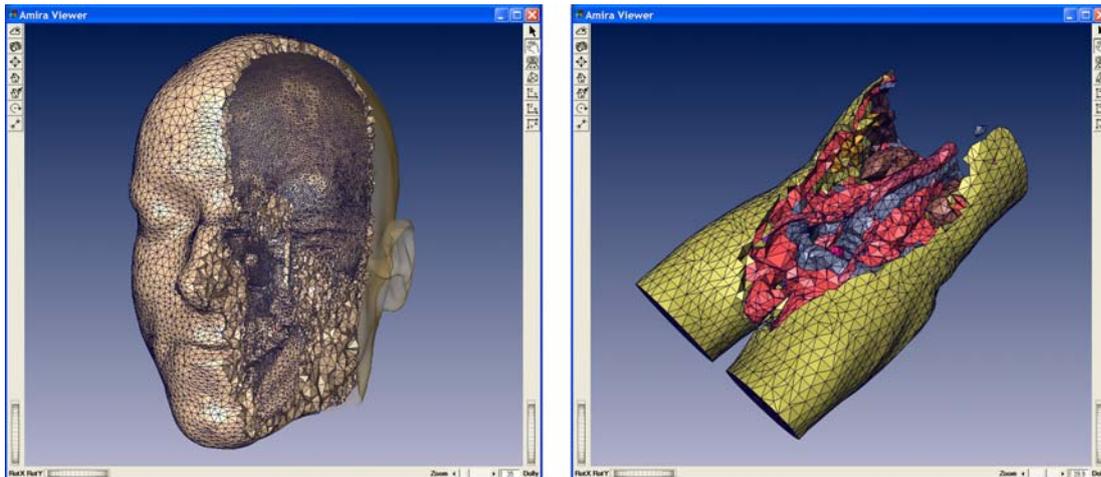


Abbildung B.6: Volumengitter anatomischer Regionen

Mit der vorangehenden Beschreibung wurde lediglich ein Teil der Funktionalität der Software AMIRA vorgestellt. Die Entwicklung von AMIRA wird kontinuierlich fortgesetzt und liegt im medizinischen Bereich derzeit auf den Gebieten der elastischen Registrierung von Datensätzen sowie der statistischen 3D Formanalyse. Für einen vollständigen Überblick sei auf die Projekte am ZIB³ bzw. die Produktinformation von Mercury Computer Systems/TGS⁴ verwiesen. Ein tieferer Einstieg ist u.a. durch die Lektüre der AMIRA Handbücher⁵ möglich.

³www.zib.de/visual/projects

⁴www.mc.com/tgs

⁵www.tgs.com/support/amira_doc/index.htm

Glossar

Die vorliegende Arbeit ist zwischen der Medizin und den Ingenieurwissenschaften angesiedelt. Viele, überwiegend medizinische Fachbegriffe können somit bei einem Teil der potenziellen Leserschaft nicht als bekannt vorausgesetzt werden. Um den Lesefluss für die medizinisch ausgebildeten Leserinnen und Leser, denen diese Arbeit die Möglichkeiten der computergestützten Planung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie aufzeigen soll, nicht unnötig zu behindern, wurden nicht alle medizinischen Fachbegriffe im Text explizit erklärt. Die nachfolgenden Erläuterungen zu Begriffen, die nicht zum Standardvokabular eines Ingenieurs oder Mathematikers gehören, wurden aus dem klinischen Wörterbuch *Pschyrembel* (258. Auflage) übernommen und die Erklärungen der lateinisch bzw. griechischen Wortstämme dem Buch *Wortelemente lateinisch-griechischer Fachausdrücke in den biologischen Wissenschaften*, von Fritz Werner.

Anomalie: (gr. ἀνωμαλία) Ungleichheit, Unregelmäßigkeit – geringgradige Entwicklungsstörung

anterior: (lat.) vorderer →posterior

Anthropometrie: Wissenschaft von den Maßverhältnissen am menschlichen Körper

Aplasie: (-plasie, gr. πλάσις) Wortteil mit der Bedeutung: das Bilden, Formen – vorhandene Gewebe- bzw. Organanlage mit ausgebliebener Entwicklung

Artikulation: (lat. articulus) Wortteil mit der Bedeutung: Gelenk, Knöchel – (anat.) gelenkartige Verbindung von Knochen, (zahnmed.) Unterkieferbewegung unter Zahnkontakt

Atrophie: (gr. ἀτροφία) Rückbildung eines Organs bzw. Gewebes

bignath: (bi-, lat. bis) Wortteil mit der Bedeutung: zwei, zweifach, doppelt; (gnath-, gr. γνάθος) hier mit der Bedeutung: Kiefer – den Ober- und Unterkiefer betreffend →unignath

- Brachycephalus:** (brachy-, gr. βραχύς) Wortteil mit der Bedeutung: kurz, klein; (cephalo-, gr. κεφαλή) hier mit der Bedeutung: Kopf – Kurz- oder Rundkopf mit abgeflachtem Hinterkopf, primär bei genetischen Erkrankungen
- DICOM:** *Digital Imaging and Communication in Medicine*: Internationaler Standard für die Kodierung und Übertragung medizinischer Bilddaten
- Dislokation:** (lat. dis-) Wortteil mit der Bedeutung: auseinander, zwischen, hinweg; (lat. locare) hier mit der Bedeutung: stellen – Lageveränderung, Fehlstellung
- distal:** (lat. distare) Bedeutung: getrennt sein, abstehen – weiter vom Rumpf entfernte Teile der Extremitäten; Gegenteil: →proximal, →mesial
- Distraktion:** (lat. distrahere, distractum) mit der Bedeutung: Auseinanderziehen – manuelles oder instrumentelles Auseinanderziehen von Knochenfragmenten
- dorsal:** (lat. dorsum Rückseite, Rücken) zum Rücken gehörig, zum Rücken hin liegend, rückseitig →ventral
- Dysgnathie:** (dys-, gr. δυσ) Wortteil mit der Bedeutung: Miss-, Un-; (gnath- ↑) – Sammelbezeichnung für Kieferfehlentwicklungen mit fehlerhafter →Okklusion, →Artikulation und anomaler Lage des Gebisses
- Dysmorphie:** (dys- ↑); (morph-, gr. μορφή) Wortteil mit der Bedeutung: Gestalt, Form – Sammelbezeichnung für Strukturauffälligkeiten (Fehlbildungen)
- Dysplasie:** (dys- ↑); (-plasie ↑) – Fehlbildung bzw. Fehlentwicklung eines Gewebes bzw. Organs mit unzureichender Differenzierung
- enoral:** (en-, gr. ἐν) Wortteil mit der Bedeutung: in, hinein, innerhalb; (lat. oris, oralis) Mund, zum Mund zur Mundhöhle gehörend – innerhalb des Mundraumes, der Mundhöhle, →intraoral
- Epithese:** (ep-, epi-, gr. ἐπί) Wortteil mit der Bedeutung: auf, darauf, darüber; (gr. ἐπίτησις) das Herauflegen) – individuell modelliertes Ersatzstück zur Deckung von Oberflächendefekten, insb. im Gesicht (Auge, Nase, Ohr)
- Eugnathie:** (eu-, gr. εὖ) Wortteil mit der Bedeutung: gut, normal; (gnath- ↑) – Neutralbiss, Neutralverzahnung, neutrale Kieferlage
- extraoral:** (lat. extra) Wortteil mit der Bezeichnung: außerhalb, außen; (oral ↑) – außerhalb des Mundraumes, der Mundhöhle
- Foramen:** (lat.) pl. Foramina – Loch, Öffnung

- hemifazial:** (hemi-, gr. ἡμισυς) Wortteil mit der Bedeutung: halb, einseitig; (lat. facies) Gesicht, zum Gesicht gehörend – halbseitig auf das Gesicht bezogen
- histomechanisch:** (histo-, gr. ἵστος) Wortteil mit der Bedeutung: Gewebe – gewebe-mechanisch, die Mechanik der Gewebe betreffend
- Histogenese:** (histo- ↑); (-genese, gr. γένεσις) Wortteil mit der Bedeutung: Erzeugung, Entstehung – Gewebeentstehung, -bildung
- Hounsfield Einheit:** relative Schwächungswerte von Röntgenstrahlung bezogen auf Wasser und Luft
- Hyperplasie:** (hyper-, gr. ὑπέρ) Wortteil mit der Bedeutung: über, darüber hinaus, oberhalb; (-plasie ↑) – Vergrößerung eines Gewebes bzw. Organs durch Zunahme der Zellzahl bei unveränderter Zellgröße, sog. numerische →Hypertrophie
- Hypertrophie:** (hyper- ↑); (-trophie, gr. τροφή) Wortteil mit der Bedeutung: das Ernähren, Nahrung – Vergrößerung von Geweben oder Organen durch Zunahme des Zellvolumens bei gleichbleibender Zellzahl
- Hypoplasie:** (hypo-, gr. ὑπό) Wortteil mit der Bedeutung: unter, unterhalb; (-plasie ↑) – anlagebedingte morphologische Unterentwicklung bei vorhandener Organanlage, →Aplasie
- Hysterese:**
- in situ:** (lat. am natürlichen Ort) – in natürlicher Lage, im Körper
- in vitro:** (lat.) im (Reagenz-)Glas, d.h. außerhalb des lebenden Organismus →in vivo
- in vivo:** (lat. am Lebendigen) – in einem lebenden Organismus →in vitro
- infraorbital:** (lat. infra) Wortteil mit der Bedeutung: unten, unterhalb von;
- intraoral:** (lat. intra) Wortteil mit der Bedeutung: innerhalb, in; (oral ↑) – innerhalb der Mundhöhle, des Mundraumes →enoral
- ipsilateral:** (lat. ipse) Wortteil mit der Bedeutung: selbst; (lat. lateralis) Wortteil mit der Bedeutung: seitlich – auf der gleichen Seite →kollateral
- Iso-Oberfläche:** (iso-, gr. ἴσος) Wortteil mit der Bedeutung: gleich, ähnlich – Flächen im Raum, die durch einen konstanten Wert (→Hounsfield Einheit) repräsentiert werden
- Kallus:** (lat. callus) nach Knochenfraktur an der Bruchstelle im Rahmen einer Sekundärheilung neu gebildeter Knochen

- kaudal:** (lat. cauda) – fußwärts, schwanzwärts, abwärts, zum unteren bzw. hinteren Teil des Körpers liegend →kranial
- kollateral:** (ko- lat. cum) Wortteil mit der Bedeutung: mit, zusammen; (-lateral ↑) – auf derselben Seite des Körpers befindlich, benachbart →kontralateral
- kontralateral:** (lat. contra) Wortteil mit der Bedeutung: gegen; (-lateral ↑) – auf der entgegengesetzten Seite, gekreuzt
- Koronarebene:** syn. Frontalebene
- kranial:** (kranio-, gr. κρανιον) Wortteil mit der Bedeutung: Schädel – zum Kopf gehörend, kopfwärts →kaudal
- Kraniosynostose:** (kranio- ↑); (syn-, gr. σύν) Wortteil mit der Bedeutung: mit, zusammen, zugleich; (ost-, oste-, osteo-, gr. ὀστέον) Wortteil mit der Bedeutung: Knochen; (-osis, -ose) Endung mit der Bedeutung: Krankheit, krankhafter Zustand – krankhafte knöcherne Verbindung, vorzeitige Verknöcherung der Schädelnähte
- lateral:** (lat. lateralis) Wortteil mit der Bedeutung: seitlich
- Malformation:** (mal-, lat. malus) Wortteil mit der Bedeutung: schlecht, schädlich, bösartig – Fehlbildung
- Mandibula:** (lat.) Unterkiefer
- Maxilla:** (lat. Kinnbacke, Kinnlade) Oberkiefer
- Medianebene:** die →Sagittalebene, die den Körper in →ventral- →dorsaler Richtung in zwei gleiche Teile teilt
- mesial:** (mes-, meso-, gr. μέσος) Wortteil mit der Bedeutung: mittleres, mitten, zwischen – zur Mitte des Zahnbogens gerichtet →distal
- Mesialbiss:** (mes-, meso-, ↑) Bissanomalie mit Verschiebung des Unterkiefers nach vorn →Progenie
- Mikrosomie:** (micr-, micro-, gr. μικρός) Wortteil mit der Bedeutung: klein, gering, niedrig; (soma gr. σῶμα) Körper – Kleinwuchs
- Myotomie:** (my-, myo-, gr. μῦς, μύος) Wortteil mit der Bedeutung: Muskel; (-tom, -tomie, gr. τομή) Wortteil mit der Bedeutung: Schnitt, Abschnitt – Muskeldurchtrennung
- naso-labial:** (naso-, lat. nasus) die (äußere) Nase; (labi-, lat. labium) Wortteil mit der Bedeutung: Lippe, Wulst – Nasenlippenregion

- Neurokranium:** (neur-, neuro-, gr. νεῦρον) Wortteil mit der Bedeutung: Nerven, Sehne, Muskelband; (kranio-, ↑) – Gehirnschädel
- Obstruktion:** (lat. obstruere, obstructus verstopfen) Verschluss, Verstopfung, Verlegung eines Hohlorgans, Gangs bzw. Gefäßes
- Onkologie:** (onk-, onko-, gr. ὄγκος) Wortteil mit der Bedeutung: Geschwulst (Umfang, Größe); (log-, logie-, gr. λόγος) Wortteil mit der Bedeutung: Wort, Lehre – Teilgebiet der Inneren Medizin, das sich mit der Entstehung und Behandlung von Tumoren und tumorbedingten Krankheiten beschäftigt
- Orbita:** (lat. orbicularis kreisförmig) Augenhöhle, Augapfel und seine Hilfsorgane
- Osteogenese:** (ost-, oste-, osteo-, gr. ὀστέον) Wortteil mit der Bedeutung: Knochen; (-genese, gr. γένεσις) Wortteil mit der Bedeutung: Erzeugung, Entstehung – Knochenentstehung, -bildung
- Osteosynthese:** (ost-, oste-, osteo-, ↑); (-synthese, gr. σύνθεσις) Zusammensetzung – operatives Verfahren zur schnellstmöglichen Wiederherstellung der vollen Funktionsfähigkeit eines frakturierten Knochens
- Osteotomie:** (ost-, oste-, osteo-, ↑); (-tom, -tomie, gr. τομή) Wortteil mit der Bedeutung: Schnitt, Abschnitt – Durchtrennung von Knochen mit Meißel bzw. Säge, um Fehlstellungen auszugleichen
- paranasal:** (par-, para-, gr. παρά) Wortteil mit der Bedeutung: neben, abweichend, teilweise, wechselseitig; (naso-, ↑) – an der seitlichen (äußeren) Nase, nasenseitig
- Perfusion:** (lat. perfundere, perfusus durchströmen) Durchströmung des Körpers bzw. einzelner Organe mit Flüssigkeit
- posterior:** (lat.) der hintere, hinterer →anterior
- postero-anterior:** Abk. p.-a.; Richtung von hinten nach vorne
- Protrusion:** (pro-, gr. πρό, lat. pro) Wortteil mit der Bedeutung: vor(stehend), vorn, stellvertretend, vorzeitig; (lat. protudere, protusus fortstoßen) – Vortreibung, Vorwölbung
- proximal:** (lat. proximus sehr nahe) zunächst, in der Nähe, rumpfwärts gelegener Teil einer Extremität →distal
- Relaxation:** (lat. relaxare entspannen) Abnahme einer Spannungsintensität
- Resektion:** (lat. re-) Wortteil mit der Bedeutung: zurück, rück-, wieder-; (lat. sectio Einteilung) Schnitt – Entfernung von (kranken) Organanteilen

Retardation: (lat. retardare verzögern) Verzögerung bzw. Verlangsamung einer Entwicklung oder eines Vorgangs

Retrusion: Ggs. von →Protrusion; (re-, ↑) – Rückzug, Einsturz, Zusammenfall

Rezidiv: (lat. recidere zurückfallen) Rückfall, Wiederauftreten einer Krankheit nach Abheilung

sagittal: (lat. sagitta Pfeil) sagittalis; in Pfeilrichtung

Sagittalebene: jede parallel zur →Medianebene liegende Ebene im Körper

subnasal: (lat. sub-) Wortteil mit der Bedeutung: unter, unterhalb, nahe bei; (naso-, ↑) – unterhalb der Nase liegend

supraorbital: (lat. supra-) Wortteil mit der Bedeutung: über, oberhalb; (lat. orbicularis ↑) – oberhalb des Auges liegend

Tibia: (lat.) Schienbein

Trauma: (gr. τραῦμα) pl. Traumen; Verletzung, Wunde

Traumatologie: (trauma-, ↑); (log-, logie-, gr. λόγος) Wortteil mit der Bedeutung: Wort, Lehre – Teilgebiet der Chirurgie, das sich mit den Auswirkungen sowie der Behandlung von →Traumen befasst

unignath: (uni-, lat. ein); (gnath-, gr. γνάθος) hier mit der Bedeutung: Kiefer – entweder den Ober- oder den Unterkiefer betreffend →bignath

ventral: (lat. ventralis) bauchwärts, zum Bauch gehörend →dorsal

Viszerokranium: (lat. viscera Eingeweide) die Eingeweide betreffend; (kranio-, ↑) – Gesichtsschädel

vulnerabel: (lat. vulnus, vulneris Wunde, Verletzung) verletzbar, dadurch besonders gefährdet

Tabellenverzeichnis

2.1	Verhältniszahlen: Weichgewebe- zur Knochenverlagerung	33
2.2	Kommerzielle 2D Planungssysteme im klinischen Einsatz	34
2.3	Anforderungen an ein computergestütztes 3D Planungssystem	62
3.1	Oberflächen- bzw. Gitterqualität am Beispiel	101
4.1	Schnittmodellierung an computergrafischen 3D Modellen	133
4.2	Berechnungsdauer für den Schnitt komplexer Oberflächenmodelle	151
5.1	Elastische Eigenschaften von Geweben	183
7.1	Bewertung der Prädiktionsgüte für ein homogenes Gewebemodell	270
7.2	Zusammenhang: Röntgendichte, Dichte und mech. Kenngrößen	272
7.3	Parameterstudie zu einem inhomogenen Gewebemodell	274
7.4	Name und Funktion mimischer Gesichtsmuskeln	293

Abbildungsverzeichnis

1.1	Frühkindliche Fehlbildungen des Neuro- und des Viszerokraniums	3
1.2	Behandlung von Schädelfehlbildungen	3
1.3	Dysgnathien am Beispiel: Mesial- und Distalbiss	4
1.4	Polytrauma des Gesichtsschädels	5
1.5	Charakteristische Mittelgesichtsfrakturverläufe nach Le Fort	5
1.6	Le Fort-I, II und III Osteotomie	7
1.7	<i>Floating-Forehead</i> und Monobloc-Osteotomie nach Tessier	7
1.8	Fronto-orbito-maxilläres Advancement	7
1.9	Unterkieferosteotomie	8
1.10	Sagittale Spaltung des aufsteigenden Unterkieferastes	8
1.11	Platten- und Zugschraubenosteosynthese des Unterkiefers	9
1.12	Plattenosteosynthesen am Beispiel	10
1.13	Unterkieferdistraktion	11
1.14	Distraktionssysteme	11
1.15	Indikationsbeispiele für Osteodistraktionen	12
1.16	Regelbiss	13
1.17	Dysgnathie	13
1.18	Dysgnathiekorrekturschema	14
1.19	Proportionen des Gesichtes	15
1.20	Historische Dysgnathieplanung von Pichler 1918	16
1.21	Bildgebung für die MKG-Chirurgie	16
1.22	Planungshilfsmittel in der MKG-Chirurgie	17
1.23	Medizinische <i>Rapid Prototyping</i> Modelle	18
1.24	3D Modelloperation	18
2.1	Zeichnerische Analyse und 2D Planung	29
2.2	Planungsvorbereitung mit dem Dentofacial Planner	30
2.3	2D Planung und Profilprädiktion mit dem Dentofacial Planner	31
2.4	3D Knochenumstellungsplanung, Cutting et al.	36
2.5	Knochenschnitt- und -umstellungsplanung, Yasuda et al.	37
2.6	3D Planung und Weichgewebeprediktion, Altobelli et al.	39
2.7	Hautschnittplanung für die plastische Chirurgie, Pieper	41
2.8	3D Knochenumstellungsplanung, Delingette et al.	42
2.9	3D Osteotomieplanung und Weichgewebeprediktion, Keeve et al.	43
2.10	3D Weichgewebemodellierung, Koch et al.	44

Abbildungsverzeichnis

2.11	3D Weichgewebeprädiktion, Koch et al.	45
2.12	3D Weichgewebeprädiktion nach Knochenverlagerung, Sarti et al.	47
2.13	3D Planung von Umstellungsosteotomien, Hassfeld et al.	48
2.14	3D Weichgewebemodellierung, Teschner et al.	50
2.15	3D Osteotomieplanung und Weichgewebesimulation, Teschner et al.	51
2.16	Osteotomieplanung und Weichgewebeprädiktion, CAESAR	52
2.17	3D Osteotomieplanung und Weichgewebeprädiktion, Spiegl	53
2.18	3D Kephalometrie und Knochenumstellungsplanung, Bettega et al.	54
2.19	3D Weichgewebemodell und Mimiksimulation, Chabanas et al.	55
2.20	Osteotomieplanung und Weichgewebeprädiktion, Barré	56
2.21	3D Osteotomieplanung und Weichgewebeprädiktion, Schutyser et al.	58
2.22	3D Osteotomieplanung, Xia et al.	60
3.1	Räumliche Diskretisierung tomografischer Verfahren	81
3.2	HOUNSFIELD-Bereiche unterschiedlicher Gewebe	81
3.3	Korrespondierende RCT- und MRT-Schichten eines Kopfes	82
3.4	Sagittale Darstellung axialer CT-Schnitte	83
3.5	Schwellenwertsegmentierung von CT-Daten	84
3.6	Typische Rekonstruktionsfehler bei Schwellenwertsegmentierung	85
3.7	3D Visualisierung von Patientenmodellen	85
3.8	Segmentierung mit Amira in drei Ansichten mit 3D Kontrolle	86
3.9	Segmentierungshilfen in Amira	87
3.10	Beispiel zur 3D Oberflächenrekonstruktion	88
3.11	Gewebegrenzflächen mit nicht-mannigfaltiger Topologie	89
3.12	Oberflächenvergrößerung in Amira	92
3.13	Kantenlängenkontrolle bei der Oberflächenvergrößerung	94
3.14	Simplifizierungsvorgabe zur Oberflächenvergrößerung	94
3.15	Lokal adaptive Oberflächenvergrößerung	95
3.16	Qualität von Tetraedergittern	96
3.17	Simplifizierung in Abhängigkeit von der Gebietsausdehnung	97
3.18	Adaptive Vergrößerung eines Patientenmodells	98
3.19	Dreiecksqualität	100
3.20	Dihedralwinkel	100
3.21	Tetraederqualität	100
3.22	Histogramme zur Gitterqualität	101
3.23	Gitterqualität farbkodiert auf dem Oberflächenmodell	102
3.24	Inhomogenes Gewebemodell, Berandung homogener Gebiete	103
3.25	Advancing Front Gittergenerierung eines homogenen Gebietes	107
3.26	Advancing Front Gittergenerierung inhomogener Gebiete	108
3.27	Diskontinuitäten der Elementgröße im Gitter	108
3.28	Eine optimierte <i>Advancing Front</i> Gittergenerierung	110
3.29	Das erweiterte <i>Advancing Front</i> Verfahren am Beispiel	110
3.30	Ergebnisse der Gittergenerierung im visuellen Vergleich	111
3.31	Ergebnisse der Gittergenerierung im quantitativen Vergleich	112
3.32	Generierung eines 3D Patientenmodells für die Planung	112

4.1	Planungsdaten zur Bewertung von Dismorphien	123
4.2	Bewertung der Gesichtsproportionen	124
4.3	kephalometrische Referenzpunkte auf der Medianebene	124
4.4	Bestimmung der Medianebene zur kephalometrischen Analyse	125
4.5	3D Koordinatensystem zur kephalometrischen Analyse	126
4.6	2D Projektionsansichten aus tomografischen Daten	127
4.7	Unterkieferrotation zur Bewertung der dentalen Okklusion	128
4.8	Osteotomietechniken am Ober- und Unterkiefer	129
4.9	Trennung knöcherner Strukturen in der Segmentierungsphase	130
4.10	Schnittplanung am Voxelmodell	130
4.11	Ebenenschnitte mittels <i>model clipping</i>	131
4.12	Schnittplanung durch Entfernung von Gitterelementen	132
4.13	VR-Techniken zur 3D Knochenschnittplanung	134
4.14	Anzeichnen von Schnittlinien auf 3D Oberflächen	135
4.15	Spezifikation von Schnittpfaden auf 3D Oberflächen	136
4.16	Pfade auf polygonalen 3D Oberflächen I	136
4.17	Pfade auf polygonalen 3D Oberflächen II	138
4.18	Osteotomieplanung am computergrafischen 3D Knochenmodell	139
4.19	intuitive 3D Osteotomieplanung am Grafiktablett	139
4.20	Beispiele für Schnittflächen aus Schnittkonturen	140
4.21	Beispiele für Regelflächen	141
4.22	Erzeugung einer Regelflächen aus einer Kontur	142
4.23	Beispiele für Regelflächen zur Osteotomieplanung	142
4.24	Minimalflächen zur Osteotomieplanung	144
4.25	Schnittflächengenerierung zur Osteotomieplanung	145
4.26	Bewertung der geplanten Osteotomie am 3D Modell	146
4.27	Projektion der CT-Daten auf die Schnittfläche	146
4.28	Korrektur der geplanten Osteotomie nach Bewertung	147
4.29	Schnitt einer polygonalen Oberfläche	148
4.30	Schnittverläufe im Dreieck	149
4.31	Unterkieferosteotomie am 3D Modell	150
4.32	Oberkieferosteotomie am 3D Modell	151
4.33	Interaktive 3D Knochenverlagerung am Modell	152
4.34	Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie	153
4.35	Registrierung eines 3D Kiefermodells mit dem Planungsmodell	154
4.36	Fusioniertes Kiefer- und Schädelmodell	155
4.37	Kiefersegmentverlagerung mit Okklusionskontrolle	155
4.38	3D Knochenverlagerung in der Projektionsansicht	156
4.39	Ergebnis einer 3D Knochenumstellungsplanung	157
4.40	Weitere Anwendungen zur chirurgischen Planung	158
4.41	Schnitt durch den Kiefer des Visble Human Datensatzes	159
5.1	Deformation eines Körpers	172
5.2	Komponenten des räumlichen Verzerrungsfalls	173
5.3	Komponenten des räumlichen Spannungsfalls	175

Abbildungsverzeichnis

5.4	Spannungs-Verzerrungskennlinien idealisierter Materialien	176
5.5	Spannungs-Verzerrungsbeziehung im Zugversuch	177
5.6	Spannungs-Verzerrungsbeziehung biologischer Weichgewebe	181
5.7	Randbedingungen zur Lösung der LAMÉ'schen Differentialgleichung	186
5.8	Auszeichnung der Randflächen für die FE-Analyse	188
5.9	Simulationsvorgaben: Weichgewebegitter und Verschiebungsfeld	189
5.10	vorgegebene Randverschiebung und Lösung auf dem Gitter	195
5.11	Datenfluss zur Deformationssimulation	196
6.1	Fallstudie 1: Unterkieferhypoplasie	206
6.2	Fallstudie 1: CT-Daten und initiale 3D Modellrekonstruktion	207
6.3	Fallstudie 1: 3D Segmentierung mit Amira	207
6.4	Fallstudie 1: 3D Planungsmodell	208
6.5	Fallstudie 1: 3D Distraktionsplanung	208
6.6	Fallstudie 1: 3D Weichgewebeprediktion	209
6.7	Fallstudie 2: Patientin mit Unterkieferhypoplasie	210
6.8	Fallstudie 2: 3D Modellrekonstruktion	210
6.9	Fallstudie 2: 3D Planungsmodell	211
6.10	Fallstudie 2: Planung der Unterkieferdistraktion	211
6.11	Fallstudie 2: 3D Weichgewebeprediktion	212
6.12	Fallstudie 3: Asymmetrie der vertikalen Unterkieferäste	213
6.13	Fallstudie 3: 3D Planungsmodell	213
6.14	Fallstudie 3: 3D Quantifizierung der Asymmetrie	214
6.15	Fallstudie 3: Linksseitige Distraktion	215
6.16	Fallstudie 3: Rechtsseitige Verkürzung	215
6.17	Fallstudie 3: Kombination aus Distraktion und Verkürzung	216
6.18	Fallstudie 3: Alternatives Behandlungskonzept	216
6.19	Fallstudie 4: Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie	218
6.20	Fallstudie 4: konventionelle Planung	218
6.21	Fallstudie 4: 3D Modellrekonstruktion aus den CT-Daten	219
6.22	Fallstudie 4: 3D Modellrekonstruktion	219
6.23	Fallstudie 4: 3D Diagnose und Osteotomieplanung	220
6.24	Fallstudie 4: 3D Weichgewebeprediktion	220
6.25	Fallstudie 4: Postoperatives Ergebnis und Simulationsbewertung	221
6.26	Fallstudie 5: Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie	222
6.27	Fallstudie 5: 3D Modellrekonstruktion	222
6.28	Fallstudie 5: 3D Okklusionsbewertung	223
6.29	Fallstudie 5: 3D Osteotomieplanung	223
6.30	Fallstudie 5: 3D Umstellungsplanung	224
6.31	Fallstudie 5: 3D Weichgewebeprediktion	224
6.32	Fallstudie 5: Patientenaufklärung	225
6.33	Fallstudie 6: Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie	226
6.34	Fallstudie 6: 3D Modellrekonstruktion	226
6.35	Fallstudie 6: 3D Umstellungsplanung	227
6.36	Fallstudie 6: 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung	227

6.37	Fallstudie 6: 3D Weichgewebebrädiktion	228
6.38	Fallstudie 7: Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie . .	229
6.39	Fallstudie 7: 3D Modellrekonstruktion	229
6.40	Fallstudie 7: 3D Osteotomieplanung	230
6.41	Fallstudie 7: 3D Umstellungsplanung	230
6.42	Fallstudie 7: Bewertung der 3D Weichgewebesimulation	231
6.43	Fallstudie 7: Bewertung der 3D Weichgewebesimulation	232
6.44	Fallstudie 8: Planung einer bimaxillären Umstellungsosteotomie . .	232
6.45	Fallstudie 8: 3D Modellrekonstruktion	233
6.46	Fallstudie 8: Bewertung der Fehlstellung am 3D Modell	234
6.47	Fallstudie 8: 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung	234
6.48	Fallstudie 8: 3D Weichgewebebrädiktion	235
6.49	Fallstudie 9: Planung einer Mittelgesichtsdistraction	236
6.50	Fallstudie 9: Planungsdaten	237
6.51	Fallstudie 9: 3D Modellrekonstruktion	237
6.52	Fallstudie 9: 3D Osteotomieplanung	238
6.53	Fallstudie 9: 3D Umstellungsplanung mit Weichgewebebrädiktion .	239
6.54	Fallstudie 9: Mittelgesichtsdistraction	240
6.55	Fallstudie 9: Therapieergebnis	240
6.56	Fallstudie 10: Planung einer Mittelgesichtsdistraction	241
6.57	Fallstudie 10: 3D Modellrekonstruktion I	242
6.58	Fallstudie 10: 3D Modellrekonstruktion II	242
6.59	Fallstudie 10: 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung	243
6.60	Fallstudie 10: 3D Weichgewebebrädiktion	243
6.61	Fallstudie 10: Vergleich der Simulation mit dem Ergebnis	244
6.62	Fallstudie 11: Planung einer Mittelgesichtsvorverlagerung	245
6.63	Fallstudie 11: 3D Modellrekonstruktion	245
6.64	Fallstudie 11: 3D Planung einer Mittelgesichtsvorverlagerung	246
6.65	Fallstudie 11: 3D Planung einer bimaxillären Osteotomie	247
6.66	Fallstudie 12: Hemifaziale Mikrosomie	248
6.67	Fallstudie 12: 3D Modellrekonstruktion I	249
6.68	Fallstudie 12: 3D Modellrekonstruktion II	249
6.69	Fallstudie 12: 3D Osteotomie- und Umstellungsplanung	250
6.70	Fallstudie 12: 3D Weichgewebebrädiktion und Ergebnis	250
6.71	Fallstudie 13: Hemifaziale Mikrosomie	251
6.72	Fallstudie 13: 3D Modellrekonstruktion	252
6.73	Fallstudie 13: 3D Symmetriebewertung	252
6.74	Fallstudie 13: 3D Osteotomieplanung	253
6.75	Fallstudie 13: Implantatplanung am 3D Modell	254
6.76	Fallstudie 13: Planung einer Ohrepithese	254
6.77	Fallstudie 13: 3D Weichgewebebrädiktion	255
6.78	Fallstudie 13: Fototextur	255
6.79	Fallstudie 13: Fotorealistische Darstellung mit Texturen	256
6.80	Fallstudie 14: Planung zu einer hemifazialen Mikrosomie	257

Abbildungsverzeichnis

6.81	Fallstudie 14: 3D Modellrekonstruktion I	257
6.82	Fallstudie 14: 3D Modellrekonstruktion II	258
6.83	Fallstudie 14: Zeichnerische Planungsvorgaben	258
6.84	Fallstudie 14: 3D Planug	259
6.85	Fallstudie 14: Weichgewebeprädiktion zur Planung	259
6.86	Fallstudie 14: 3D Weichgewebeprädiktion mit Ohr-Epithese	260
7.1	Prä- und postoperative CT-Daten I	267
7.2	Alignierung des prä- und des postoperativen Schädelmodells	267
7.3	3D Reproduktion der postoperativen Osteotomie	268
7.4	Prä- und postoperative CT-Daten II	269
7.5	3D Reproduktion der postoperativen Knochenlage	269
7.6	Simulationsgenauigkeit für ein homogenes Weichgewebemodell	271
7.7	Weichgewebeprädiktion im Vergleich zum realen Ergebnis	272
7.8	Prädiktionsgüte eines inhomogenen Weichgewebemodells I	275
7.9	Prädiktionsgüte eines inhomogenen Weichgewebemodells II	275
7.10	Vergleich der Simulationsergebnisse	276
7.11	Lokal adaptive Verfeinerung bei der numerischen Lösung	276
7.12	Selbstdurchdringungen bei großen Deformationen	278
7.13	Deformationsenergie in Abhängigkeit von der Verzerrung	279
7.14	Modellierung von Anisotropie	280
7.15	3D Formanalyse des menschlichen Unterkiefers	285
7.16	Kopplung eines Artikulators mit einem Planungssystem	288
7.17	Die Gesichtsmuskulatur des Menschen	292
7.18	Machbarkeitsstudie zur Simulation einer postoperativen Mimik	293
7.19	Kopf-MRT zur 3D Rekonstruktion der Gesichtsmuskulatur	294
7.20	Schnittbildfotografien des Visible Human Datensatzes	295
7.21	Ein 3D Modell der Gesichtsmuskulatur	295
7.22	Spezifikation der Muskelfaserverläufe	296
7.23	Synthese einer individuellen, muskelbasierten Mimik	297
7.24	<i>Expression Cloning</i>	298
7.25	Patient mit Teilgesichtslähmung	299
7.26	Videokonferenz bei netzverteilter Planung	301
7.27	Präsentation der netzverteilten Planung auf der Cebit 2002	302
A.1	Ebenen und Achsen des menschlichen Körpers I	321
A.2	Ebenen und Achsen des menschlichen Körpers II	322
A.3	Ebenen und Achsen des menschlichen Körpers III	322
A.4	Schädelansicht frontal	323
A.5	Schädelansicht lateral	323
A.6	Sicht auf den menschlichen Oberkiefer von unten	324
A.7	Sicht auf den menschlichen Unterkiefer von oben	324
B.1	DICOM Datenimport	325
B.2	Datenanalyse eines CT-Datensatzes	326
B.3	Kombination unterschiedlicher Darstellungsformen	327
B.4	Amira Segmentierungseditor	328

B.5	Oberflächenrekonstruktion und der Amira Oberflächeneditor	329
B.6	Volumengitter anatomischer Regionen	330

English Summary

In cranio-maxillofacial surgery, physicians are often faced with skeletal malformations that require complex bone relocations. Especially in severe cases of congenital dysgnathia (misalignment of upper and lower jaw) or hemifacial microsomia (asymmetric bone and tissue development), where multiple bone segments are to be mobilized and relocated simultaneously and in relation to each other, careful preoperative planning is mandatory. At present in clinical routine not all possible strategies can be planned and assessed with regard to functional rehabilitation. Moreover, the aesthetic outcome, i.e. the postoperative facial appearance, can only be estimated by a surgeon's experience and hardly communicated to the patient. On this account, a preoperative planning of complex osteotomies with bone relocations on a computerized model of a patient's head, *including* a reliable three-dimensional prediction and visualization of the post-surgical facial appearance is a highly appreciated possibility cranio-maxillofacial surgeons are longing for.

This work, being performed at Zuse Institute Berlin (ZIB), addresses such a computer based 3D surgery planning. A processing pipeline has been established and a simulation environment has been developed on basis of the software AMIRA, enabling a surgeon to perform bone cuts and bone rearrangements in an intuitive manner on *virtual* patient models. In addition, a prediction of the patients' postoperative appearance according to the relocated bone can be simulated and visualized realistically. For a meaningful planning of surgical procedures, anatomically correct patient models providing all relevant details are reconstructed from tomographic data with high fidelity. These patient models reliably represent bony structures as well as the facial soft tissue. Unstructured volumetric grids of the soft tissue are generated for a fast and efficient numerical solution of partial differential equations, describing tissue deformation on the foundation of 3D elastomechanics.

The planning of osteotomies (bone cuts) for the mobilization and relocation of bone segments is performed in accordance to the planning on basis of life size replicas of a patient's skull, i.e. stereolithographic models. Osteotomy lines can be drawn on top of the polygonal planning models using suitable input devices. After evaluation of the consequence of a planned cut with regard to vulnerable inner structures (nerves, teeth etc.) the model is separated accordingly. A relocation of bone segments can be performed unrestrictedly in 3D or restricted to a translation or rotation within arbitrarily chosen planes under consideration of cephalometric guidelines. Bone and

tooth collisions can be evaluated for functional analysis or orthodontic treatment planning with possible integration of digitized dental plaster casts. As a result of the preoperative planning, a single transformation matrix, encoding translation and rotation, or a sequence of such matrices are provided for each bone segment. Both the osteotomy paths and the transformation parameters can finally be used for intra-operative navigation.

In the course of the planning, the relocated positions of bone segments serve as an input for the simulation of the resulting soft tissue deformation. Since bone and surrounding soft tissue share common boundaries that are either fixed or translocated, the resulting configuration of the entire tissue volume can be computed from the given boundary displacements by numerical minimization of the internal strain energy on basis of a biomechanical model, using a finite-element approach. In collaboration with different surgeons and hospitals more than 25 treatments have been accompanied by preoperative planning so far ranging from mandibular and midfacial hypoplasia to complex hemifacial microsomia. 13 of these cases are presented within this work. Simulation results were validated on the basis of photographs as well as of postoperative CT data, showing a good correlation between simulation and postoperative outcome. Further aspects of improving the modeling approach are discussed.

It has been demonstrated that 3D osteotomy planning on virtual patient models can be performed intuitively, and that 3D tissue deformation for cranio-maxillofacial osteotomy planning can be predicted numerically without using heuristic ratios. It can be stated that by using 3D planning software, a surgeon gains a better spatial understanding of complex dysplasia, and the 3D soft tissue prediction gives an additional criterion for the assessment of the planned strategy. It turned out that, especially in complex cases such as hemifacial microsomia or for decisions between mono- and bimaxillary advancements, a 3D planning aid is extremely helpful. The conclusion is, that images and animations created within the planning phase provide a valuable planning criterion for maxillofacial surgeons as well as a demonstrative information for patients and their relatives, thus greatly enhancing patient information, as well as surgical education. All data that result from the planning are also important for documentation and quality assurance. 3D osteotomy planning, including soft tissue prediction, likely will become a new paradigm of plastic and reconstructive surgery planning in the future. An assortment of results can be found under: www.zib.de/visual/medical/projects.

Index

- Abschattungseffekte, 84
Advancing Front, 105, 106
Alignierung, 268
Amira, 63, 83
Anfangsverschiebungen, 186
Anfangswertproblem, 170
Angle Klassifizierung, 13
Anisotropie, 178, 280
Anthropometrie, 122, 284
Artikulator, 17
Atlas, 3D, 285
- Bewegungsgleichung, 169
Biomechanik, 168
- CAS, 27
Computertomografie, 16
 postoperativ, 267
- Deformation, 169, 171
Deformationsarbeit, 185
Deformationsenergie, 185, 193
Dehnungen, 173
Delaunay-Triangulation, 105
Diagnose, 122
DICOM, 83, 159
Dihedralwinkel, 100
Distalbiss, 13
Distanzfeld, 110
Distraktion, 11, 289
Distraktionsosteogenese, 10
Divergenz, 185, 191
Dreiecksqualität, 99, 100
Dysgnathie, 1, 13, 222
Dysgnathieplanung, 288
- Dysmorphie, 1
Dysostose, 251
- Ebeneneinpassung, 125
Ebenenschnitte, 131
Eigenmodenanalyse, 285
Elastizitätsmodul, 176, 179
Elastizitätstensor, 177
Elastizitätstheorie, 168
Elastografie, 273
Elastographie, 183
Elastomechanik, 168
Elementqualität, 96, 99
Energiebilanz, 185
Energieminimum, 193
Expression cloning, 297
- Facial Action Coding*, 297
Facialisparese, 299
Fallstudien, 205
Feder-Masse Systeme, 170
Fehlbildungen
 kraniofaziale, 2, 7
Fehlerschätzer, 276
Feinsegmentierung, 85, 249
FEM, *siehe* Finite-Elemente-Methode
Fernröntgenaufnahme, 16
Finite Elemente, 190
Finite-Elemente-Methode, 64, 190
Formanalyse, 3D, 284
Formmodell, statistisches, 285
Frankfurter Horizontale, 125
Frankfurter Horizontalebene, 214
- Gantry Tilt*, 248

Index

- Gauß-Krümmung, 141
- Gesichtsform, 290
- Gesichtsmimik, 290
 - postoperative, 292
- Gesichtsmuskulatur, 292
- Gesichtsproportionen, 15, 127
- Gesichtssymmetrie, 123
- Gesichtstopografie, 35, 283
- Gewebeklassifikation, 87
- Gewebemodell
 - homogen, 270
 - inhomogen, 64, 272, 274
- Gewebeparameter
 - mechanische, 272
- Gittergenerierung, 102
- Gitterpunktplatzierung, 110
- Gitterqualität, 95, 99
- Gleichungssystem, 195
- Goldenhar-Syndrom, 248
- Gradient, 185, 191
- Grafiktablett, 139
- Grobsegmentierung, 84

- Hauptkrümmungen, 141
- Hauptspannung, mittlere, 175
- Hausdorff-Abstand, 268
- Hautschnitte, 40
- Hautspannungslinien, 183, 280
- Hexaedergitter, 104
- Histogenese, 12
- Hooke'sches Gesetz, 176
- Hounsfield Units*, 81

- ICP, 268
- Idealproportionen, 123
- Intensitätsprojektion, 126
- Iso-Oberflächen, 38, 63, 85
- Isotropie, 178
- Iterative Closest Points*, 154

- Kallus, 10
- Kallusdistraktion
 - bidirektional, 206, 252
 - unidirektional, 211
- Kaskade, 196, 276

- Kephalogramm, 16, 29
- Kephalometrie, 122
- Kephalometrie, 2D, 124, 126
- Kephalometrie, 3D, 53, 128, 286
- kephalometrische Analyse, 124, 252
- Kieferorthopädie, 156, 158
- Kinematik, 173
- Knochen
 - augmentation, 157, 216, 258
 - reduktion, 258
 - remodellierung, 158
 - schnitt, 64
 - schnittplanung, 121, 129
 - segmente, 152
 - umstellung, 152
 - umstellungsplanung, 121
 - verlagerung, 64
- Knotenplatzierung, 107
- Konditionszahl, 196
- Kontinuumsmechanik, 171
- Konvergenzverhalten, 196
- Koordinatensystem
 - kephalometrisches, 125, 214
- Kräfte, 173
- Kraissl-Linien, 280
- Kronecker-Delta, 179

- Längenmessungen, 126
- Lagerung, 195
- Lamé'sche Differentialgl., 185, 191
- Lamé-Konstanten, 179
- Landmarken
 - anatomische, 36
 - kephalometrische, 30
- Langer-Linien, 280
- Laserscanner, 255

- Magnetresonanztomografie, 82
- Mannigfaltigkeit, 2D, 89
- Marching Cubes*, 52, 89
- Materialgesetz, 176
- Materialmodell
 - Arruda-Boyce, 279
 - Mooney-Rivlin, 279

- Ogden, 279
- Saint-Venant–Kirchhoff, 179
- Medianebene, 124, 125, 214
- Medianfilterung, 249
- Mesialbiss, 13
- Metallartefakte, 87, 226, 242
- Mikrosomie, hemifaziale, 12, 247
- Mimiksimulation, 54, 291
- Mimiksynthese, 297
- Minimalfläche, 142
- Mittelgesichts
 - distraktion, 239, 243
 - hypoplasie, 235
- mittlere Krümmung, 142
- MRT, 82
- Muskel
 - anatomie, 291
 - kontraktion, 293
 - modell, 291, 295
- Muskelfaser, 280
- Myotomie, 253

- Navigation, 159
- Neurokranium, 267
- Nichtlinearität, 278
 - geometrische, 173, 278
 - physikalische, 181, 279
- Normalausprägung, 284
- Normalspannungen, 174, 186

- Oberflächen
 - modelle, 89
 - optimierung, 96
 - rekonstruktion, 88
 - simplifizierung, 64, 229
 - vergrößerung, 90
- Oberflächenpfade, 135
- Oberkiefer
 - osteotomie, 150
 - vorverlagerung, 220, 224, 230
- Ohr-Epithese, 254
- Okklusion, dentale, 1, 5, 13, 221, 240
- Okklusionsanalyse, 227
- Okklusionseinstellung, 154, 217

- Operationsplanung, 15, 19
- orthognath, 13
- Orthopantomogramm, 16, 126
- Osteodistraction, *siehe* Distraction
- Osteogenese, 10
- Osteosynthese, 1, 9, 18
- Osteosyntheseplanung, 158, 289
- Osteotomie, 1, 6
 - Le Fort-I, 6, 238
 - Le Fort-III, 7
 - Oberkiefer, 6
 - Unterkiefer, 8
- Osteotomieplanung, 121, 129

- Partialvolumeneffekt, 63, 84, 233
- Patientenaufklärung, 65, 225, 256
- PCA, 285
- Planung
 - computergestützte, 28, 33, 35, 36
 - dreidimensionale, 17, 19
 - kieferchirurgische, 17
 - kieferorthopädische, 286
 - netzverteilte, 260, 300
 - zeichnerische, 16, 28
- Planungsmodelle, 80
- Planungssysteme, 2D, 32
- Planungssysteme, 3D, 37, 62, 65
- Poisson-Zahl, 179, 270
- Prädiktionsgüte, 271, 275
- Profilanalyse, 3D, 231
- Profilfotografie, 30
- Profilprognose, 32, 288
- Progenie, 13, 217
- Prognathie
 - mandibuläre, 13
 - maxilläre, 13
- Protrusion
 - mandibulären, 4

- Querkontraktion, 176, 270

- Röntgen-Computertomografie, 80
- Röntgenkephalometrie, 123
- Radiografie, 16
- Randbedingungen, 188

Index

- Cauchy, 188
- Dirichlet, 186, 188
 - natürliche, 186
 - Neumann, 186, 188
 - wesentliche, 186
- Randwertproblem, 186, 192
- Rapid Prototyping, 17
- RCT, 81
- Referenzpunkte
 - anatomische, 124
 - anthropologische, 124
 - kephalometrische, 124, 286
- Regelfläche, 140
- Regelokklusion, 14
- Regelverzahnung, 14
- Regression, orthonormale, 126
- Retrognathie, 13
 - maxilläre, 217
- Retrusion
 - maxilläre, 4, 241
- Risikostrukturen, 64, 145

- sagittale Spaltung, 150, 227
- Schädelfrakturen, 4
 - Le Fort, 5
- Schädelmodelle, 79
- Scherspannungen, 174
- Scherungen, 173
- Schichtabstand, 82
- Schichtdicke, 83
- Schnitt
 - bewertung, 145
 - flächen, 139
 - konturen, 139
 - modellierung, 133
 - pfad, 137
 - planung, 135
- Segmentierung, 83
- Segmentierungsektor, 86
- Segmentierungsschwelle, 84
- Sella-Punkt, 124
- Simplifizierung, 90
- Simulationsvorgaben, 189
- Spannung, 174
- Spannungs-Verzerrungskennlinie, 176
- Spannungsellipsoid, 175
- Spannungskomponenten, 174
- Spannungstensor, 175, 179
- Steifigkeitsmatrix, 194
- Stereo-Visualisierung, 225
- Stereolithografie, 17
- Strain*, 172
- Streifenlichtscanner, 255
- Stress*, 174
- Streudateninterpolation, 108
- Strukturelemente, 80, 190
- Strukturmechanik, 64
- Symmetrie, bilaterale, 123
- Symmetriebewertung, 214

- Tetraedergitter, 104, 186, 273
- Tetraederqualität, 100
- Texturen, fotografische, 255
- Texturprojektion, 146
- Topologie, 89
- Trajektorie, 142
- Transformation, 153
- Truth Cube*, 282
- Typodont, virtueller, 287

- Umstellungsosteotomie, 153
 - bimaxilläre, 217, 222, 230, 232
- Umstellungsplanung, 156
- Unterkiefer
 - asymmetrie, 212
 - hypoplasie, 205, 248
 - modell, 285
 - osteotomie, 150
 - rückverlagerung, 220, 224, 230
 - rotation, 127, 223

- Validierung, 65, 266, 282
- Variationsaufgabe, 192
- Verfeinerung, lokal adaptive, 276
- Verlaufskontrolle, postoperativ, 283
- Verschiebungen, 171
- Verschiebungsansatz, 194
- Verschiebungsfeld, 188
- Verschiebungsgradient, 172

- Verschiebungsvektor, 188
- Verzerrung, 172
- Verzerrungsanteile, 173
- Verzerrungstensor, 179
 - Cauchy'scher, 172
 - Green'scher, 172
- Videokonferenz, 301
- Volumen
 - änderung, 180
 - dehnung, 180
 - erhaltung, 270
 - gitter, 90
- Vorkonditionierung, 196
- vulnerable Strukturen, 121

- Weichgewebe
 - deformation, 181
 - elast. Eigenschaften, 183
 - gitter, 233, 242
 - mech. Eigenschaften, 180
 - modell, 79, 182
 - modellierung, 168
 - prädiktion, 20, 63, 167, 228, 244
 - simulation, 65, 167, 186, 224, 239
- Weichteilprofil, 31
- Winkelmessungen, 126
- Wundöffnung, 40, 280
- Wundverschluss, 40

- Zahnbewegung, 158
- Zahnverlagerung, 286