

# 3D Osteotomieplanung in der MKG-Chirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung

Stefan Zachow, Evgeny Gladilin,\* Hans-Florian Zeilhofer, Robert Sader †

\*Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB)

URL: <http://www.zib.de/visual/projects/cas>

†Klinik und Poliklinik für MKG Chirurgie der TU München

In dieser Arbeit werden zwei klinisch relevante Fälle aus dem Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie vorgestellt, bei denen ein komplexer Eingriff präoperativ am computergrafischen 3D Modell geplant wurde. Zum Einen wird die chirurgische Korrektur eines fehlgebildeten Unterkiefers mittels der Technik der Kallusdistraction geplant, und zum Anderen eine bimaxilläre Operation mit einer hohen Le Fort I Osteotomie des Oberkiefers nach Bell sowie einer sagittalen Spaltung beidseits des Unterkiefers nach Obwegeser-Dal Pont. In beiden Fällen lag der Schwerpunkt der Untersuchungen auf der Simulation der resultierenden Weichgewebeerlagerung als zusätzliches Planungskriterium für die Bewertung des postoperativen Erscheinungsbildes. Aus der Bearbeitung dieser Fälle wurde ein Konzept für ein integriertes 3D Planungssystem abgeleitet, das sich am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) in Kooperation mit der Klinik und Poliklinik für MKG-Chirurgie der TU München in der Entwicklung befindet.

## 1 Vorbetrachtung

Die Planung komplexer Umstellungsosteotomien bzw. Distractionsosteogenesen erfordert vom Operateur ein großes Maß an Erfahrung, um eine optimale Rehabilitation zu erzielen. Die Verwendung von Gipsabdrücken und Kunststoffmodellen in Kombination mit Artikulatoren ist dabei zurzeit eine etablierte aber auch kostspielige Planungsmethode. Die Berücksichtigung optimaler Zugangswege bzw. der aus der Operation resultierenden Weichgewebeerlagerung ist, aufgrund mangelnder Planungshilfen, in der Regel jedoch noch nicht möglich. Techniken der 2D Profilanalyse mit Hilfe lateraler Kephelogramme und Videoüberlagerung bieten zwar ein zusätzliches Planungskriterium, doch die räumliche Anordnung weichgewebiger Strukturen und somit das postoperative Gesamterscheinungsbild, erschließt sich dem Arzt dadurch nicht. Gefordert ist ein kostengünstiges, schnelles und erweiterbares computergestütztes Verfahren, mit dem verschiedene Vorgehensweisen unter Bereitstellung aller technisch möglichen Hilfsmittel - so auch der 3D Weichgewebeerhersage - geplant werden können.

## 2 Stand der Forschung

Seit Mitte bis Ende der 80'er Jahre beschäftigt man sich in der Forschung mit der computer-gestützten Planung chirurgischer Eingriffe unter Berücksichtigung der resultierenden Anordnung weichgewebiger Strukturen. Erste Ansätze dazu basieren auf der Simulation der Hautoberfläche [La86, De88, Pi91]. Yasuda sowie Altobelli stellten Anfang der 90'er Jahre erstmals 3D Planungswerkzeuge vor, mit denen Knochenumstellungen geplant und die jeweilige Weichgewebearrangung prognostiziert werden konnten [Ya90, Al93]. In den darauf folgenden Jahren haben sich einige Forschergruppen diesem Thema angenommen und unterschiedliche Ansätze zur Chirurgieplanung unter Berücksichtigung der Weichgewebedeformation vorgestellt [Ke96, Sp98, Za98, Ma98, Ko99]. Ein integriertes 3D Planungssystem, das *alle wesentlichen* Anforderungen der chirurgischen Planung an einen intuitiven, klinischen Einsatz erfüllt, gibt es derzeit nach unserem Wissensstand noch nicht. Die Kombination der aktuellen Forschungsergebnisse würde diesem Ziel jedoch bereits sehr nahe kommen [TGG00, Sc00, Ev00, Be00, Za00, Ha00].

Am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) erfolgt derzeit die Analyse der chirurgischen Anforderungen an eine computergestützte 3D Planung für die MKG-Chirurgie sowie die Schaffung eines integrierten Planungssystems auf Basis der 3D Modellierungs- und Visualisierungsplattform Amira [St01].

## 3 Material und Methoden

Eine 3D Planung erfordert dreidimensionale Modelle und Verfahren, um an diesen Modellen Messungen oder chirurgische Manipulationen vornehmen zu können. Die Planung soll dabei direkt vom Chirurgen auf einfache, interaktive Art und Weise durchgeführt werden können. Für typische Anwendungen in der MKG-Chirurgie ergeben sich dabei die folgenden Anforderungen:

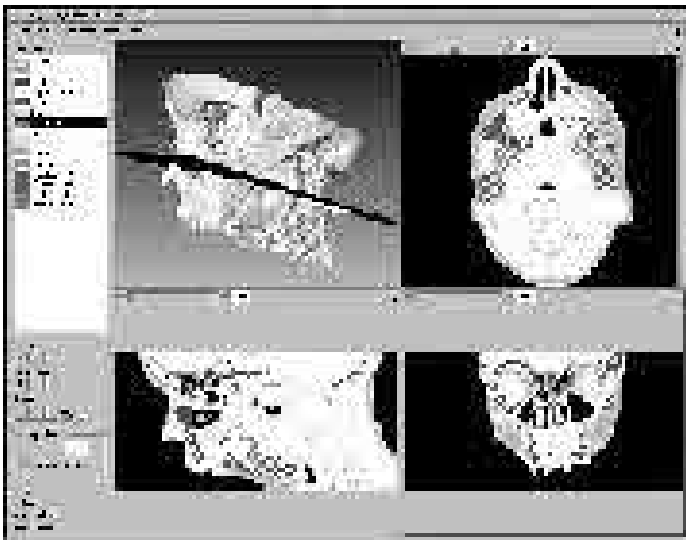
- Kephalometrische Messungen müssen, unter Nutzung spezieller Messwerkzeuge, am 3D Modell vorgenommen werden können [Cu86, Be00, Br00],
- Osteotomielinien müssen sich intuitiv und unter Bereitstellung spezieller Planungshilfen am 3D Modell definieren lassen,
- knöcherne Strukturen müssen sich separieren und anschließend frei und quantifizierbar transformieren lassen,
- Bohrungen bzw. Säge oder Hobelvorgänge müssen sich, unter Berücksichtigung einer Materialreduktion, am Modell durchführen lassen,
- 3D Implantatmodelle (Schrauben, Miniplatten, Distraktoren) müssen sich auswählen und unter Berücksichtigung des Knochenangebotes am Modell platzieren und fixieren lassen [Za99, Bu00] und
- die Bestimmung optimaler Zugangswege sowie die Prognose des aus einer Knochenumstellung zu erwartenden postoperativen Erscheinungsbildes sollen im Rahmen der Planung Berücksichtigung finden.

Für die Entwicklung eines integrierten Planungssystems lassen sich somit drei Schwerpunkte definieren:

- Modellierung:** Schaffung eines anatomisch korrekten Patientenmodells, das allen Anforderungen der Planung und Simulation gerecht wird
- Planung:** Bereitstellung neuer, geeigneter Hilfsmittel zur effizienten Planung des chirurgischen Eingriffs
- Simulation:** Vorhersage der durch den geplanten Eingriff hervorgerufenen Weichgewebeanordnung sowie der resultierenden Mimik

### 3.1 Modellgenerierung

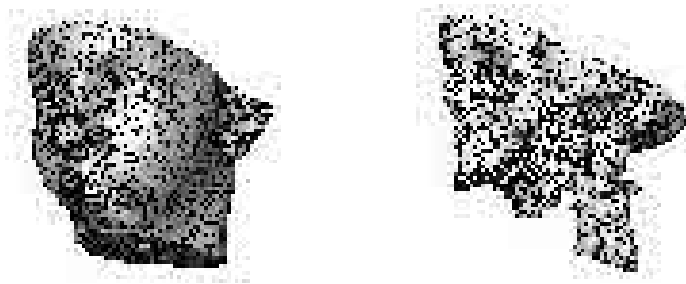
Eine *exakte* 3D Rekonstruktion aus tomografischen Daten erfordert zurzeit immer noch eine überwiegend manuelle Gewebeklassifikation zur korrekten Segmentierung des Datenvolumens in einzelne anatomische Strukturen. Insbesondere Bereiche in der Orbitagegend sowie Foramina werden bei einer automatischen Segmentierung aufgrund des Partialvolumeneffektes oft nicht korrekt rekonstruiert – ganz zu schweigen von Nerven und Blutgefäßen, die für die Planung von Bedeutung sind. Bildstörungen durch sogenannte Metallartefakte erschweren den Segmentierungsprozess zusätzlich. Eine entsprechende Feinsegmentierung ist vorzugsweise von medizinischen Fachkräften mit radiologischen Kenntnissen durchzuführen. Geeignete Werkzeuge zur 2D/3D Segmentierung sind in Amira verfügbar [SZH98] (Abb. 1).



**Abbildung 1:** Segmentierung in drei Ansichten mit Amira

Nach der Klassifikation erfolgt die automatische Rekonstruktion eines anatomisch korrekten Oberflächenmodells mit allen Gewebegrenzen. Das resultierende Modell ist mit

Subvoxelgenauigkeit aufgelöst und lässt sich im Anschluss - ebenfalls vollautomatisch - vergrößern, wobei die Vergrößerungsbereiche und deren maximal zulässige Auflösung interaktiv vorgegeben werden können. Die Vergrößerung hat dabei einzig den Zweck, eine interaktive Manipulation im Rahmen der Planung auf leistungsschwachen Rechnern zu ermöglichen sowie die Berechnungsdauer der numerischen Weichgewebesimulation zu reduzieren. Aus dem adaptiv vergrößerten Oberflächenmodell wird anschließend automatisch ein Tetraedergittermodell erzeugt. Oberflächen- und Gittermodell bilden die Basis für alle weiteren Schritte der Planung (Abb. 2).



**Abbildung 2:** Modell mit lokal adaptiver Auflösung für die Planung

### 3.2 Diagnose und Planung

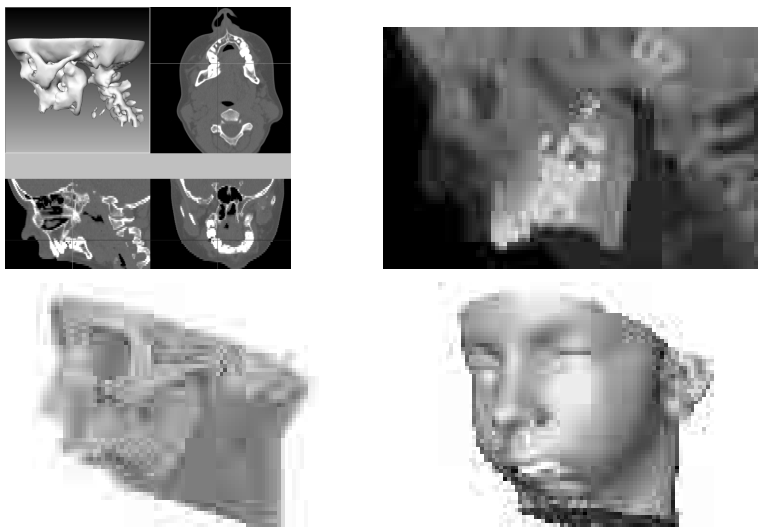
Mit geeigneten Visualisierungstechniken ist eine vielseitige Interpretation der Bilddaten zur ersten Bewertung und Diagnose möglich. Dazu gehören die Darstellung: der Projektionsansichten (ggf. in Kombination mit dem 3D Modell); der aus den CT-Daten simulierten Fernröntgenansicht mit Hilfe der sogenannten *maximum intensity projection* (MIP); der Gewebeparameter mittels *volume rendering* sowie des aus den Daten rekonstruierten Oberflächenmodells (siehe Abb. 3).

Die Planung selbst unterteilt sich in drei wesentliche Abschnitte: 1) Kephalemtrische Analyse, 2) Planung der Osteotomie und 3) Umstellungsplanung. Als zusätzliches Planungskriterium ist eine vollständige 3D Weichgewebeproggnose in hoher Darstellungsqualität gefordert. Die Möglichkeit der Simulation der postoperativen Gesichtsmimik wird ebenfalls am ZIB untersucht.

#### 3D Kephalemtrie

Für die quantitative Bewertung der Fehlstellungen sind kieferorthopädische Vorgaben zur Vermessung des dreidimensionalen Modells zu berücksichtigen. Dazu gehören u.a.:

- Symmetrieanalyse zur Erkennung und Bewertung von Fehlstellungen
- Okklusions- und Profilanalyse
- Quantifizierung von Kenngrößen – Vergleich mit Referenzwerten [Cu86, Br00]
- Übertragung der 2D Kephalemtrie auf 3D [Be00]



**Abbildung 3:** Darstellungsmöglichkeiten: (oben links) CT-Daten in drei Ansichten, (oben rechts) *Maximum Intensity Projection*, (unten links) *Volume Rendering*, (unten rechts) Oberflächenmodell

Für eine computergestützte 3D Kephalemtrie müssen geeignete Werkzeuge und grafische Hilfsmittel geschaffen und in das Planungssystem integriert werden (z.B. Darstellung von Referenzgrößen und -ebenen (Medianebene, Frankfurter Horizontale usw.) sowie Möglichkeiten der Längen- und Winkelmessung in 3D (Projektion, euklidische und geodätische Abstände). Einfache Längen-, Abstands- und Dickemessungen sind bereits implementiert. Weiterhin gilt es, bewährte 2D kephalometrische Messpunkte um charakteristische Messpunkte am 3D Modell zu erweitern, um so zu einer neuen, dreidimensionalen kephalometrischen Analyse zu finden.

### Osteotomieplanung

Aus der Kenntnis der Lageanomalien bzw. der Korrekturparameter ergeben sich u.a. folgende Anforderungen für die computergestützte 3D Osteotomieplanung:

- Anzeichnen von Osteotomielinien am Oberflächenmodell des Knochens
- Freies Schneiden/Spalten mit 'virtuellen' Instrumenten
- Berücksichtigung vulnerabler Strukturen (Nerven, Blutgefäße)

### Umstellungsplanung

Für die Umstellung separierter Knochenteile sind ebenfalls die Korrekturwerte aus der kephalometrischen Analyse erforderlich. Individuelle Knochenteile müssen sich entweder direkt (interaktiv und frei) repositionieren lassen oder indirekt durch Angabe der Transformationsparameter. Die Differenz zur Ausgangsposition muss dabei jederzeit ermittelt werden können (Translationsvektoren und Rotationswinkel). Beide Varianten sind bereits

im aktuellen Planungssystem implementiert. Zusätzlich ist es denkbar, die aus der Kephalometrie resultierenden Parameter in Relation zu Referenz- oder Normalwerten zu setzen [Br00] und darüber, z.B. mittels einer statistischen Analyse, eine automatische Lagekorrektur bei den osteotomierten Strukturen vornehmen zu lassen.

- Berücksichtigung der Vorgaben aus der kephalometrischen Analyse
- Transformation separierter Knochenteile mit exakter Winkel und Längenvorgabe
- Bereitstellung der Transformationsparameter zur intraoperativen Nutzung

Von der Umstellungsplanung muss jederzeit wieder zur kephalometrischen Untersuchung zurückgekehrt werden können und umgekehrt, um die aktuellen Lagebeziehungen am Modell zu überprüfen und sukzessive zu optimieren.

### 3.3 Weichgewebesimulation

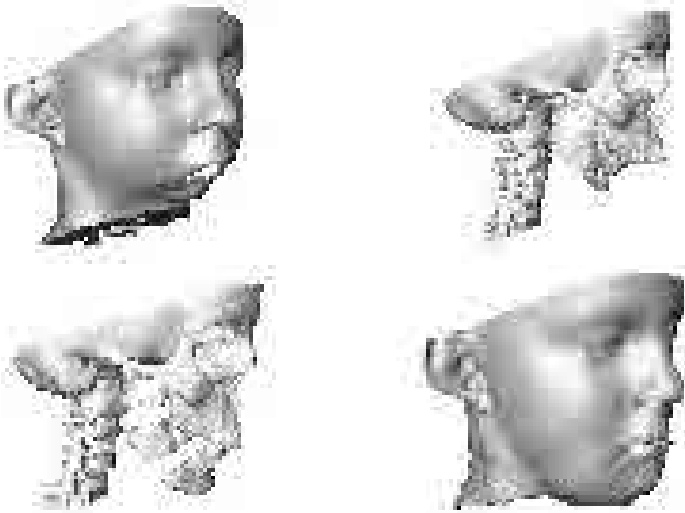
Die Prognose der räumlichen Anordnung weichgewebiger Strukturen bietet dem planenden Arzt ein zusätzliches, wichtiges Kriterium zur Bewertung der Knochenumstellungen im Hinblick auf das postoperative Erscheinungsbild des Patienten. Im Rahmen der Planung lassen sich zwei verschiedene Simulationsmodi berücksichtigen: 1) interaktive Deformation umliegender weichgewebiger Strukturen mit einfachen Deformationsmodellen und 2) genauestmögliche, physikalisch basierte Deformationsberechnung mit Hilfe eines biomechanischen Modells, materialspezifischen Parametern (Poissonzahl  $\nu \in [0.3, 0.49]$ , Elastizitätsmodul  $E \in [40, 150] \text{ kPa}$ ) und einer FEM-Approximation. Letzteres wurde in das Planungssystem integriert und erlaubt die Simulation der Weichgewebeverlagerung mit einer Berechnungsdauer zwischen 30 s und 3 min, je nach Anzahl der Gitterelemente (100.000 – 500.000 Tetraeder) [GI01].

- Applikation der Transformationsparameter sowie aller wirkenden Randbedingungen auf das Gittermodell
- Finite-Elemente Simulation der Weichgewebedeformation auf Basis der Elastizitätstheorie unter Berücksichtigung von Literaturwerten für die mechanischen Eigenschaften von biologischem Gewebe [Re89, Du90, Fu93]
- Visualisierung des Simulationsergebnisses

Nach Bewertung des Simulationsergebnisses muss ebenfalls wieder in die Umstellungsplanung zurückgekehrt werden können, um etwaige Lagekorrekturen vorzunehmen.

## 4 Ergebnisse

Mit dem verfügbaren Planungssystem ist es bereits möglich die wesentlichen Schritte aus den vorab genannten Anforderungen durchzuführen. Für zwei exemplarische Fälle wurden Patientenmodelle aus CT-Daten rekonstruiert, eine Umstellungsplanung durchgeführt und die Weichgewebedeformation simuliert.



**Abbildung 4:** 3D Planung einer Distraktionsosteogenese: (oben) Präoperative Situation, (unten links) Planung der Kallusdistraktion, (unten rechts) Prognostizierte Weichgewebeanordnung.

Im ersten Fall (Abb. 4) wurde eine zweistufige Kallusdistraktion geplant, bei der die aufsteigenden Kieferäste (Rami mandibulae) horizontal und der vordere Unterkieferbereich (Corpus mandibulae) auf beiden Seiten vertikal durchtrennt wurden. Die simulierte Schnittführung entspricht *nicht* den exakten chirurgischen Vorgaben und der Nervus Mandibularis wurde *nicht* in der Planung berücksichtigt, da der Schwerpunkt der Untersuchung auf der Knochenumstellung und der daraus resultierenden Weichgewebeanordnung lag.

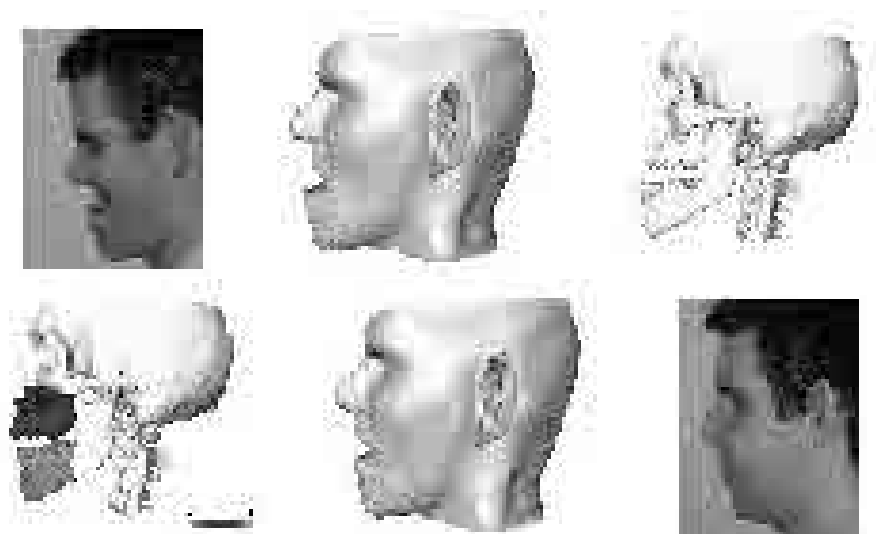
**Tabelle 1:** Distraktionsvektoren und -winkel aller repositionierten Teile

Knochenteil		Translation in mm (LR/PA/KK)			Rotationsachse (LR/PA/KK)			Winkel in °
Ramus	rechts	1,50	-3,13	4,88	-0,93	0,02	0,34	2,24
	links	0,02	-0,52	1,34	-1,00	-0,07	0,00	0,48
Corpus	rechts	2,48	-8,19	16,99	-1,00	0,02	0,07	14,47
	links	3,77	-2,65	23,92	-1,00	-0,08	-0,01	21,04
	front	-6,22	1,97	33,84	-1,00	0,06	-0,14	29,99

Die chirurgischen Vorgaben für die Distraktionsvektoren lagen bei: vertikal 3 cm, da derzeit keine längeren Distraktoren auf dem Markt verfügbar waren, und horizontal 2 cm. Diese, ursprünglich aus der Planung am Kunststoffmodell ermittelten, Vorgaben wurden auf das Modell appliziert und hinsichtlich der prognostizierten Weichgewebeverlagerung bewertet. Der maximale vertikale Vorschub beträgt in der Simulation 3,4 cm und der horizontale Vorschub 0,9 cm. Die genauen Transformationsparameter der einzelnen Kno-

chenfragmente sind in Tabelle 1 aufgeführt. Die Achsenbezeichnungen des Referenzkoordinatensystems ergeben sich aus den Körperschnitten: x) Coronalebene: Links-Rechts, y) Sagittalebene: Posterior-Anterior und z) Transversalebene: Kranial-Kaudal. Der Ursprung liegt im Modellzentrum.

Im zweiten Fall (Abb. 5) wurde eine bimaxilläre Operation mit einer hohen Le Fort I Osteotomie des Oberkiefers nach Bell und einer sagittalen Spaltung beidseits des Unterkiefers nach Obwegeser-Dal Pont geplant, wobei die korrekte chirurgische Vorgehensweise sowie der Nervus Mandibularis und der Nervus Infraorbitalis Berücksichtigung fanden.



**Abbildung 5:** 3D Planung einer bimaxillären Osteotomie: (oben) Präoperative Situation, (unten links) Simulation einer hohen Le Fort I-Osteotomie sowie einer beidseitigen sagittalen Spaltung, (unten mitte) Prognostizierte Weichgewebeanordnung.

Die chirurgischen Vorgaben für die Umstellung waren: Vorverlagerung der Maxilla um 1 cm und Rückverlagerung der Mandibula um 1,2 cm. Auch hier ergab sich durch die Darstellung der prognostizierten Weichgewebeanordnung eine Korrektur der Vorverlagerung. Der Einfluss auf die Nasen- und Wangenform führte zu einer Reduktion auf nur 7 mm. Die Rückverlagerung betrug in der Simulation 1 cm. Interessant ist die Auswirkung der Umstellung auf die Form der Nase.

## 5 Bewertung und Ausblick

Eine Überprüfung der tatsächlich in der Operation vorgenommenen Korrektur sowie die Validierung der Simulationsergebnisse konnten bislang noch nicht erfolgen. Die Verfügbarkeit von postoperativen CT-Daten würde es ermöglichen, die von der Osteotomie nicht betroffenen Schädelbereiche aufeinander abzubilden (alignieren) und die chirurgische Knochenumstellung exakt zu quantifizieren. Aufgrund der zweistufigen Vorgehensweise im



Fall der Kallusdistraction steht demnächst evtl. eine Folgeoperation an, so dass über die dazu erforderlichen präoperativen CT-Daten der Ist-Zustand ermittelt und mit der Simulation nicht nur qualitativ sondern auch quantitativ verglichen werden kann. Durch diesen Vergleich kann zum Einen die Simulationsgüte bewertet, zum Anderen aber auch das zu Grunde liegende biomechanische Modell über die inverse Bestimmung der Elastizitätsparameter optimiert werden.

Als zusätzliches Planungskriterium erscheint die Weichgewebivorhersage mit einer maximalen Simulationsdauer von nur wenigen Minuten, bei einer Gesamtplanungsdauer von 15–20 Minuten sowie einer Modellierungsdauer von einigen Stunden, zeitlich absolut vertretbar. Für die Simulation ist lediglich der zusätzliche (automatisierte) Arbeitsschritt der Generierung des Tetraedergitters erforderlich. Die Prognose von Gesichtsmimiken (Lächeln, Lachen) durch Simulation der Aktivitäten entsprechender (auch verlagertes) Muskelgruppen im postoperativen Zustand ist ebenfalls Bestandteil unserer Untersuchungen und lässt sich mit dem Planungsmodell bei entsprechender Segmentierung ohne Weiteres vornehmen.

## Literatur

- [Al93] Altobelli, D.E. ; Kikinis, R. ; Mulliken, J.B. et al.: *Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery*. Journal Plast Reconstr Surg Sep 92(4), S. 576–585, discussion 586–587 (1993)
- [Be00] Bettega, G. ; Payan, Y. ; Mollard, B. et al.: *A simulator for maxillofacial surgery integrating 3D cephalometry and orthodontia*. Journal Comp Aid Surg 5(3), S. 156–165 (2000)
- [Br00] Brief, J. ; Hassfeld, S. ; Däuber, S. et al.: *3D Norm Data: The first step towards Semiautomatic Virtual Craniofacial Surgery*. Journal Comp Aid Surg 5(3), S. 353–358 (2000)
- [Bu00] Burghart, C.R. ; Neukirch, K. ; Hassfeld, S. et al.: *Computer Aided Planning Device for Preoperative Bending of Osteosynthesis Plates*. In: Westwood, J.D. et al. (eds.) *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR)*, S. 46–52 (2000)
- [Cu86] Cutting, C. ; Bookstein, F.L. ; Grayson, B. 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)
- [De88] Deng, X.Q.: *A Finite Element Analysis of Surgery of the Human Facial Tissues*. Ph.D. thesis, Columbia University (1988)
- [Du90] Duck, F.A.: *Physical Properties of Tissue – A Comprehensive Reference Book*. Academic Press, Kap. 5, S. 151 ff. (1990)
- [Ev00] Everett, P.C. ; Seldin, E.B. ; Troulis, M. et al.: *A 3-D System for Planning and Simulating Minimally-Invasive Distraction Osteogenesis of the Facial Skeleton*. In: Delp, S.L. et al. (eds.) *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, S. 1029–1039 (2000)
- [Fu93] Fung, Y.C.: *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd edition, Springer (1993)
- [Gl01] Gladilin, E. ; Zachow, S. ; Deuffhard, P. ; Hege, H.-C.: *Validation of a Linear Elastic Model for Soft Tissue Prediction in Craniofacial Surgery*. SPIE Medical Imaging, San Diego (2001)
- [Ha00] Hassfeld, S.: *Rechnerunterstützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Quintessenz (2000)

- [Ke96] Keeve, E.: *Visualisierungs- und Simulationsverfahren zur interaktiven Planung kraniofazialer Korrekturoperationen*, Dissertation, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (1996)
- [Ko99] Koch, R.M. ; Roth, S.H.M. ; Gross, M.H. et al.: *A Framework for Facial Surgery Simulation*. Technical Report #326, ETHZ, Switzerland (1999)
- [La86] Larrabee, W.F.: *A finite element model of skin deformation: I.-III.* Laryngoscope, 96, S. 399–4419 (1986)
- [Ma98] Maurel, W. ; Wu, Y. ; Magnenat Thalmann, N. ; Thalmann, D.: *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*. Esprit Basic Research Series, Springer (1998)
- [Pi91] Pieper, S.: *CAPS: Computer Aided Plastic Surgery*. Ph.D. thesis, Massachusetts Institute of Technology (1991)
- [Re89] Reihnsner, R.: *Biomechanische Eigenschaften des kollagenen Bindegewebes*. In: Mallinger, R. ; Neumüller, J.: *Das kollagene Bindegewebe*, Maudrich, W. (Hrsg.), S. 30–41 (1989)
- [Sc00] Schutyser, F. ; Van Cleynenbreugel, J. ; Ferrant, M. et al.: *Image-Based 3D Planning of Maxillofacial Distraction Procedures Including Soft Tissue Implications*. In: Delp, S.L. et al. (eds.) *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, S. 999–1007 (2000)
- [Sp98] Spiegel, A.: *Mathematische Modellierung von menschlichem Gewebe zur präoperativen Planung in der Chirurgie*, Dissertation, Technische Universität München (1998)
- [St01] Stalling, D. ; Hege, H.C. ; Zöckler, M. et al.: *Amira - An Advanced 3D Visualization and Modeling System*, URL: <http://amira.zib.de>.
- [SZH98] Stalling, D. ; Zöckler, M. ; Hege, H.-C.: *Interactive Segmentation of 3D Medical Images with Subvoxel Accuracy*. In: Lemke, H.U. et al. (eds.), *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, S. 137–142 (1998)
- [TGG00] Teschner, M. ; Girod, S. ; Girod, B.: *Interactive Simulation Environment for Craniofacial Surgery Planning*. In: Lemke, H.U. et al. (eds.): *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, S. 47–52 (2000)
- [Ya90] Yasuda, T. ; Hashimoto, Y. ; Yokoi, S. ; Toriwaki, J.-J.: *Computer System for Craniofacial Surgical Planning Based on CT Images*. *IEEE Trans Med Imag* 9(3), S. 270–280 (1990)
- [Za98] Zachow, S.: *Modellierung von Weichgewebe - Simulation von Deformation und Destruktion: Neue Möglichkeiten in der computergestützten Chirurgie*. Medizinische Informatik und Bioinformatik, Shaker Verlag, Aachen (1998)
- [Za99] Zachow, S. ; Lueth, T.C. ; Stalling, D. et al.: *Optimized Arrangement of Osseointegrated Implants: A Surgical Planning System for the Fixation of Facial Protheses*. In: Lemke, H.U. et al. (eds.): *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, S. 942–946 (1999)
- [Za00] Zachow, S. ; Gladilin, E. ; Hege, H.-C. ; Deuffhard, P.: *Finite-Element Simulation of Soft Tissue Deformation*. In: Lemke, H.U. et al. (eds.): *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, S. 23–28 (2000)