

Modellierung von Gewebestrukturen und Simulation risikominimierender chirurgischer Eingriffe

O. Burgert, T. Salb, R. Dillmann

Lehrstuhl Professor Dillmann
Universität Karlsruhe (TH)
Fakultät für Informatik
Geb. 07.21 (Technologiefabrik)
D-76128 Karlsruhe
{burgert, salb, dillmann}@ira.uka.de

Abstract: Im Rahmen des Teilprojekts Q5 des Sonderforschungsbereichs 414 „Rechner- und Sensorgestützte Chirurgie“ werden einerseits die Modellierung von stark deformierbaren Gewebestrukturen (Weichgewebe) zur risikominimierenden Simulation von Eingriffen und andererseits die Unterstützung der intraoperativen Umsetzung geplanter chirurgischer Vorgänge untersucht. Anwendungsbereich für diese Methoden ist die kranio-maxillo-faziale Chirurgie, medizinischer Partner der Arbeiten ist die Kopfklinik der Universität Heidelberg.

1 Einführung

Im Bereich der Modellierung und Simulation chirurgischer Eingriffe werden hierzu zunächst Symmetriebetrachtungen an den relevanten Knochen- und Weichteilstrukturen durchgeführt. Hierbei wird erkannt, in wie weit optisch erkennbare Deformationen des menschlichen Gesichts auf Knochen- oder Weichgewebsdefekte zurückzuführen sind. Das System schlägt daraufhin geeignete Knochen- bzw. Weichgewebsimplantatformen vor. Sollte eine Unsymmetrie auf Grund einer Verschiebung des Unterkiefers entstanden sein, kann mit Hilfe einer virtuellen Distraction ein ästhetischer und funktionaler Rekonstruktionsprozess vorbereitet werden. Die Ergebnisse dieser beiden Simulationen fließen ein in eine Finite-Elemente-Simulation des Weichgewebsverhaltens des menschlichen Gesichts. Hiermit wird das optische Erscheinungsbild des Patienten simuliert. Schnellere Weichgewebsmodelle, basierend auf nodalen Netzen, sollen die FEM ergänzen, um eine echtzeitfähige Interaktion mit dem Modell zu erlauben. Zur Minimierung operativer Risiken wird die Modellierung um ein Risikomodell ergänzt, welches aus der Superposition einer isotropen, gewebespezifischen und einer anisotropen, von der Richtung des geplanten chirurgischen Eingriffs abhängigen Komponente besteht. Um für eine angemessene Übertragung der Planungs- und Simulationsergebnisse bei der Ausführung der Operation zu sorgen und auch bei diesem Schritt Risiken zu minimieren, wurde eine Komponente zur intraoperativen Präsentation medizinischer Daten erstellt. Unter Verwendung einer Durchsichtbrille können

präoperativ erzielte Ergebnisse in der Brille visualisiert und mit dem Patienten im Operationssaal überlagert werden.

2 Stand der Forschung

Auf Grund des integrierenden Charakters dieses Projekts lässt sich der Stand der Forschung am besten auf die jeweiligen Teildisziplinen aufteilen:

Symmetriebetrachtungen von Knochenstrukturen sind ein anerkanntes Mittel, um Prothesen für halbseitig geschädigte Patienten zu erstellen. Zu nennen sind hier Arbeiten im Hüft-Becken-Bereich und bei der Rekonstruktion des Unterkiefers, beispielsweise beim VRASP / ANALYZE-System der Myao-Klinik, USA [RC01]. Symmetriebetrachtungen, welche das Weichgewebe mit einbeziehen, sind bisher nur auf Basis der umgebenden Oberfläche (Hautoberfläche) durchgeführt worden, innere Strukturen wie Muskeln und Fettgewebe wurden dabei nicht berücksichtigt. In allen Fällen werden nur die Oberflächeninformationen und nicht der gesamte Volumendatensatz in Betracht gezogen, was die chirurgische Umsetzbarkeit, insbesondere bei Weichgewebsoperationen, gefährden kann.

Distraction ist inzwischen eine medizinisch etablierte Methode zur gezielten und schonenden Knochenverlagerung geworden. Zwar können die bekannten Systeme zur Osteothomie, z.B. das bei caesar, Köln entwickelte JULIUS [Ze01], FACE der ETH Zürich [Ko99] oder des Konrad-Zuse-Zentrums Berlin [Gl01] prinzipiell Knochenverschiebungen, und damit auch eine Distraction, nachbilden, allerdings wird die für die Planung wichtige Platzierung und Ausrichtung des Distraktors, verbunden mit der Elongation des Knochens, nicht betrachtet.

Die Modellierung und Simulation von deformierbaren Strukturen ist ein in der Informatik seit geraumer Zeit bearbeitetes Gebiet. Bei der Simulation von Weichgewebe haben wir es mit stark deformierbaren, nicht-linear elastischen Materialien zu tun. Diese Materialien lassen sich mittels der Finite-Elemente-Methode (FEM) [Sc00] oder auch mit Nodalen Netzen [De96] darstellen. Eine Mischform dieser beiden Verfahren, bei der die Hautoberfläche mittels zweidimensionaler finiter Elemente modelliert und durch ein Feder-Masse-System auf dem Knochen verspannt ist, findet sich in [Ko99].

Die Methode der Finiten Elemente zeichnet sich durch ihre hohe Genauigkeit und Realitätstreue aus, zudem stehen zur Implementierung eine Vielzahl erprobter FEM-Programme zur Verfügung [YM01]. Die FEM ist dazu in der Lage, jede deformierbare Struktur darzustellen, sobald ihr Verhalten bekannt und durch geeignete Ansatzfunktionen modelliert ist. Bei realistischen Modellgrößen sind die Rechenzeiten zur Lösung der zugehörigen linearen Gleichungssysteme jedoch auch auf Höchstleistungsrechnern so groß, dass eine Echtzeitinteraktion mit dem Modell nicht stattfinden kann. Die Finite Elemente Methode wird daher vor allem in der Operationsplanung zeitunkritischer Abläufe und zur Validierung anderer Verfahren verwandt.

Eine Möglichkeit, die Vorteile der Methode der Finiten Elemente in echtzeitfähigen Systemen einzusetzen ist, für alle potentiellen Interaktionspunkte das Verhalten des Netzes vorzuberechnen oder zu messen [Be00]. Diese Methode erlaubt es nicht,

patientenindividuelle Datensätze schneller darzustellen, als dies mit konventioneller FEM möglich wäre.

Nodale Netze werden hauptsächlich in der Form massebehafteter Punkte, die durch elastische Verbindungen gekoppelt werden, dargestellt (Feder-Masse-Systeme). Ein Beispiel hierzu findet sich in [Kü01]. Nodale Netze zeichnen sich dadurch aus, dass ihre Deformation verhältnismäßig schnell berechnet werden kann. Die Netzgröße lässt sich zudem recht einfach an die Genauigkeitsanforderungen des jeweiligen Systems anpassen. Leider ist die Parametrierung der Netze schwierig und die Genauigkeit der Simulation ist nicht so gut wie bei der Methode der Finiten Elemente.

Der Bereich Risikominimierung für medizinische Anwendungen ist bislang von ärztlicher Seite vor allem in Form von Statistiken betrachtet worden. So ist es beispielsweise gängige klinische Praxis, postoperative Mortalitätsstatistiken zu erstellen oder Heilungsvorgänge zu dokumentieren. In neueren Arbeiten wird darüber hinaus versucht, präoperativ die Risiken für einen Patienten abzuschätzen. Alle genannten Verfahren beruhen jedoch ausschließlich auf der Auswertung statistischer Daten, außerdem betrachten sie immer einen kompletten operativen Eingriff, und alle genannten Vorgehensweisen arbeiten nicht modellbasiert. Eine Arbeit, bei der über dreidimensionale Datensätze ein optimaler Zugangsweg zum Gehirn unter Umgehung wichtiger Körperstrukturen gefunden werden soll, ist in Mainz durchgeführt worden [JGW97]. In der Robotik gibt es Arbeiten, in denen Tabuzonen für die Manipulatoren festgelegt werden [Da93]. Zusammenfassend ist zu bemerken, dass keiner der Ansätze Risikowerte für verschiedene Gewebetypen modelliert. Die meisten Arbeiten kommen gänzlich ohne Modell aus, und in keiner Arbeit wird der durchzuführende chirurgische Handgriff mit in die Modellierung einbezogen.

Zur intraoperativen Überlagerung virtueller Daten mit einem Patienten im Operationssaal existieren eine Fülle technischer Realisierungsmöglichkeiten. Als Techniken der erweiterten Realität (Augmented Reality) sind insbesondere Durchsichtbrillen (See-Through Head-Mounted Displays) und ihre Modifikationen, projektorbasierte Systeme, halbdurchlässige Spiegel, 3D Monitore sowie CAVE und vergleichbare Systeme zu nennen. Bisherige Arbeiten der erweiterten Realität konzentrieren sich auf industrielle Anwendungen, etwa auf die Unterstützung von Entwicklung, Produktion und Service für komplexe technische Produkte und Anlagen, welche im Rahmen des BMBF Leitprojekts ARVIKA untersucht wird [Wo01], oder auf die Unterstützung industrieller Wartungsaufgaben sowie die Einblendung nützlicher Informationen in Situationen des täglichen Lebens, etwa bei einem Museumsbesuch [Tr00]. Medizinische Anwendungen der erweiterten Realität bedienen sich meist brillenbasierter Techniken. An der University of North Carolina at Chapel Hill wird seit vielen Jahren an der Entwicklung geeigneter Durchsichtbrillen und an deren Anwendung in der Laparoskopie und bei Brustbiopsien gearbeitet [Fu98]. Eine Technologie namens Image Overlay, bei der medizinisch relevante Daten per Laser direkt auf die menschliche Netzhaut projiziert werden, wurde an der Carnegie Mellon University entwickelt [B198]. Eine interessante technische Alternative zu brillenbasierten Systemen stellen projektorbasierte Techniken dar, bei denen Daten direkt auf den Patienten projiziert und im Sichtfeld des Chirurgen überlagert werden [Ho01]. Die bisher bekannten Systeme weisen alle einen starken Prototypencharakter auf. Klinische Anwendungen wurden bisher nur bei ausgesuchten Systemen und im Rahmen sehr enger Indikationen vorgenommen. Im Gegensatz hierzu soll das in dieser Arbeit vorgestellte brillenbasierte

System zur klinischen Tauglichkeit bei prinzipiell beliebiger medizinischer Indikation geführt werden.

3 Methoden

Das hier vorgestellte System besteht aus mehreren Einzelkomponenten (Fig. 1). Derzeit ist noch kein Robotersystem für die Realisierung der Simulationsergebnisse vorgesehen, es ist jedoch denkbar, die Produktion der Implantate oder Arbeiten am deformierten Knochen durch Roboter unterstützen zu lassen.

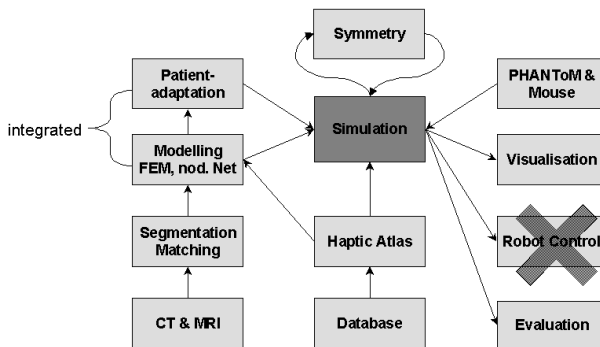


Fig. 1. Schematischer Blick auf die Komponenten des Simulationssystems [Bu98]

Die zu Grunde liegenden Daten unserer Simulation sind CT und MRT Daten aus der klinischen Routine der Universitätsklinik Heidelberg und deren Außenstelle Mannheim. Es stehen teilweise komplette Aufnahmen des Schädels oder Teilausschnitte zur Verfügung. Fig. 2 zeigt die Hautoberfläche und die Knochenstruktur eines typischen Patienten. Der zu Grunde liegende CT-Datensatz wurde mit einer Auflösung von $1 \times 1 \times 1,5$ mm akquiriert.

Symmetriebetrachtungen werden zu Beginn der Operationsplanung durchgeführt. Konventionelle Systeme verwenden üblicherweise Photographien oder Kephalogramme als Basis für Symmetriebetrachtungen [Gr88]. Dies ist zwar dazu geeignet, dem Patienten einen Eindruck zu vermitteln, wie er nach der Operation aussehen wird, zur Planung unter Einbeziehung der tieferliegenden Körperstrukturen ist dieses Verfahren jedoch nicht geeignet. Unser Spiegelungsalgorithmus arbeitet auf dem gesamten CT bzw. MRT Datensatz oder wahlweise auf segmentierten Daten. Der Spiegelungsalgorithmus kann sowohl auf bestimmten Gewebetypen als auch auf dem gesamten Volumen eingesetzt werden. Es ist möglich, im Gesicht bis zu 5 waagrechte Zonen zu definieren, in welchen man definieren kann, welche Seite als korrekt angesehen wird und ob die Zone in die Optimierung der Symmetrie mit einbezogen werden soll. Fig. 3 zeigt das System nach dem Laden eines Datensatzes.

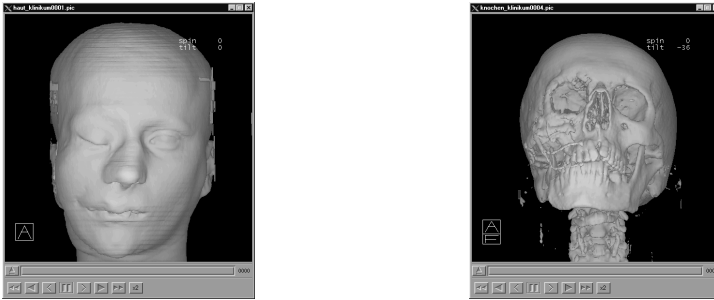


Fig. 2. Visualisierung der Hautoberfläche und Knochenstruktur eines Patienten

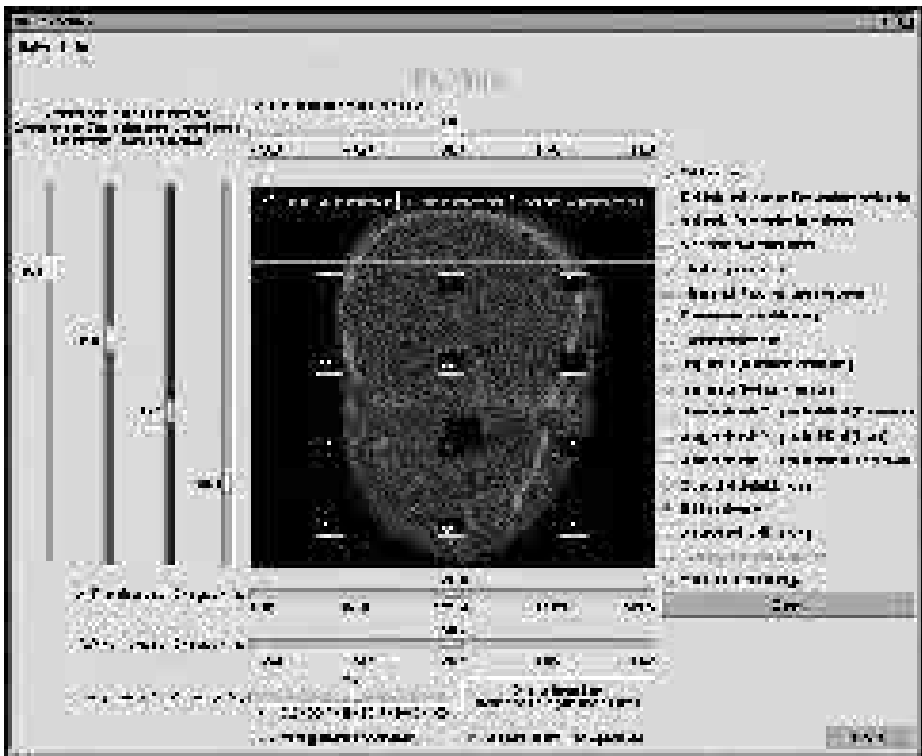


Fig. 3. Das System zur Spiegelung des menschlichen Gesichtsschädels

Im ersten Schritt wird eine Spiegelungsebene definiert. Die Lage der Spiegelungsebene kann im Raum frei eingestellt werden. Die optimale Lage der Spiegelungsebene kann

auch automatisch, mit Hilfe eines Simulated Annealing Ansatzes, berechnet werden. Hierzu wird zunächst eine Symmetriegütefunktion $\Psi(b_1, b_2)$ definiert, welche o.B.d.A. nur die nach außen sichtbare Symmetrie betrachtet [Sb01].

$$\Psi(b_1, b_2) = \sum_{i_1=0}^{z_{\max}-1} \sum_{i_2=0}^{y_{\max}-1} \sum_{i_3=0}^{x_{\max}-1} \xi(i_1, i_2, i_3) \quad (1)$$

mit

$$\xi(i_1, i_2, i_3) = \begin{cases} 1, & \text{wenn } b_2(i_1, i_2, i_3) \in A(b_2) \wedge b_1(i_1, i_2, i_3) \notin A(b_1) \\ 0, & \text{sonst} \end{cases} \quad (2)$$

wobei

$b_1(x,y,z)$	Ursprungsdatensatz
$b_2(x,y,z)$	Manipulierter Datensatz
$A(b_i)$	Menge der Objektpunkte des in b_i dargestellten Objekts

Diese Symmetriegütefunktion wird in einem modifizierten Simulated Annealing Algorithmus verwendet, um die optimale Lage der Symmetrieachse zu finden.

Das System ist in der Lage, auf Grund der Spiegelung Defizite im Originaldatensatz festzustellen und aus diesen Defiziten Vorschläge für ein Implantat zu berechnen. Hierzu werden, je nach Datensatz, zwei unterschiedliche Verfahren (Differenzverfahren und Defizitverfahren) angewandt. Die Ergebnisse der Berechnung können Lücken enthalten, welche mittels der morphologischen Operatoren Erosion und Dilatation wieder geschlossen werden.

In Fällen, in denen der Unterkiefer unsymmetrisch geformt ist, kommt vielfach eine Distraction zum Einsatz. Hierbei wird der Unterkiefer geschnitten und ein Distraktor eingesetzt, welcher den Knochen täglich auseinanderzieht. Mit dieser Methode wird ein gezieltes Knochenwachstum induziert, wodurch eine verbesserte Stabilität des Knochens und ein schnellerer Heilungsprozess erreicht wird.

Das System zur Distractionsplanung erlaubt es, beliebige Schnitte am Knochen durchzuführen. Dies wird durch eine Repräsentation des Schnittes mittels konvexer Polygone erreicht [SB00]. Fig. 4 zeigt eine Auswahl möglicher Schnitte.



Fig. 4. Einfache Schnittpolygone

Nach Durchführung des Schnittes kann die Distraction simuliert werden: Der Chirurg definiert die Rotationspunkte der Knochenstrukturen. Aus diesen Informationen wird eine Distractionsachse berechnet und der Knochen kann virtuell distrahiert werden. Das System erlaubt aus der Visualisierung der Bewegung die Auswahl des besten Distraktors.

Um Weichgewebe sowohl akkurat als auch schnell simulieren zu können, wurden zwei unterschiedliche Ansätze zur Weichgewebssimulation untersucht: Zuerst wird die Finite-Elemente-Simulation als Gold-Standard durchgeführt. Im Gegensatz zu den bekannten Systemen verwenden wir sehr hoch aufgelöste Modelle auf Voxelbasis. Diese FEM-Berechnungen sollen nicht an jedem Patientendatensatz durchgeführt werden, sie dienen nur zur Evaluation der schnelleren Berechnungen auf Basis von Nodalen Netzen. Die Güte der Modelle wird derzeit anhand realer Weichgewebsdaten überprüft.

Die Planung und Simulation chirurgischer Eingriffe wird ergänzt durch eine Modellierung operativer Risiken [Sa99]. Hierzu werden segmentierte Schichtbilder radiologischer Aufnahmen als Eingangsdaten verwendet. Hieraus werden zunächst die Gewebefaserorientierungen der für das Risikomodell relevanten Gewebetypen mit einem am Institut für Biomedizinische Technik der Universität Karlsruhe entwickelten Verfahren bestimmt [Sa98]. Anschließend werden die beiden Komponenten des Risikomodells, das Risikopotential und das Gewebefeld, für jede interessierende Gewebeklasse berechnet, und die Ergebnisse werden zur resultierenden dreidimensionalen Risikoverteilung superpositioniert. Die folgende Abbildung verdeutlicht diesen Ablauf:

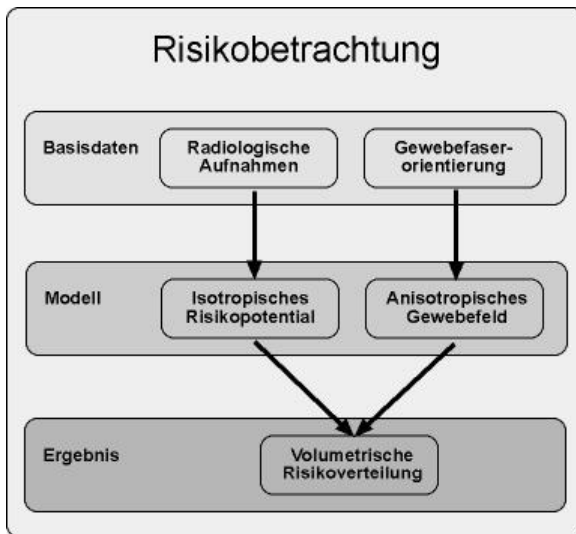


Fig. 5. Ablaufschema der Risikobetrachtung

Das Risikopotential beschreibt das Risiko, welches ein chirurgischer Handgriff durch sein bloßes Vorhandensein an einer bestimmten Stelle verursacht. Es ist invariant

gegenüber der Ausrichtung des Handgriffs relativ zur Geweberichtung und berechnet sich gemäß (3):

$$P_{G_i}(\vec{x}) = \rho(\text{dist}(\vec{x}, G_i)) \quad (3)$$

P_G : Risikopotential des Gewebes G

ρ : Gewebespezifische Risikofunktion (in Tests: abfallende Exponentialfunktion)
 dist: Euklidische Abstandstransformation (in Tests: Modifikation von Saito-Toriwaki)

Das Gesamtrisikopotential über alle Gewebeklassen ergibt sich nun mittels Überlagerung unter Verwendung der Maximumsnorm zu:

$$P(X) = \int_X \left(\sum_i P_{G_i}(\vec{x}) \right) d\sigma \quad (4)$$

X : chir. Einriff (davon überstrichene Oberfläche)

P : resultierendes Risikopotential

Die Realisierung der anisotropen Risikokomponente erfolgte in Form eines Gewebefelds. Das Gewebefeld beschreibt das Risiko, welches dadurch entsteht, dass der Eingriff an einer Stelle in eine bestimmte Richtung relativ zur Geweberichtung verläuft (z.B. gegen die Gewebefaserorientierung). Das Gewebefeld ist ein Vektorfeld, welches eine Beziehung zur Richtung des chirurgischen Eingriffs herstellt. Die Vektorrichtung des Gewebefelds definiert die vorliegende Faserausrichtung des Gewebes, der Vektorbetrag die Relevanz, welche diese Geweberichtung für die Risikobestimmung hat. Die Summation über die verschiedenen Gewebetypen erfolgt wie im Falle der Risikopotentiale durch Maximumsnorm. Damit ergeben sich folgende Berechnungsanweisungen:

$$\vec{v}: \mathfrak{R}^3 \rightarrow \mathfrak{R}^3, \vec{n} \perp X \quad (5)$$

v : Gewebefaserorientierung

n : Normalenvektor zur Orientierung des chir. Eingriffs X

$$F(X) = \int_X (\vec{v} \cdot \vec{n})^2 d\sigma \quad (6)$$

X : chir. Einriff (davon überstrichene Oberfläche)

F : resultierendes Gewebefeld

Durch Überlagerung der beiden Risikokomponenten ergibt sich nun das Gesamtrisiko. Um eine gute Akzeptanz des Risikomodells zu erreichen, ist sowohl die Ertastung der Risikoregionen mit dem haptischen Eingabegerät PHANTOM als auch deren grafische Darstellung möglich. Zur Risikominimierung ist die folgende Formel zu verwenden:

$$Opt(X) = \lambda_1 P(X) + \lambda_2 F(X) + \lambda_3 tdist(X, \bar{t}) \quad (7)$$

t: Zielpunkt des chir. Eingriffs X

Als Testbeispiel wurde diese Gleichung auf einen einfachen Schnitt als Eingriff X angewandt. Hierbei erfolgt die Suche nach einer Lösung parallel in einem siebendimensionalen Suchraum unter Verwendung einer Kombination aus Gradientenabstieg und simuliertem Temperieren (Simulated Annealing).

Die Intraoperative Präsentation von Planungs- und Simulationsergebnissen gliedert sich in die wesentlichen Teilschritte Datenakquisition und –aufbereitung, Tracking von Betrachter und Patient sowie Dateneinblendung und Überlagerung mit dem Patienten. Patient und Brillenträger werden über ein Tracking erfasst und verfolgt. Mit Miniaturkameras wird das Operationsfeld erfasst, um eine Tiefenkarte zu erstellen. Quelldaten werden vorverarbeitet und transformiert, dann in die Brille eingeblendet und mit dem Operationsfeld überlagert.

Das System namens INPRES - Intraoperative PRESentation of Surgical Planning and Simulation Results ist in der Lage, diverse medizinisch relevante Daten zu visualisieren und mit einem Patienten zu überlagern. [Sa00]. INPRES besteht aus einer Durchsichtbrille des Typs Sony Glasstron LDI-D100BE, zwei Miniaturkameras vom Typ TELI CS-6100P und einem Standard PC zur Generierung und Visualisierung der einzublendenden Daten. Zur Verfolgung von Durchsichtbrille und Patient wurden die folgenden Verfahren realisiert [Sa01]: Verwendung eines Stereokamerasystems mit Infrarotmarkern, Standard PC und Framegrabber, Einsatz des kommerziellen medizinischen Trackingsystems NDI Polaris in der Hybridversion (Kameratyp P4) sowie Kopfverfolgung mittels einer 360° Panoramakamera des Typs Remote Reality S360c. Aus den genannten Hardwarebausteinen wurde eine experimentelle Testumgebung zur brillenbasierten Intraoperativen Präsentation aufgebaut.

Für das Tracking erwies sich das NDI Polaris System als optimal hinsichtlich der zu lösenden Aufgabe, eine genaue, schnelle und zuverlässige Feststellung der gesuchten Transformation zu ermöglichen. Zur Integration der Sony Durchsichtbrille in das Polaris System wurden spezifische passive Trackingkörper mit Retrokugeln als Marker in Zusammenarbeit mit der Firma Surgical Navigation Network Europe gefertigt. Mittels des Trackings kann im intraoperativen Fall jederzeit die aktuelle Transformation von Durchsichtbrille zu Patient berechnet werden, mit welcher auch die einzublendenden Daten zu verschieben und zu rotieren sind. Initial ist jedoch eine Registrierung der virtuellen, computerverarbeiteten Daten mit dem Patienten erforderlich, um eine erste korrekte Einblendung und Überlagerung zu erzielen. Gegenwärtig wird hierzu eine gängige Vorgehensweise angewandt, nämlich die Registrierung über Markerschrauben, welche dem Patienten zum Zeitpunkt der radiologischen Aufnahmeerstellung bereits implantiert sind und über welche intraoperativ die Registrierung erfolgen kann. Die Basisdaten für die Visualisierung werden von den Teilprojekten K1 (Operationsplanung), Q1 (Aufbereitung med. Bilddaten) und hier in Q5 (Weichgewebssimulation, Risikomodellierung) des Sonderforschungsbereichs 414 generiert. Relevante Bereiche werden anschließend segmentiert und als 3D Modell abgespeichert. Medizinische Daten, die in den Bildformaten TOMOCUBE oder PIC bzw. in den Grafikformaten VTK oder Open Inventor vorliegen, können an einem

Standard PC dargestellt und über dessen VGA Ausgang einfach in der Durchsichtbrille visualisiert werden. Von Open Inventor wird eine Stereovisualisierung bereitgestellt, die mit einer Auflösung von 800x600 Pixeln, bei stufenlos regelbarer Durchsicht, einstellbarer Helligkeit und menügesteuerter Polaritätseinstellung betrieben werden kann. Die Einblendung der Daten erfolgt seitens der Brille in einer Entfernung von 1,20 m vom Betrachter. Parallaxe und virtueller Kameraoffset der beiden LCD Displays der Sony Glasstron können jedoch softwaremäßig eingestellt werden. Mit diesem System können z.B. Planungsdaten (Bohrlöcher, Osteotomielinien), Zielmarkierungen, Simulationsergebnisse oder Risikobereiche visualisiert und mit einem Patienten überlagert werden. Auf beiden Seiten der Durchsichtbrille sind Miniaturkameras des Typs TELI CS-6100P angebracht. Eine wichtigere Aufgabe dieser Kameras besteht in der Erstellung einer Tiefenkarte der vom Benutzer betrachteten Umgebung. Über diese Tiefenkarte wird es später möglich sein, Verdeckungen zu erkennen und zu beseitigen. Um die klinische Akzeptanz und Tauglichkeit der brillenbasierten Lösung zu untersuchen, wurde bereits früh eine klinische Feldstudie an der Kopfklinik in Heidelberg durchgeführt [Br00]. Verschiedene geometrische Testmuster wurden in die Durchsichtbrille eingeblendet und von einer Gruppe medizinischer Experten hinsichtlich ihrer Eignung zur Einblendung beurteilt. Die so erhaltenen Rückmeldungen gaben wertvolle Anhaltspunkte zur Weiterentwicklung des Systems. Aussagen zur Genauigkeit des Gesamtsystems können gegenwärtig noch nicht getroffen werden, da sich das System noch in der Evaluationsphase befindet.

4 Ergebnisse

Die errechneten Implantate der Symmetriebetrachtungen weisen eine gute initiale Form für reale Implantate auf. Da derzeit noch keine integrierte Schnittstelle zu einem Produktionswerkzeug besteht, muss die Umsetzung jedoch zunächst noch manuell erfolgen. Fig. 6 zeigt die Volumenvisualisierung eines Implantats. Die Symmetriebetrachtungen werden derzeit klinisch evaluiert.

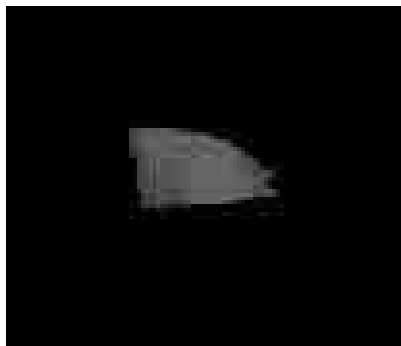


Fig. 6. Volumenvisualisierung eines Implantats nach Spiegelung und Differenzberechnung

Die Simulation des Weichgewebes ist detaillierter und realistischer als existierende Weichgewebsmodelle. Unsere komplexen Modelle scheinen insbesondere das innere Verhalten des Weichgewebes besser zu berechnen, als das konkurrierende Modelle leisten, welche sich nur auf die Hautoberfläche beschränken. Derzeit werden Messungen an realem Gewebe durchgeführt um die Genauigkeit der Simulation exakt angeben zu können.

Die Risikomodellierung wurde in einer ersten Anwendung am Oberschenkel des Visible Human Datensatzes getestet. Die folgende Abbildung zeigt das zugehörige Risikopotential sowie die implementierte Schnittoptimierung. Je heller ein Punkt im Risikopotential erscheint, desto höher ist das Risiko an der betreffenden Stelle. Erste patientenspezifische Ergebnisse für den Bereich der kranio-maxillo-fazialen Bereich werden in naher Zukunft vorliegen.

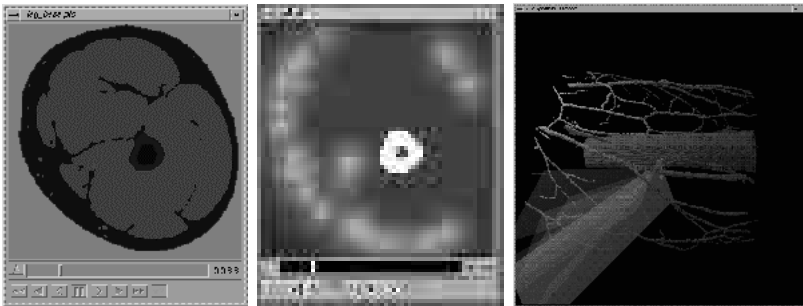


Fig. 7. Sagittaler Schnitt durch den Oberschenkel des Visible Human (links), zugehöriges Risikopotential (Mitte), automatische Schnittoptimierung auf diesen Daten (rechts)

Die Intraoperative Präsentation medizinischer Daten funktioniert bei einfachen Basisdaten sehr gut. Abbildung 7 veranschaulicht das Funktionsprinzip, indem ein virtuelles Kreuz auf einen Phantomkopf projiziert wird. Die Durchsichtbrille wurde bereits einer kritischen klinischen Validierung unterzogen. Die Abbildung zeigt PD Dr. Dr. Hassfeld bei der Evaluation der Brille sowie eines der hierbei verwendeten Testmuster. Die Ausweitung der Technologie auf komplexe dreidimensionale Datensätze ist gegenwärtig in Bearbeitung. Es wird eine resultierende Genauigkeit im Bereich kleiner als 3 mm sowie eine Transformation der Einblendung und Überlagerung in Echtzeit erwartet.



Fig. 8. Einblendung eines Kreuzes zur Zielpunktmarkierung in der Durchsichtbrille und Überlagerung mit einem Phantomkopf (links), klinische Evaluation der Durchsichtbrille (Mitte) und Testdatensatz zur Evaluation (rechts)

Literaturverzeichnis

- [Be00] J. Berkley et al.: *Creating fast finite element models from medical images*. Proceedings Medicine Meet Virtual Reality (MMVR) 2000, IOS Press.
- [Bl98] M. Blackwell, C. Nikou, A. DiGioia, T. Kanade: *An image overlay system for medical data visualization*, First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 1998, W. Wells et. Al. (Eds.), Cambridge, MA, October 1998.
- [Br00] J. Brief, S. Hassfeld, T. Salb, O. Burgert, J. Münchenberg, H. Grabowski, T. Redlich, C. Ziegler, J. Raczowsky, R. Krempien, H. Wörn, R. Dillmann und J. Mühling: *Clinical evaluation of a see-through display for intraoperative presentation of planning data*, ISRACAS, Haifa, 2000
- [Bu98] O. Burgert: *Konzeption eines detaillierten grafischen und funktionellen Herzsimulators*; Diplomarbeit, IPR, Universität Karlsruhe (TH), 1998
- [RC01] Richard A. Robb, Ph.D., Bruce Cameron: *VRASP: Virtual Reality Assisted Surgery Program*; <http://www.mayo.edu/bir/reprints/VRASP2.html>, Mai 2001
- [Da93] B. Davies: *Safety of medical robots*, Article in collection Safety critical systems: Current safety issues, Chapman & Hall, 1993
- [De96] Deussen, Oliver: *Untersuchung effizienter Verfahren zur Bewegungssimulation deformierbarer Körper*; VDI Verlag Düsseldorf, 1996. (Fortschritt-Bericht VDI : Reihe 20; 0215); Karlsruhe, Univ., Diss., 1996.
- [Fu98] H. Fuchs, M.A. Livingston, R. Raskar, D. Colucci, K. Keller, A. State, J.R. Crawford, P. Rademacher, S.H. Drake, A.A. Meyer: *Augmented reality visualization for laparoscopic surgery*, First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 1998, W. Wells et. Al. (Eds.), Cambridge, MA, October 1998.
- [Gl01] E. Gladilin, S. Zachow, P. Deuffhard, H.C. Hege: *Validation of Linear Elastic Model for Soft Tissue Simulation in Craniofacial Surgery*; Proceedings of SPIE Medical Imaging Conference, San Diego, USA, 2001
- [Gr88] Grayson et al. : *The three-dimensional cephalogram: Theory, technique, and clinical application*; Am J Orthod Dentofac Vol. 94, p. 327-337, 1988

- [Ho01] H. Hoppe, S. Däuber, J. Raczkowski, H. Wörn und J.-L. Moctezuma: *Intraoperative Visualization of Surgical Planning Data Using Video Projectors*, Studies in Health Technology and Informatics, J. D. Westwood, H. M. Hoffmann, G. T. Mogel, D. Stredney, R. A. Robb (Eds.), Medicine Meets Virtual Reality 2001, vol. 81, pp. 206 - 208, IOS Press (2001).
- [JGW97] U. Jendrysiak, S. Gregg, J. Weinert: *Virtual access planning for neurosurgery with 'Neurops'*. In Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR). 1997: Berlin, Germany, pp. 761 - 766.
- [Ko99] Rolf M. Koch, S. H. Martin Roth, Markus H. Gross, Axel P. Zimmermann, Hermann F. Sailer: *A Framework for Facial Surgery Simulation*; Technical Report No. 326, Computer Science Department, ETH Zürich, 1999
- [Kü01] Kühnapfel U., Çakmak H. K., Maass H., Waldhausen, S.: *Models for simulating instrument-tissue interactions*. 9th Medicine Meets Virtual Reality 2001 (MMVR 2001), Newport Beach, CA, USA, Jan. 23-27, 2001 (2001)
- [Sa98] F. Sachse, P. Wolf, D. Werner, O. Dössel: *Extension of anatomical models of the human body: Three-dimensional interpolation of muscle fiber orientation based on restrictions*, Journal of Computing and Information Technology, 6(1), 1998
- [Sa99] T. Salb, J. Brief, O. Burgert, S. Hassfeld and R. Dillmann: *Haptic based risk potential mediation for surgery simulation*, 1. International Workshop on Haptic Devices in Medical Application (HDMA), within the scope of CARS conference, Paris, 1999
- [Sa00] T. Salb, J. Brief, O. Burgert, S. Hassfeld and R. Dillmann: *Intraoperative Presentation of surgical planning and simulation results using a stereoscopic see-through head-mounted display*, Stereoscopic Displays and Applications, part of Photonics West (SPIE), San Jose, CA (2000)
- [Sa01] T. Salb, O. Burgert, T. Gockel, B. Giesler and R. Dillmann: *Comparison of tracking techniques for Intraoperative Presentation of medical data using a see-through head-mounted display*, Studies in Health Technology and Informatics, J. D. Westwood, H. M. Hoffmann, G. T. Mogel, D. Stredney, R. A. Robb (Eds.), Medicine Meets Virtual Reality 2001, vol. 81, pp. 443 - 445, IOS Press, 2001.
- [Sb01] B. Sandberger: *Symmetriebetrachtungen am menschlichen Gesichtsschädel*; Diplomarbeit, IPR, Universität Karlsruhe (TH), 2001
- [Sc00] C. Freischläger, J. Lenz, Q. Rong, K. Schweizerhof, H. Schindler, D. Riediger: *FE-Modelle menschlicher Kieferknochen für Anwendungen in der zahnärztlichen Implantologie*; Proceedings Workshop 'Die Methode der Finiten Elemente in der Biomedizin und angrenzenden Gebieten', Universitätsverlag Ulm GmbH, Ulm, 2000.
- [SB00] O. Seng, O. Burgert: *Untersuchung von Rotationsymmetrien zu Distractionsvorbereitung*; Proceedings „Informatiktage 2000“, Bad Schussenried, 2000
- [Tr00] A. Tripathi: http://www.usc.edu/dept/architecture/mbs/thesis/anish/thesis_report.htm, 2000
- [Wo01] H. Wohlgemuth: <http://www.arvika.de>, 2001
- [YM01] Roger Young, Ian MacPhedran: *Internet FiniteElement Resources*; http://www.engr.usask.ca/~macphed/finite/fe_resources/fe_resources.html, Mai2001
- [Ze01] Zerfass P., Krol Z., von Rymon-Lipinski B., Jansen T., Keeve E.: *Towards a Virtual Environment for Biomechanical Simulation*; Proceedings Computer Assisted Radiology and Surgery CARS'01, Berlin, Germany, June 27-30, 2001.