

**6. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
24.-25. März 2006 in Rostock-
Warnemünde**



**„Kraftbasierte Deformationsmodellierung von
Knochenfragmenten zur automatischen Adaption der Form
an ein Referenzobjekt innerhalb der Operationsplanung“**

A. Straulino, J. Raczkowsky, H. Wörn
Institut für Prozessrechentchnik, Automation und Robotik, Universität Karlsruhe (TH),
Karlsruhe, Deutschland
E-Mail: straulino@ira.uka.de

Band: Abstracts der Vorträge des 6. Workshops der Automed 2006
Editors: T. Ellerbrock
ISBN: 3-86009-296-0
Pages: 36-37

Kraftbasierte Deformationsmodellierung von Knochenfragmenten zur automatischen Adaption der Form an ein Referenzobjekt innerhalb der Operationsplanung

A. Straulino, J. Raczkowsky und H. Wörn
 Institut für Prozessrechenetechnik, Automation und Robotik
 Universität Karlsruhe (TH)
 76128 Karlsruhe

straulino@ira.uka.de

EINLEITUNG

Im Rahmen der Operationsplanung von Osteotomien, d.h. Knochenumverlagerungen reicht es häufig nicht aus, die entnommenen Knochenfragmente an einer neuen Position zu re-fixieren. Um ein gewünschtes postoperatives Ergebnis erzielen zu können, ist häufig die Deformation der Gewebesegmenten durch von außen aufgebrachte Kräfte notwendig. Ziel des entwickelten Verfahrens ist es, den bestmöglichen Ort und den Betrag einer Kräfteinwirkung und Fixierung automatisiert zu bestimmen, so dass eine gegebene Referenzform, welche ein korrespondierendes gesundes Modell der anatomischen Struktur darstellt, approximiert wird. Dadurch soll der Chirurg intraoperativ unterstützt werden, indem geeignete Positionen einer möglichen Kräfteinwirkung durch das System vorgeschlagen werden.

Hierzu wurden die existenten Verfahren einer physikalisch basierten Deformationsmodellierung, wie z.B. Feder-Masse-Systeme oder die FEM mit den reinen Umformungsverfahren, wie sie z.B. bei der elastischen Registrierung und den Morphingmethoden zum Einsatz kommen, kombiniert, um so eine notwendige mechanische Einwirkung, welche die Verformung auf eine gewünschte Zielform realisiert, automatisch analysieren zu können

MATERIALIEN UND METHODEN

Eingangsgröße des Deformationsmodells bildet ein auf CT oder MRT basierendes Oberflächenmodell der Patientenanatomie, welches durch das in [Daeuber03] beschriebene Verfahren generiert wird. Durch ein OP-Planungstool [Schorr01] werden Schnitt-Trajektorien definiert und die zu entnehmende Fragmente im Modell festgelegt. Dem Benutzer wird ein Referenzobjekt, das eine gesunde Anatomie repräsentiert aus einer nach patientenspezifischen Kriterien, wie Alter oder Geschlecht klassifizierten Datenbank innerhalb der OP-Planung vorgegeben. Durch die entworfene nichtlineare

Transformationsvorschrift als eine Funktion des Orts wird die Verschiebung jedes einzelnen Voxel des Volumenmodells als Reaktion auf eine Kräfteinwirkung modelliert. Die zusätzliche Definition eines zu fixierenden Bereichs des Fragments, ermöglicht die Simulation einer Einspannung des Knochensegments. In Abbildung 1 ist eine Zwei-Punkt-Kräfteinwirkung auf ein Schädelfragment, bei welchem zusätzlich der mehrschichtige Aufbau des Knochens berücksichtigt wurde, dargestellt.

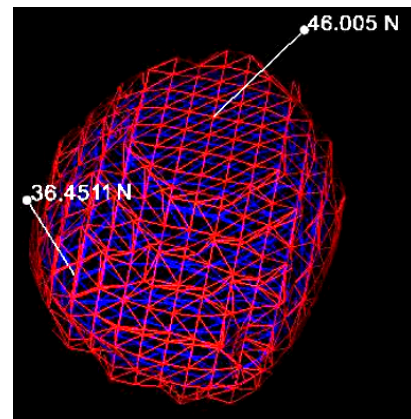


Abb.1: Simulierte Kräfteinwirkung

Da sämtliche Kanten während der Deformation im Modell erhalten bleiben, ist gewährleistet, dass das Modell auch nach Berechnung eine geschlossene Oberfläche darstellt. Die Güte einer Deformationsapproximation wird dabei über den so genannten Identitätsgrad bewertet, welcher die zum Optimierungsproblem gehörige Gütefunktion darstellt und als

$$I = \frac{|V_p \cap V_r|}{|V_p \cup V_r|}$$

definiert ist, wobei V_p die Anzahl der Voxel des Patientenmodells und V_r die des Referenzmodells darstellt.

Zur automatischen Anpassung der Position der Kraftangriffspunkte wurde eine Optimierungsroutine in Form einer modifizierten Evolutionsstrategie entworfen.

Dazu wird eine, vom Benutzer festgelegte Anzahl an Eltern einer Generation als Startwerte festgelegt. Ein Elter repräsentiert einen Vektor, der sich aus der Position der Krafteinwirkung und dessen Stärke zusammensetzt. Die Mutation erfolgt über eine integrierte automatische Schrittweitensteuerung, welche die Güte der aktuellen Approximation mit einbezieht. Ist das Ergebnis nahe einer zu erreichenden Mindestgüte, wird der Ort der Einwirkung nur wenig variiert. Der daraus resultierende Suchraum findet sich nur in einer engen Umgebung um das beste Ergebnis der letzten Generation wieder. Das Verfahren wird abgebrochen, falls eine vorgegebene Genauigkeit erreicht wird oder eine Maximalzahl an Optimierungsschritten durchgeführt wurde.

ERGEBNISSE

Durch das nichtlineare Transformationsmodell wird eine mathematisch effizient zu berechnende und echtzeitfähige Deformation von Knochenfragmenten bestimmt, welche durch mechanische Untersuchungen auf die physikalische Korrektheit überprüft wurde. Hierzu wurden zur Evaluierung FEM-Modellierungen durchgeführt. In dem Deformationsmodell wird eine Kraft an einzelnen Oberflächenpunkten oder Kanten berücksichtigt. Zusätzlich wird eine Fixierung des Knochens an anderer Stelle in das Modell integriert. In Abbildung 2 ist das Ergebnis einer Reaktion auf eine Kantenkraft dargestellt. Die gegenüber liegende Kante wurde dabei als fix festgesetzt.

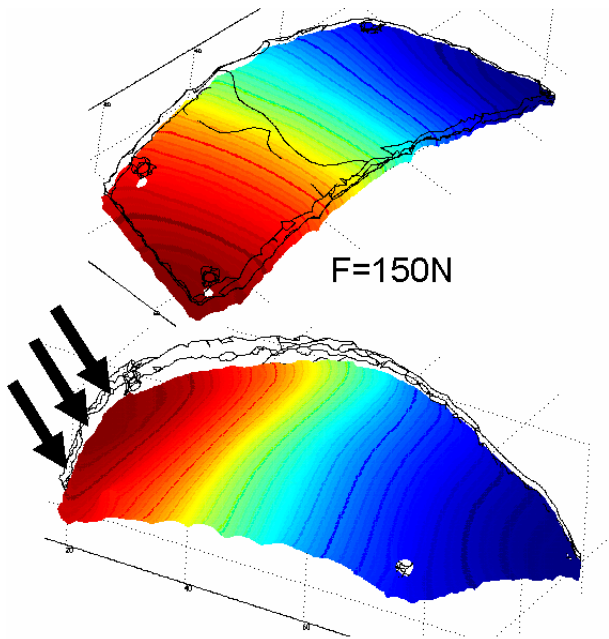


Abb.2: Deformation als Reaktion einer Kantenkraft, dargestellt relativ zu ursprünglicher Form

Zur Beurteilung der Güte einer Approximation, wurde ein Ähnlichkeitsmaß entworfen. Dieses analysiert, nach einer initialen Registrierung prozentual, wie viele Voxel im Raum lediglich zu einem der beiden Modelle zuzuordnen sind. Geeignete Werte stellen z.B. 90 bis 95% dar. Die automatische Bestimmung geeigneter Krafteinwirkungspunkte wird durch eine Evolutionsstrategie erreicht. Diese Optimierungsmethode wurde gezielt gewählt, da der Zusammenhang zwischen Güte der Approximation und Veränderung der Variablen äußerst komplex ist. Die Optimierungszeit ist stark abhängig von der zu erreichenden Genauigkeit und der Größe einer Generation.

DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

In Zukunft sollen die Möglichkeiten zur Wahl fixierter Bereiche und Orten der Krafteinwirkung weiter erweitert werden und die Flexibilität des Modells sukzessive erweitert werden. Falls eine Verformung eines Fragmentes nicht ohne Bruch erreicht werden kann, sollen dem Chirurgen automatisch knochen-schwächende Maßnahmen, wie das Einfräsen von Sollbiegelinien vorgeschlagen werden. Durch die Erhöhung der Flexibilität ist mit einer Steigerung der Güte der Approximation zu rechnen.

DANKSAGUNG

Die Arbeit entstand innerhalb des Forschungsvorhabens „Gewebemodellierung: Simulation und Visualisierung von Deformationen in der Cranio-Facialen Chirurgie“.

LITERATURHINWEISE

[Daeuber03]

(Daeuber, S., H. Woern, G. Eggers, R. Krempien, U. Mende und T. Welzel: *Creating high quality models of the skull using iterative modeling and area of interest*. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2003*, Seiten 747–751, 2003.

[Schorr01]

Schorr, O., J. Brief, C. Haag, J. Raczowsky, S. Hassfeld und H. Woern J. Muehling: *KasOp - Operationsplanung in der kranio-maxillofazialen Chirurgie*. In *Proceedings zum Workshop "Rechner- und Sensorgestuetzte Chirurgie"*, Seiten 270–278, 2001.

[Jans98]

Jans, G., R. Van Audekercke, J. V. Sloten, R. Gobin, G. Van der Perre und M.Y. Mommaerts: *Bending Properties of Cranial Bone Segments of new-born Children*, 1998.

[Zhou95]

Zhou, C., T. Khalil und A. King: *A new model comparing impact responses of the homogenous and inhomogenous human brain*. In *39th Stapp Car Crash Conference*, Seiten 121–138, 1995.