

# Postoperative Prothesenregistrierung in MRT Bildern

Alexander Jovanovic<sup>1</sup>, Markus Siebert<sup>1</sup>, Rüdiger von Eisenhart-Rothe<sup>2</sup>,  
Heiko Graichen<sup>2</sup> und Karl-Hans Englmeier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>GSF - Institut für Medizinische Informatik,  
Ingolstädter Landstr. 1, 85764 Oberschleißheim

<sup>2</sup>Orthopädische Universitätsklinik Frankfurt, Stiftung Friedrichsheim,  
Universität Frankfurt, Marienburgstr. 2, 60528 Frankfurt  
Email: alexander.jovanovic@gsf.de

**Zusammenfassung.** Vorgestellt wird ein Verfahren zur 3D/3D Registrierung der wesentlichen Teile eines künstlichen Kniegelenks in postoperativen MRT Bildern. Ausgehend von einem Algorithmus zur Konvertierung der einzelnen Prothesenteile von einem CAD-Format in eine zum MRT Bild passende Voxeldarstellung, werden die einzelnen Prothesen-Modelle dann mit Hilfe eines Programmes im MRT Bild halbautomatisch registriert. Dabei wird der Anwender von einer Matching-Funktion und einem automatischen Optimierungsverfahren unterstützt. Das Ziel der Registrierung ist ein Verfahren, mit dem die Kniegelenkskinematik bei Patienten bestimmt werden kann.

## 1 Problemstellung

Wenn alle konservativen therapeutischen Maßnahmen bei der Kniegelenksarthrose nicht mehr helfen die Schmerzen zu lindern, gleichzeitig das Gehvermögen eingeschränkt und damit die Lebensqualität deutlich herabgesetzt ist, wird der Einsatz eines künstlichen Kniegelenks empfohlen. Oberstes Ziel dieser Operation ist es, Schmerzfreiheit und eine gute Beweglichkeit zurückzugewinnen und eventuelle Fehlstellungen zu beseitigen. Ein Problem dabei ist die allmähliche Lockerung der Prothesen. Lage und Verankerung der Prothese werden daher postoperativ mittels bildgebender Verfahren kontrolliert. Dabei ist eine wichtige Aufgabe bei postoperativen, bildgestützten Verlaufskontrollen, die Position und Orientierung der Prothese im Kniegelenk zu visualisieren und zu quantifizieren. Wir entwickeln daher ein System, welches die Registrierung von Knieendoprothesen in postoperative MRT Bilder ermöglicht. Eine Endoprothese des Kniegelenks besteht in der Regel aus vier Komponenten, die als 3D Oberflächenmodell in einem CAD-Format vorliegen: Die Femur-Komponente (Oberschenkel-Prothese), die Tibia-Komponente (Unterschenkel-Prothese), die Patella-Komponente und das Inlay, welches als Gleitfläche zwischen Femur- und Tibia-Komponente dient. Um nun eine quantitative Analyse der Lage der Prothese durchzuführen, sind zwei Verfahrensschritte erforderlich. Im ersten Schritt müssen die einzelnen Komponenten der Prothese von ihrer Oberflächendarstellung in eine isotrope Voxeldarstellung überführt werden, wobei deren Voxelgröße dem MRT Bild entsprechen

soll. Um die nachfolgende Registrierung zu vereinfachen, muss dabei die Tibia-Prothese mit dem Inlay zu einer Komponente verschmolzen und gefüllt werden. Der Grund liegt darin, dass die Tibia-Prothese offen und hohl ist und mit dem Inlay starr verbunden ist. Darauf folgt dann im zweiten Schritt die halbautomatische Registrierung der Komponenten in den MRT Bildern mit dem Ziel, die geometrische Lage der Komponenten zueinander zu visualisieren und die entsprechenden Translations- und Rotationsparameter zu bestimmen.

## 2 Stand der Forschung

Knieendoprothesen sollen soweit wie möglich die physiologische Kniegelenkskinematik nachvollziehen. Trotz aller Bemühungen sind postoperative Beschwerden bedingt durch eine unphysiologische Prothesenkinematik für fast die Hälfte aller Revisionen verantwortlich [1,2]. Zahlreiche *in vitro* Studien [3] und Röntgen-Analysen [4] haben sich mit der Prothesenkinematik beschäftigt, welche jedoch alle erhebliche Limitationen aufweisen wie z.B. Projektionsartefakte und die fehlende Übertragbarkeit auf die Situation am Lebenden. Bisher existieren jedoch nur wenige 3D *in vivo* Daten [1]. Eine Methode zur Registrierung eines 3D Prothesen-Modells in ein 2D Röntgenbild wurde in [5] beschrieben. Es ist bislang weder ein spezielles 3D/3D Registrierungsverfahren von Prothesen-Modellen in MRT Bildern noch ein allgemeines Verfahren zur Registrierung von CAD-Daten in einen Voxeldatensatz bekannt.

## 3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Die vorgestellte Technik erlaubt erstmalig eine reproduzierbare Bestimmung und den Vergleich der 3D Kniegelenkskinematik bei Patienten mit Kniegelenkersatz prä- und postoperativ *in vivo*. Die Diagnosemöglichkeit des Arztes kann durch diese vom Benutzer weitestgehend unabhängige Analyse deutlich erweitert werden. Die resultierenden Daten können sowohl mit den physiologischen Daten Gesunder als auch mit den präoperativen Daten der gleichen Patienten verglichen werden.

## 4 Methoden

Als Datenmaterial stehen zur Verfügung die Oberflächendaten der Prothesen-Komponenten in einem CAD-Format (STL) vom Hersteller und MRT Bilder in Voxeldarstellung, die von einem offenen MRT (Magnetom Open, 0.2T) erzeugt werden. Um nun die Prothesen-Muster mit ihrer Oberflächendarstellung in einem MRT Datensatz halbautomatisch zu registrieren, sind folgende Schritte erforderlich:

1. Im Rahmen der Vorverarbeitung müssen die STL-Oberflächendaten in eine Voxeldarstellung konvertiert werden.

2. Ein Programm, das eine manuelle Grobregistrierung der Prothesen-Muster in das MRT Bild ermöglicht.
3. Ein Gradientenverfahren, das durch Optimieren einer geeigneten Matching-Funktion die automatische Feinregistrierung eines Musters ermöglicht.

#### 4.1 Konvertierung der Oberflächendaten in eine Voxeldarstellung

Da wir in der Fachliteratur kein geeignetes Verfahren zur Konvertierung finden konnten, entwickelten wir eine Art inversen Marching Cube Algorithmus. Dieser rekursive Algorithmus wird hier skizziert. Die Oberflächendarstellung besteht aus den Dreiecken  $D_1, \dots, D_n$ . Jedes Dreieck besteht aus drei reellwertigen Eckpunkten  $E_{k_1}, E_{k_2}, E_{k_3}$ . Für alle Dreiecke wird folgende rekursive Prozedur aufgerufen:

- Markiere die drei Voxel  $V_1, V_2, V_3$ , in denen die Eckpunkte  $E_1, E_2, E_3$  des Dreiecks liegen, wobei  $V_i = (V_{ix}, V_{iy}, V_{iz})$  ein diskreter Punkt ist.
- Berechne mit  $d_{ij} = \|V_i - V_j\|^2$  den quadratischen Voxelabstand und mit  $s_{ij} = \|E_i - E_j\|^2$  den entsprechenden Abstand zwischen den Eckpunkten.
- Falls  $d_{12}, d_{13}, d_{23}$  alle kleiner gleich eins sind oder  $(s_{12} + s_{13} + s_{23}) < \delta$  ist, dann Abbruch dieser Prozedur.  $\delta$  ist ein Parameter, der die Genauigkeit festlegt und sollte möglichst klein ( $\leq 0.0001$ ) gewählt werden.
- Wähle die größte Kante des Dreiecks, halbiere sie und zerlege das Dreieck in die beiden resultierenden Teildreiecke.
- Rufe für jedes der beiden Teildreiecke diese Prozedur wieder rekursiv auf

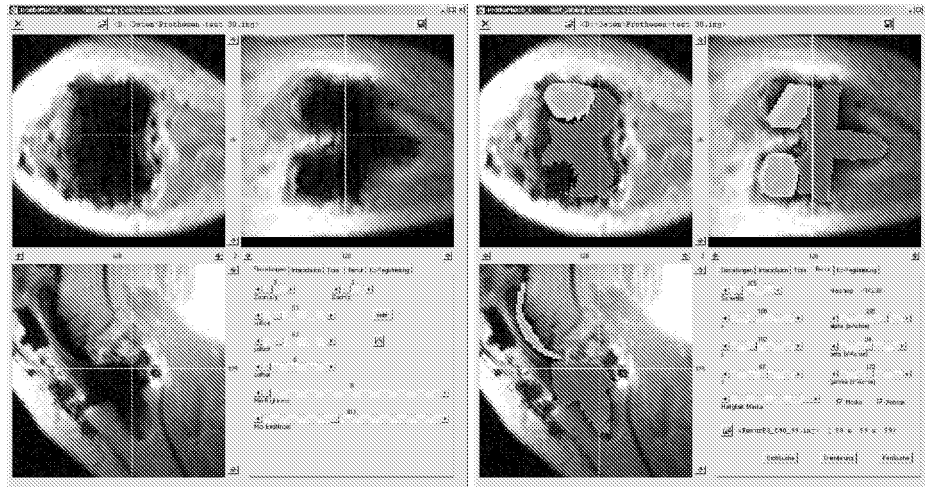
Als Ergebnis erhält man eine Menge von markierten Voxeln, die den Rand des Objektes darstellen. Es wird vorausgesetzt, dass dieser Rand abgeschlossen ist. Dann wird mit einem rekursiven Füllverfahren das Objekt von innen oder von außen gefüllt, so dass wir ein trinäres Muster mit den Werten *innen*, *rand*, *außen* erhalten. Für unsere Aufgabenstellung wurde das Muster der Tibia-Prothese, da es innen hohl ist, vor dem Füllvorgang noch manuell verschlossen. Außerdem wurden die Muster der Tibia-Prothese und des Inlays durch geeignete Überlagerung zu einer gemeinsamen Tibia-Komponente verschmolzen.

#### 4.2 Grobregistrierung der Muster

Um eine manuelle Grobeinpassung der Prothesen-Muster in das MRT Bild zu ermöglichen, entwickelten wir in der Hochsprache IDL ein interaktives Programm mit grafischer Benutzeroberfläche. Dieses Programm erlaubt das beliebige Verschieben und Drehen der Muster innerhalb des MRT Bildes. Man kann einen Schwellwert einstellen, mit dem man innerhalb eines Musters richtig bzw. falsch eingepasste Voxel voneinander unterscheiden kann. Die gesamte dreidimensionale Raumdarstellung – also das MRT Bild und die Muster – lässt sich vergrößern und verschieben, und wird durch drei zueinander orthogonale Schnittebenen grafisch dargestellt. Abb.1 zeigt das Programm mit dargestelltem MRT Bild. In Abb.2 sind zusätzlich noch die eingepassten Tibia- und Femur-Modelle zu erkennen. Der Operator muss in diesem Schritt die Prothesen-Modelle nur sehr grob an das MRT Bild anpassen, da die nachfolgende Feinregistrierung robust ist.

Abb. 1. MRT vor der Registrierung

Abb. 2. MRT nach der Registrierung



### 4.3 Feinregistrierung

Die Feinregistrierung basiert auf einem einfachen Gradientenverfahren, welches versucht, die drei Translationsparameter und die drei Rotationsparameter mit einer Matching-Funktion zu optimieren. Dabei werden in Einzelschritten die sechs Parameter jeweils verändert und der zugehörige Matching-Wert berechnet. Dann werden die Parameter, entsprechend der maximalen Verbesserung des Matching-Wertes, angepasst. Die Matching-Funktion wird folgendermaßen berechnet:

$$M = \left( \frac{\bar{A}}{I} - 1 \right) \sqrt{\frac{\tilde{R}}{\sqrt{IA}}}$$

Dabei stehen  $I$ ,  $R$ ,  $A$  für die Werte *innen*, *rand*, *außen* und  $\bar{X}$  für den Mittelwert und  $\tilde{X}$  für die relative Standardabweichung (Standardabweichung geteilt durch Mittelwert) der Intensitäten an den entsprechenden Musterstellen.

## 5 Ergebnisse

Die vorliegenden Prothesendaten konnten problemlos mit dem gezeigten Verfahren in eine geeignete Voxeldarstellung konvertiert werden. Prinzipiell können damit beliebige CAD-Daten konvertiert werden. Erst ab einer Gittergröße von etwa 300 also  $300 \times 300 \times 300$  Voxel kann es zu Engpässen beim Hauptspeicher (derzeitige Größe: 512 MB) kommen. Die für die MRT Bilder benötigten Gittergrößen liegen in dem Bereich von 70 bis 105 und benötigen etwa eine Minute Rechenzeit. Die ersten experimentellen Ergebnisse zeigen, dass die Benutzer mit dem gesamten Prozess der halbautomatischen Registrierung gut zurecht kommen. Anhand einer Gruppe von Testpersonen, welche die Tibia- und

Femur-Prothesen in je 3 Testbilder einpassen mussten, wurde die Güte der Registrierung und die Interobservervariabilität erfasst. Es wurde dabei untersucht, wie die Testpersonen mit bzw. ohne Hilfe der Feinregistrierungs-Unterstützung abschneiden. Mit der Feinregistrierung verbesserte sich die Interobservervariabilität (relative Standardabweichung) von 50.4% auf 0.5% und auch die Güte der Registrierung verbesserte sich bei allen Teilnehmern in jedem Testbild deutlich.

## 6 Diskussion

Wir entwickelten ein System zur postoperativen Registrierung von Knieendoprothesen. Erste experimentelle Ergebnisse zeigen eine gute halbautomatische Registrierung, die Basis einer quantitativen Analyse der Kniegelenkskinematik ist. Notwendig ist zunächst die weitere Evaluation des entwickelten Verfahrens mit weiteren Patientendaten und evtl. auch mit anderen Prothesentypen oder Prothesenarten. Auch eine Validierung anhand von Phantomdaten wäre sehr interessant. Die einzige Voraussetzung für die Anwendbarkeit ist, dass die Knieprothese im MRT Bild vollständig zu erkennen ist. Potential für eine Verbesserung der Registrierung liegt einerseits in der Erhöhung der Gittergröße der Muster und andererseits in der Berücksichtigung der wechselseitigen Störungen nahe beieinander liegender Muster. Falls es in der Zukunft gelingt, gute und ausreichend schnelle Algorithmen zur Grobregistrierung der Muster zu entwickeln, dann wäre der Übergang zu einer vollständig vollautomatischen Registrierung erreicht. Der größte Vorteil des hier vorgestellten Verfahrens liegt aber in seiner universellen Einsetzbarkeit. Im Prinzip können damit ohne Einschränkung 3D-Muster in 3D-Bildern registriert werden.

## Literaturverzeichnis

1. Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA, Walker SA: An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clinical Biomechanics* 15:29–36, 2000
2. Lee TQ, Gerken AP, Glaser FE, Kim WC, Anzel SH: Patellofemoral kinematics and contact pressures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 340:257–266, 1997
3. Walker PS, Haider H: Characterizing the motion of total knee replacements in laboratory tests. *Clin Orthop* 410:54–68, 2003
4. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA: In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis. *Clin Orthop* 345:60–66, 1997
5. Mahfouz MR, Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA: A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 22(12):1561–1574