

# Registrierung von präoperativen 3D-MRT-Daten mit intraoperativen 2D-Fluoroskopieaufnahmen zur Patientenlageerkennung

Stefan Burkhardt<sup>1</sup>, Michael Roth<sup>1</sup>, Achim Schweikard<sup>2</sup> und Rainer Burgkart<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Technische Universität München, Institut für Informatik IX,  
Boltzmannstr. 3, 85748 Garching

<sup>2</sup> Universität Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme,  
Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck

<sup>3</sup> Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie,  
Ismaninger Str. 22, 81675 München  
Email: burkhars@informatik.tu-muenchen.de

**Zusammenfassung.** Bestimmte Krankheitsbilder (z.B. initial aseptische Knochennekrosen) lassen sich nur in MRT-Bildern darstellen. Um derartige Läsionen mit computerassistierter Navigation präzise beispielsweise anzubohren, ist es ein notwendiger Schritt, die präoperative Planung in MRT-Daten mit intraoperativ gewonnen Bilddaten, in unserem Fall Fluoroskopieaufnahmen, zu registrieren. In diesem Artikel stellen wir ein Verfahren vor, welches eine schnelle intraoperative Registrierung ermöglicht und gleichzeitig die Interaktion mit dem Anwender auf ein Minimum beschränkt. Nach der Registrierung verbleibt eine translatorische Abweichung kleiner als 1,4 mm und eine rotatorische kleiner als 2°.

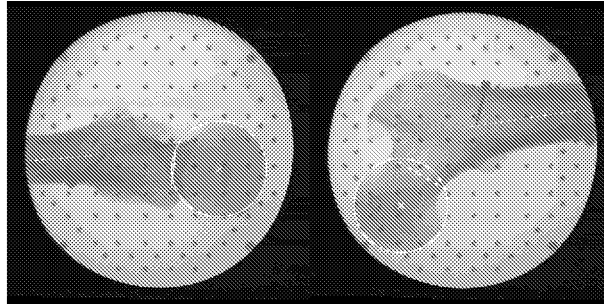
## 1 Problemstellung

Ein wesentlicher Schritt während computernavigierter, chirurgischer Operationen ist die intraoperative Registrierung von präoperativ erstellten 3D-Planungsdaten. Als intraoperative Bildgebungsmodalität verwenden wir dabei die im orthopädischen Bereich oft eingesetzten Fluoroskopieaufnahmen. Während die CT/Fluoroskopie-Registrierung ansatzweise bereits zum Einsatz kommt, entstehen bei der Verwendung von Magnetresonanztomographiedaten (MRT-Daten) einige Probleme. Die äußere Kontur des Femurs ist im Röntgenbild sehr gut zu erkennen, dagegen im MRT schwer abgrenzbar gegenüber dem Periost. Desweiteren ist eine Simulation von Röntgenbildern, wie beim CT einsetzbar, bei MRT-Aufnahmen ebenfalls nicht möglich. Erschwerend kommen noch die Anforderungen an Geschwindigkeit und Genauigkeit hinzu. Es wird ein möglichst schnelles, intraoperatives Verfahren mit einer hohen Genauigkeit benötigt.

## 2 Stand der Forschung

Es existieren eine Reihe von Verfahren zur CT/Fluoroskopiebild-Registrierung (beispielsweise [3,5]). Mit der Problematik der 3D/2D-Registrierung setzen sich

**Abb. 1.** Fluoroskopieaufnahmen des proximalen Femurs in lateraler und AP-Ansicht. In beiden Aufnahmen sind der Femurkopf, der Femurhals und die Femurschaftachse eingezeichnet.



mehrere Arbeiten, beispielsweise [4], auseinander. Für die spezifische Problematik der MRT/Fluoroskopieregistrierung in orthopädischen Anwendungen existieren keine bekannten Publikationen.

### 3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

In diesem Beitrag stellen wir eine Möglichkeit vor, präoperativ gewonnene MRT-Daten mit intraoperativen 2D-Fluoroskopiedaten zu fusionieren und damit eine Lageerkennung des Patienten zu ermöglichen. Es wurde Wert auf ein schnelles und gleichzeitig einfaches Verfahren gelegt.

### 4 Methoden

Die gesamte Vorgehensweise untergliedert sich in zwei Teile: den präoperativen Planungsschritt am MRT-Datensatz und die intraoperative Registrierung. Während der präoperativen Planung werden am MRT-Datensatz der Femurkopf, -hals, -schaft und der Trochanter minor bestimmt. Dabei gehen wir von folgenden Annahmen aus:

- Der Femurkopf entspricht näherungsweise einer Kugel.
- Der Femurhals läßt sich durch einen, vollständig im Knochen verlaufenden Torus beschreiben.
- Der Femurschaft wird durch eine Strecke, die seiner Hauptachse folgt, beschrieben.

Abbildung 1 zeigt zwei Fluoroskopieaufnahmen in lateraler und AP-Richtung des proximalen Femurs. Eingezeichnet sind der Femurkopf, der Femurhals und die Femurschaftachse.

Zur Bestimmung des Femurkopfes wird in mindestens zwei MRT-Schichten, in der der Femurkopf zu sehen ist, dieser durch einen Kreis umschrieben. Dafür

werden jeweils drei Punkte am Rand des Femurkopfes markiert, aus denen der Kreis berechnet wird. Die Punkte werden so gesetzt, daß dieser Kreis möglichst optimal die äußere Hüftkopfkontur umschließt. Aus den eingezeichneten Kreisen wird eine Kugel berechnet. Aus dem Abstand der Kreise zueinander, ihren Radien und Mittelpunkten läßt sich der Mittelpunkt und der Radius der Kugel schätzen.

Für die Bestimmung des Femurhalses wird in den entsprechenden Schichten jeweils die Stelle mit dem geringsten Durchmesser markiert und in diese Punktmenge ein Torus angepaßt.

Im dritten Schritt wird der Trochanter minor als Punkt eingezeichnet. Daran schließt sich die Definition des Femurschaftes an. Jeweils distal und proximal des Trochanter minor werden auf der Femuroberfläche zwei gegenüberliegende Punkte markiert. Aus den beiden gegenüberliegenden Punkte berechnet sich jeweils ein Endpunkt der Strecke, die die Femurschaftachse definiert.

Als Ergebnis erhalten wir eine 3D-Geometrie, die den proximalen Femur beschreibt. Diese bezeichnen wir im folgenden als 3D-Referenzgeometrie. Weiterhin segmentieren wir den Femur im MRT-Datensatz und erhalten ein 3D-Oberflächenmodell der inneren kortikalen Knochenbegrenzung.

Daran schließt sich die intraoperative Registrierung an. Intraoperativ werden zwei oder mehr Fluoroskopieaufnahmen vom Femur erstellt. Die Position und Orientierung des Röntgengerätes wird durch ein Trackingssystem erfaßt. Durch die in [2] vorgestellte Kamerakalibrierung werden die Röntgenaufnahmen entzerrt und das Aufnahmesystem als Lochkamera modelliert. Die Parameter der Kamera und ihre Position im Raum können bestimmt werden.

In jeder dieser 2D-Fluoroskopieaufnahmen werden die folgenden Strukturen eingezeichnet:

- Es wird ein Kreis definiert, der den Femurkopf umschließt. Dafür werden drei Punkte manuell gesetzt.
- Es wird die Stelle mit dem geringsten Durchmesser am Femurhals mittels zweier Punkte markiert.
- Der Femurschaft wird definiert, indem jeweils zwei gegenüberliegende Punkte distal und proximal des Trochanter minor gesetzt werden. Analog der 3D-Planung wird daraus die Strecke für die Femurschaftachse berechnet.

Diese Geometrien werden in 2D-Bildern definiert. Aufgrund der modellierten Lochkamera läßt sich daraus eine 3D-Geometrie berechnen. Eine initiale Registrierung erfolgt, indem die 3D-Referenzgeometrie auf diese neu erstellte Geometrie registriert wird.

An diesen Schritt schließt sich eine Nachoptimierung an. Dazu wird in den Fluoroskopieaufnahmen mittels des Livewireverfahrens [1] die äußere Femurkante manuell eingezeichnet. Dies erfordert nur wenige Stützstellen. Anschließend verwenden wir das während der präoperativen Planung segmentierte 3D-Oberflächenmodell der inneren kortikalen Knochenbegrenzung um eine Registrierung mit Hilfe eines Verfahrens auszuführen, das auf [4] basiert. Dieses verfolgt die Projektionsstrahlen von der Kamera zu den Punkten auf der 2D-Kontur im Röntgenbild und betrachtet den minimalen Abstand vom 3D-Modell.

Dabei werden alle Punkte innerhalb des Modells mit einem negativen Abstand versehen. Ziel ist es, den mittleren quadratischen Abstand zu minimieren. Die Berechnung erfolgt analog zu [4] mittels sogenannte Octree-Splines, einem sehr schnellen Verfahren.

Für die Registrierung wählen wir  $N$  äquidistante Punkte im Bereich des Femurkopfes auf jeder 2D-Kontur aus, berechnen für diese den minimalen Abstand zum Oberflächenmodell der Spongiosa und daraus die mittlere quadratische Distanz  $d_1$ . Weiterhin definieren wir auf der Strecke jedes Femurschaftes äquidistant in  $M$  Stützstellen. Für jeden dieser Punkte bestimmen wir die beiden Konturpunkte, deren Verbindungsgerade durch diese Stützstelle läuft und senkrecht auf dem Femurschaft steht. Für beide Punkte wird jeweils die Distanz berechnet und der Betrag der Differenz beider Distanzen ermittelt. Diese Differenz wird für alle  $M$  Stützstellen berechnet und gemittelt. Das Ergebnis ist eine Distanz  $d_2$ . Die zu minimierende Distanz  $d$  ergibt sich als die gewichtete Summe  $d = 0,6 \cdot d_1 + 0,4 \cdot d_2$ . Diese Gewichtung der beiden Merkmale hat sich experimentell als die günstigste herausgestellt. Die Minimierung wird mit dem Powells-Algorithmus durchgeführt.

## 5 Ergebnisse

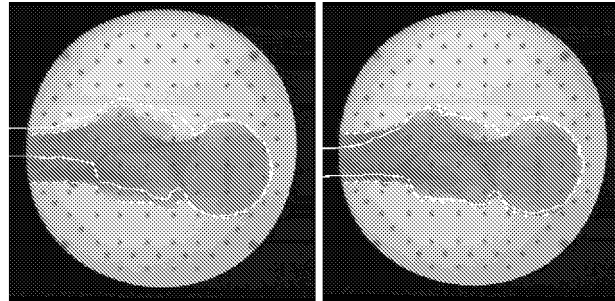
Für unsere Versuche verwendeten wir zwei Röntgenbilder mit einer Auflösung von 768x512 Pixeln (Abb. 1), ein CT und ein MRT vom proximalen Femur. Eine MRT/CT-Registrierung und eine CT/Röntgen-Registrierung lieferten die notwendigen Referenzen.

Anschließend wurde die Planung im MRT durchgeführt und ebenso in den Fluoroskopieaufnahmen. Weiterhin wurde die Außenkante des Femur in den Röntgenbildern segmentiert. Mit Hilfe des Livewireverfahrens mussten wir dazu ca. 10 Stützpunkte in beiden Bilder setzen. An den Kantenverlauf zwischen den Stützstellen passte sich die Kontur automatisch an. Das Einzeichnen der Kante dauert pro Bild ca. 20 Sekunden.

Daran schloß sich die initiale Registrierung an. Die Planung wurde mehrfach wiederholt. In jedem Fall besaß das registrierte 3D-Modell nach diesem ersten Schritt eine translatorische Abweichung kleiner als 4mm und rotatorische Abweichung kleiner als 5 Grad.

Während der Nachoptimierung wählten wir  $N=20$  Punkte aus der Kontur und  $M=10$  Stützstellen. Die Rechenzeit betrug 80-90 Sekunden auf einem Intel Pentium III, 800 MHz unter Linux. Nach der Optimierung war die translatorische Abweichung kleiner als 1,4 mm und die rotatorische Abweichung kleiner als  $2^\circ$ . Eine Erhöhung von  $N$  führte zu einem Anstieg der Rechenzeit, während die Genauigkeit unverändert blieb. Weiterhin stellte es sich als positiv heraus, dass der Aufnahmewinkel zwischen beiden Fluoroskopieaufnahmen  $90^\circ$  betrug.

**Abb. 2.** Initiale (links) und optimierte Position (rechts) des Femurs. Vom 3D-Modell ist die endostale Kontur dargestellt. Weiterhin ist in den beiden Fluoroskopieaufnahmen die äußere Kortikalis (gestrichelte Linie) segmentiert.



## 6 Diskussion

Mit Hilfe unseres Ansatzes ist eine Registrierung von MRT-Bildern und 2D-Fluoroskopieaufnahmen im Bereich des proximalen Femurs möglich. Die Rechenzeit beträgt in unserer Testumgebung unter zwei Minuten und ist damit für den intraoperativen Einsatz geeignet. Die kurze intraoperative Rechenzeit wird durch den präoperativen Aufbau der Datenstrukturen für die Octree-Splines ermöglicht, der allerdings zehn Minuten dauert.

Ziel unserer weiteren Arbeit wird sein, die initiale Registrierung genauer zu evaluieren. Dabei soll untersucht werden, welche Genauigkeit in diesem Schritt aufgrund der 3D- und 2D-Planungen erwartet werden kann und wie gut sich die Ergebnisse intra- und interpersonell reproduzieren lassen. Letztendlich ist die Notwendigkeit der Nachoptimierung, deren Geschwindigkeit und Genauigkeit direkt davon abhängig.

## Literaturverzeichnis

1. Barrett WA, Mortensen EN: Interactive live-wire boundary extraction. *Medical Image Analysis*, 1(4):331-341, 1997
2. Brack C, Roth M, Schweikard A: Towards accurate x-ray camera calibration in computer assisted robotic surgery. In: *Proc. Computer-Aided Radiology*, 1996
3. Hamadeh A, Lavallée S, Cinquin P: Automated 3-dimensional computed tomographic and fluoroscopic image registration. *Comput Aided Surg* 3(1):1-9, 1998
4. Lavallée S, Szeliski R: Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(4):378-390, 1995
5. Roth M: Intraoperative fluoroskopiebasierte Patientenlageerkennung zur präzisen Unterstützung chirurgischer Eingriffe. Dissertation, Technische Universität München, 2001