

Atlas-basierte 3D-Rekonstruktion des Beckens aus 2D-Projektionsbildern

Hans Lamecker¹, Thomas H. Wenckeback¹, Hans-Christian Hege¹,
Georg N. Duda² und Markus O. Heller²

¹Visualisierung und Datenanalyse, Zuse Institut Berlin, 14195 Berlin

²Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie, Charité-Berlin, 13353 Berlin

Email: lamecker@zib.de

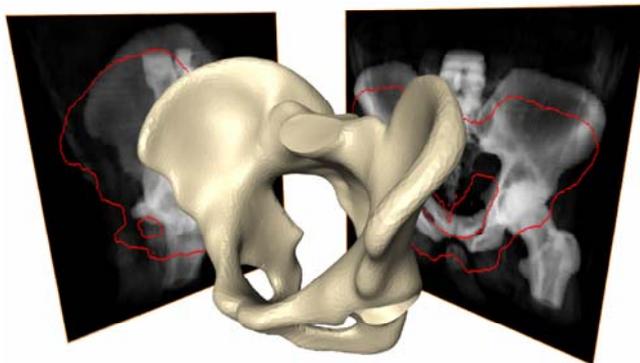
Zusammenfassung. Häufig liegt einer computergestützten Operationsplanung lediglich ein Satz von wenigen 2D-Röntgenbildern zugrunde. Dennoch ist es ein Anliegen, auf Basis solcher Daten Rückschlüsse auf die dreidimensionale Anatomie des Patienten zu ziehen. In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, das mithilfe eines statistischen 3D-Formmodells (SFM) des Beckens die geometrisch sowie topologisch komplexe 3D-Form aus wenigen Röntgenbildern rekonstruiert. Dies geschieht durch eine Optimierung, welche den Abstand der Silhouette des Modells in den Projektionsebenen zur Silhouette des Objekts in den Röntgenbildern minimiert. Das Verfahren wird an 23 synthetisch erzeugten Datensätzen validiert.

1 Einleitung

Der künstliche Gelenkersatz der Hüfte ist ein Standardverfahren zur Behandlung degenerativer Gelenkerkrankungen. Allein in Deutschland werden jährlich ca. 120.000 Hüftendoprothesen implantiert. Aufgrund der Alterung der Bevölkerung ist in Zukunft mit einem starken Anstieg der Zahl der Implantationen zu rechnen. Obwohl bekannt ist, dass die Belastungen des Hüftgelenkes eine wesentliche Rolle für die langfristige Funktion und den Erfolg des künstlichen Gelenkersatzes spielen, stehen dem Chirurgen bei der Planung des Eingriffes derzeit keine validen Informationen zur erwarteten Gelenkbelastung zur Verfügung. Die computergestützte Planung soll daher helfen, den Erfolg der Behandlung zu verbessern. Dazu sollen die auftretenden Kräfte und Belastungen des Gelenkes vor und nach dem Eingriff mit Hilfe validierter biomechanischer Modelle berechnet werden, um eine möglichst optimale biomechanische Rekonstruktion des Hüftgelenkes für jeden Patienten gewährleisten zu können.

Die Grundlage für die Operationsplanung sind in der Regel Röntgenbilder. Während aus einer Beckenübersichtsaufnahme (koronale Projektion) bereits wesentliche Daten für eine Anpassung biomechanischer Modelldaten zur Berechnung der Belastungsbedingungen der Hüfte gewonnen werden können [1], erfordert eine genauere Belastungsanalyse die Kenntnis der 3D-Geometrie der Anatomie, insbesondere der Knochen und Muskeln. Die Herausforderung besteht somit darin, aus Röntgenbildern eine 3D-Rekonstruktion der anatomischen Objekte als

Abb. 1. Registrierung eines 3D-Formmodells mit zwei Röntgenbildern.



Grundlage für die nachfolgende Berechnung der Belastungen zu bestimmen. Ein Großteil der Literatur zum Thema 2D/3D-Registrierung (siehe [2] und enthaltene Referenzen) geht davon aus, dass ein prä-operativer 3D-Datensatz des Patienten vorliegt, der dann mit intra- oder post-operativ gewonnene Daten registriert werden muss. In unserem Fall ist jedoch kein 3D-Referenzdatensatz vorhanden. Der Einsatz eines SFM erscheint daher sinnvoll für die Rekonstruktion einer unbekannt 3D-Anatomie aus 2D-Röntgenbildern. Verschiedene Arbeiten verfolgen einen ähnlichen Ansatz:

Fleute et al. [3] verwenden ein SFM des distal gelegenen Teils des Femur zur Registrierung mit Röntgenbildern aus einem C-Arm. Dazu werden die Abstände zwischen den Konturen der SFM-Oberfläche und einer diskreten Anzahl von Projektionsstrahlen der Röntgenbilder mittels eines ICP-Algorithmus minimiert. Benameur et al. [4] benutzen ein SFM der Wirbelknochen zur Registrierung und Segmentierung von Röntgenbildern. Die Registrierung besteht in der Minimierung eines Kantenpotentials, das den Abstand der projizierten Konturen von den Konturen der Röntgenbilder misst. Yang et al. [5] bauen auf ein hybrides Formmodell zur Rekonstruktion von Femuren aus Röntgenbildern. Als Abstandsmaß dient die Korrelation zwischen simulierten Dickenbildern des Formmodells und den Röntgenbildern.

2 Methoden

Das verwendete SFM wird aus einem Satz von individuellen Trainingsdaten erzeugt. Die Herausforderung dabei liegt in der Identifizierung von korrespondierenden Punkten auf den Trainingsoberflächen. Hierzu wurde das von Lamecker et al. [6, 7] beschriebene Verfahren verwendet. Als Ergebnis lassen sich alle Trainingsformen in einem gemeinsamen Vektorraum darstellen. Eine Hauptkomponentenzerlegung (PCA) dieses Ensembles liefert ein lineares Modell für die zugelassene Formvariabilität: $\mathcal{S}(\mathbf{b}, T) = T(\bar{\mathbf{v}} + \sum_{k=1}^n b_k \mathbf{p}_k)$, wobei \mathbf{v} das Formmittel, \mathbf{p}_k die Eigenmoden der Formvariabilität, b_k die Formgewichte und T eine affine Transformation darstellen (vgl. Abb. 2, links).

Abb. 2. *Links:* Statistisches Formmodell des Beckens aus einer Trainingsmenge, *Mitte:* Kantenerkennung in Röntgenbildern, *Rechts:* Silhouette des Beckens in Röntgenbildern.



Für eine gegebene Kamerakalibrierung K (Lage und Ort der Röntgenquelle relativ zu den Projektionsebenen) und eine gegebene Instanz des Formmodells $S(\mathbf{b}, T)$ wird die Silhouette des Modells in den Projektionsebenen berechnet und als 2D-Bild gerastert. Die Silhouette des Objektes in den Röntgenbildern wird einmalig interaktiv bestimmt: Nach einer automatischen Kantenbestimmung (Canny-Filter) werden unbrauchbare Konturen entfernt bzw. zur Silhouette vervollständigt (vgl. Abb. 2, mitte und rechts).

Gegeben zwei Silhouetten s und s' , sei $d(\mathbf{x}, s') = \min_{\mathbf{x}' \in s'} \|\mathbf{x} - \mathbf{x}'\|$ der Abstand zwischen einem Punkt $x \in s$ und der Silhouette s' . Das zu minimierende Ähnlichkeitsmaß ist der symmetrische quadratische Abstand $d = \int_{\mathbf{x} \in s} d(\mathbf{x}, s')^2 dx + \int_{\mathbf{x} \in s'} d(\mathbf{x}, s)^2 dx$. Zur effizienten Bestimmung des Abstandes zwischen den Silhouetten werden sowohl für die Modell- als auch die Röntgensilhouetten Distanzfelder berechnet. Die Berechnung von d besteht dann in der Abtastung und Summierung der Distanzen der Punkte einer Silhouette zur jeweils anderen Silhouette. Das Distanzfeld der Modellsilhouette muss dabei ständig aktualisiert werden.

Die gesuchte Rekonstruktion ist die Lösung des Optimierungsproblems $(T^*, \mathbf{b}^*, K^*) = \arg \min_{(T, \mathbf{b}, K)} d$. Zur Minimierung wird ein Suchverfahren verwendet, das einem Gradientenabstieg mit Liniensuche ähnelt. Die Suchrichtung wird nicht mittels einer numerischen Approximation der partiellen Ableitungen berechnet, sondern mit einem Verfahren, welches das Ähnlichkeitsmaß an den Grenzen eines sehr großen Intervalls auswertet. Iterativ werden die Intervalle verkleinert, wodurch eine quasi-globale Optimierung erzielt wird. Zur Vermeidung von lokalen Minima und zur Steigerung der Effizienz wird die Registrierung in einer Datenpyramide durchgeführt, d.h. die Silhouetten werden in verschiedenen Auflösungen in der Optimierung berücksichtigt [8].

3 Ergebnisse

Zur Validierung wurden 23 CT-Datensätze des Abdomens ohne Knochendefekte verwendet (Schichtabstand 5mm). Zu allen Datensätzen lagen manuelle Segmentierungen des Beckens als Goldstandard zur Auswertung vor. Das SFM des Beckenknochens wurde ebenfalls aus diesen Daten erzeugt [6]. Aus den Datensätzen wurden mittels eines Volume Renderings künstliche Röntgenbilder be-

Tabelle 1. Quantitative Ergebnisse der verschiedenen Experimente.

Experiment	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Maximum [mm]
Leave-All-In (KO)	$1,5 \pm 0,5$	$1,2 \pm 0,3$	$8,8 \pm 3,3$
Leave-All-In (KO-SA)	$1,3 \pm 0,5$	$1,1 \pm 0,5$	$7,9 \pm 2,6$
Leave-One-Out (KO)	$2,6 \pm 0,4$	$2,1 \pm 0,3$	$17,6 \pm 6,5$
Leave-One-Out (KO-SA)	$2,4 \pm 0,4$	$2,0 \pm 0,3$	$14,9 \pm 3,1$
Leave-One-Out (DFM)	$2,0 \pm 0,2$	$1,6 \pm 0,2$	$13,3 \pm 2,6$

rechnet. Diese sind hier allerdings lediglich für die Definition geeigneter Projektionsebenen erforderlich. Die Silhouetten dieser Röntgenbilder wurden direkt aus den manuellen Segmentierungen berechnet. Ziel der Validierung ist, die erreichbare Genauigkeit des Verfahrens mit dem vorgeschlagenen Ähnlichkeitsmaß zu untersuchen. Für die konventionelle Operationsplanung werden bisher außerdem bereits kalibrierte Röntgenbilder unter standardisierten Aufnahmebedingungen erstellt [9]. Daher wurden in der Optimierung hier nur die Formgewichte \mathbf{b} optimiert (T, K sind bekannt). Bei Unkenntnis von T, K ist mit einer Verschlechterung der Ergebnisse zu rechnen.

Die Experimente wurden für den Fall einer Röntgenaufnahme (koronal, KO) und zweier Aufnahmen (koronal und sagittal, KO-SA) durchgeführt (vgl. Abb. 1). Als Fehler wurde der mittlere symmetrische Flächenabstand zwischen Optimierungsergebnis und Goldstandard gemessen. Den geringsten Wert für den Fehler erreicht man durch direktes Flächenmatching (DFM) des SFM an den Goldstandard in 3D (Minimierung des mittleren quadratischen Fehlers, vgl. [6]).

Als Test der Optimierungsstrategie wurde das Verfahren mit einem SFM durchgeführt, das die Formen der zu rekonstruierenden Röntgenbilder enthält (*Leave-All-In-Test*). Hier wird optimale Übereinstimmung erwartet. Im *Leave-One-Out-Test* ist der zu rekonstruierende Datensatz nicht im SFM enthalten. Dies stellt den realistischen Fall dar. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

4 Diskussion

Ziel der Arbeit ist die Validierung eines neuen Verfahrens zur 3D-Rekonstruktion des Beckens aus 2D-Projektionsbildern anhand synthetischer Datensätze. Die Mittelwerte der gemessenen Fehler liegen mit einer Größenordnung von wenigen Millimetern in einem Bereich der erwarten lässt, dass evtl. bereits aus einer einzigen Projektion eine für die Berechnung der Belastungsbedingungen hinreichende Abschätzung der 3D-Geometrie möglich ist [1]. Der *Leave-One-Out-Test* zeigt weiter, dass der größte Anteil des Fehlers in der Unvollständigkeit des SFM liegt. Dieses gilt es daher in Zukunft um weitere Trainingsdaten zu erweitern. Für die klinische Anwendung bleibt zu klären, wie das Verfahren durch degenerative Veränderungen der Hüftknochen beeinflusst wird. Hierzu muss in Zukunft untersucht werden, inwiefern die Methode bei unvollständigen Silhouetten eine ausreichende Genauigkeit liefert. Der Einsatz eines Formmodells normaler

Becken ist jedoch auch für eine solche Situation sinnvoll, da das Ziel der Rekonstruktion vor allem diejenigen Bereiche sind, in denen wichtige Muskeln ansetzen. Solche Bereiche sind häufig nicht degenerativ verändert.

Eine mögliche Steigerung der Genauigkeit besteht darin, mehr Information aus den Bilddaten und dem Modell in das Ähnlichkeitsmaß zu integrieren. Versuche mit weiteren aus der Kantendetektion berechneten Konturen zu arbeiten, wie Benameur et al. [4] es vorschlugen, schlugen fehl, da die Konturberechnung im Allgemeinen nicht robust genug ist. Röntgenbilder messen die Dichte des Knochens entlang eines Projektionsstrahls. Allerdings brachten Versuche, in denen ausschließlich Dickenbilder des SFM mit den Röntgenbildern registriert wurden (ähnlich [5]), unbefriedigende Ergebnisse, da der Inhomogenität des Knochens im Dickenbild nicht Rechnung getragen wird. Zukünftig sollen daher Silhouetten- und Dickeninformation im Registrierungsprozess kombiniert werden.

Zusammenfassend muss man davon ausgehen, dass mit dem hier vorgeschlagenen Ansatz eine für die Abschätzung der Belastungen des Gelenkes hinreichend genaue 3D-Rekonstruktion des Beckens erzielt werden kann. Dies soll auch an klinischen Daten evaluiert werden. Für die vollständige Analyse der Belastungen im Rahmen des Hüftgelenkersatzes wird das Verfahren in einem nächsten Schritt auf das Femur erweitert werden.

Danksagung. Hans Lamecker wird gefördert durch das DFG Forschungszentrum MATHEON “Mathematik für Schlüsseltechnologien” in Berlin. Die Autoren danken Olaf Etmuss für erste Untersuchungen und Implementierungen.

Literaturverzeichnis

1. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, et al. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech* 2001;34(7):883–893.
2. van de Kraats EB, Penney GP, et al. Standardized Evaluation Methodology for 2D-3D Registration. *IEEE Trans Med Imaging* 2005;24(9):1177–1190.
3. Fleute Markus, Lavallée Stéphane. Nonrigid 3-D/2-D Registration of Images Using Statistical Models. In: *Procs MICCAI*. vol. 1679; 1999. p. 138–147.
4. Benameur S, Mignotte M, Parent S, et al. 3D/2D Registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2003;27(5):321–337.
5. Tang ThomasSY, Ellis RandyE. 2D/3D Deformable Registration Using a Hybrid Atlas. In: *Procs MICCAI*. vol. 3750; 2005. p. 223–230.
6. Lamecker Hans, Seebaß Martin, Hege HansChristian, Deuffhard Peter. A 3D Statistical Shape Model of the Pelvic Bone For Segmentation. In: *Procs SPIE Medical Imaging: Image Processing*. vol. 5370; 2004. p. 1341–1351.
7. Lamecker Hans, Lange Thomas, Seebaß Martin. Erzeugung statistischer 3D-Formmodelle zur Segmentierung medizinischer Bilddaten. In: *Procs BVM*; 2003. p. 398–403.
8. Wenckebach ThomasH. Volumetrische Registrierung zur medizinischen Bildanalyse. Master’s thesis. Institut für Informatik, Humboldt-Universität zu Berlin; 2005.
9. The B, Diercks RL, Stewart RE, et al. Digital correction of magnification in pelvic x-rays for preoperative planning of hip joint replacements: theoretical development and clinical results of a new protocol. *Med Phys* 2005;32(8):2580–2589.