

Automatische Berechnung orthopädischer Maßzahlen auf der Basis virtueller dreidimensionaler Modelle der Hüfte

J. Ehrhardt¹, T. Malina¹, H. Handels¹, B. Strathmann²,
W. Plötz^{2,3} und S.J. Pöpl²

¹Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck, 23538 Lübeck

²Klinik für Orthopädie, Universität zu Lübeck, 23538 Lübeck

³Klinik für Orthopädie, Krankenhaus der Barmherzigen Brüder, 80639 München

Email: ehrhardt@medinf.uni-luebeck.de

Zusammenfassung. Orthopädische Maßzahlen, wie Winkel, Abstände etc., bilden eine wesentliche Grundlage für die orthopädische Diagnose und Therapieplanung. Konventionell werden diese Maße anhand von Röntgenprojektionsbildern gewonnen. Das hier vorgestellte Programm **OrthoCalc** berechnet orthopädische Maßzahlen anhand virtueller dreidimensionaler Modelle der beteiligten Knochenstrukturen und assoziierter Landmarken. Es werden Algorithmen präsentiert, welche die automatische Bestimmung eines patientenbezogenes Koordinatensystem, der Rotationszentren und der Kontaktfläche des Hüftgelenks und verschiedener orthopädisch relevanter Winkel des Beckens ermöglichen. Durch eine integrierte Visualisierungskomponente kann der Arzt die berechneten Werte validieren. Die Benutzung dreidimensionaler Modelle für die Berechnung der orthopädischen Kenngrößen erlaubt die korrekte Erfassung der dreidimensionalen Lagebeziehungen und vermeidet auf Projektionsfehlern beruhende Ungenauigkeiten. Durch die automatisierte Berechnung der Maßzahlen wird der Arzt von dem damit verbundenen komplexen Interaktionsaufgaben in der virtuellen Umgebung entlastet.

1 Einleitung

Für die Planung von Hüftoperationen werden zahlreiche orthopädische Maßzahlen, wie z.B. Winkel, Distanzen oder die Größe von Kontaktflächen, benötigt [1,2]. Diese Maßzahlen geben dem Arzt einen komprimierten Eindruck der Patienten-anatomie und helfen ihm bei der Diagnosefindung und Therapieplanung. Im Allgemeinen werden solche Maße aus Röntgenbildern mit definierter Projektionsrichtung gewonnen (z.B. anterior-posterior oder laterale Projektionen). Insbesondere bei Vorliegen von (u. U. schmerzhaften) Erkrankungen der beteiligten Knochenstrukturen ist eine korrekte und reproduzierbare Positionierung des Patienten nicht möglich und die gemessenen Winkel sind fehlerbehaftet.

Seit der Einführung der Computertomographie nutzen deshalb eine Reihe von Ansätzen axiale CT-Schichtbilder der Hüfte zur Bestimmung orthopädisch

relevanter Winkel [3,4]. In den letzten Jahren wurden erste Ansätze zur Berechnung orthopädischer Kenngrößen anhand von virtuellen dreidimensionalen Knochenmodellen entwickelt [5]. Bei diesen Verfahren ist jedoch eine umfangreiche Benutzerinteraktion zur Festlegung von Achsen und Winkeln notwendig. Insbesondere die präzise Positionierung von Meßwerkzeugen (siehe [5]) in virtuellen 3D-Szenen ist für den ungeübten Benutzer mit einem erheblichen Interaktionsaufwand verbunden.

Das im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Programm **OrthoCalc** ermöglicht die *automatische* Berechnung orthopädischer Parameter für die Planung von Hüftoperationen. Dies entlastet den Arzt einerseits von der manuellen Bestimmung und bietet andererseits die Möglichkeit einer Erhöhung der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Eine grafische Benutzeroberfläche visualisiert die berechneten Größen. Das Einblenden anatomischer Achsen und die farbkodierte Darstellung von Distanzen ermöglicht dem Benutzer eine Beurteilung der Patientengeometrie und die Evaluation der Korrektheit der berechneten Werte.

2 Methode

Die Eingangsdaten des Softwaresystems **OrthoCalc** sind triangulierte, dreidimensionale Oberflächenmodelle folgender Knochenstrukturen: rechtes und linkes Hüftbein, Kreuzbein, rechter und linker Femurkopf und -schaft sowie einige anatomische Landmarken, wie z.B. Symphyse, Promontorium und Spina iliaca anterior superior. Eine automatische Segmentierung dieser Strukturen und Landmarken kann durch die in [6] und [7] beschriebenen atlasbasierten Verfahren erfolgen.

In einem ersten Schritt wurde durch die beteiligten Mediziner eine Liste der wesentlichen orthopädischen Parameter der Hüfte erarbeitet. Viele dieser Maßzahlen werden in der klinischen Routine anhand zweidimensionaler Röntgenprojektionsbilder ermittelt. Durch die Verwendung räumlicher Modelle mußten einerseits neue, präzise Berechnungsvorschriften erarbeitet werden, andererseits war die Entwicklung neuer dreidimensionaler Maße möglich, wie z.B. die Berechnung der Kontaktfläche von Femurkopf und Hüftpfanne.

Einige orthopädisch relevante Winkel sind auf der Basis vertikaler oder transversaler Körperachsen definiert. Deshalb ist die Bestimmung eines patientenbezogenen, anatomischen Koordinatensystems nötig.

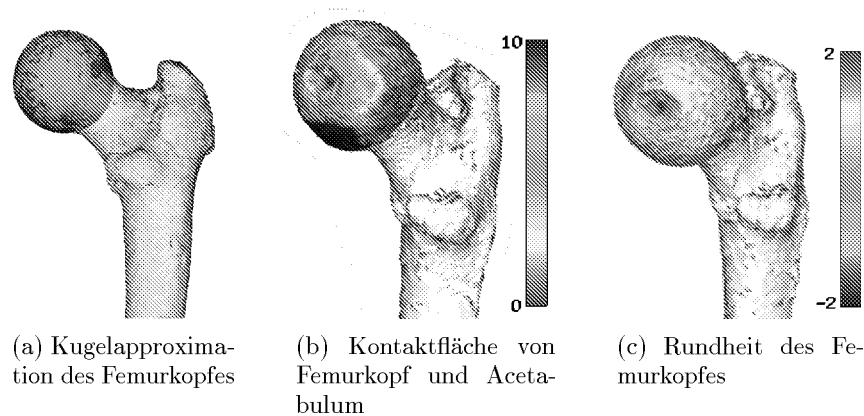
2.1 Bestimmung eines patientenbezogenen Koordinatensystems

Das Koordinatensystem wird durch die Sagittal-, die Frontal- und die Transversalebene definiert. Die Sagittalebene ist die Symmetrieebene des Beckens. Die Abbildung

$$\phi_E(\mathbf{x}) = \mathbf{x} - 2(\mathbf{n}_E \cdot (\mathbf{x} - \mathbf{x}_E)) \mathbf{n}_E \quad (1)$$

spiegelt den Punkt \mathbf{x} an der Ebene E mit Normalenvektor \mathbf{n}_E und Ursprungspunkt \mathbf{x}_E . Die gesuchte Sagittalebene \hat{E} kann automatisch durch die Lösung des

Abb. 1. (a) Das Zentrum des Femurkopfes wird durch die Approximation mit einer Kugel bestimmt. (b) Die Kontaktfläche wird durch die farbkodierte Distanzen zwischen Femurkopf und Acetabulum visualisiert. (c) Die farbkodierte Darstellung der Abstände der Oberflächenpunkte von der approximierten Kugel. Gleichmäßig geringe Distanzen zeigen, dass die Gelenkfläche der Kugelform gut entspricht. Im Bereich des *Fovea capitis femuris* gibt es eine natürliche Abweichung von der Kugelform.



folgenden Optimierungsproblems bestimmt werden:

$$\sum_{\mathbf{x} \in \Omega} (I_{ct}(\mathbf{x}) - I_{ct}(\phi_{\hat{E}}(\mathbf{x})))^2 \rightarrow \min, \quad (2)$$

wobei Ω die Menge der Knochenvoxel im CT-Volumen I_{ct} des Patienten ist. Die Minimierung von Gl. 2 wird in einer aktuellen Implementierung mit Powells Methode durchgeführt. Die Frontalebene steht senkrecht zur Sagittalebene und verläuft durch die Symphyse und den Mittelpunkt der beiden Spinae iliacae anterior superior. Die Transversalebene ergibt sich automatisch, da sie senkrecht zur Frontal- und Sagittalebene liegt. Der Koordinatenursprung ist die Symphyse. Eine alternative Definition bezieht nur die Symphyse, das Promontorium und Landmarken einer Hüftseite ein, da die Symmetrie des Beckens nicht gegeben ist, wenn eine Hüftseite deformiert oder durch einen Tumor teilweise zerstört ist.

2.2 Automatische Berechnung orthopädischer Maßzahlen

Das Softwaresystem `OrthoCalc` berechnet automatisch eine Reihe von orthopädischen Maßzahlen. Das Zentrum der Rotationsbewegung des Femurkopfes spielt dabei eine Schlüsselrolle. Durch die Anpassung einer Kugel an die Oberfläche des Femurkopfes läßt sich das Femurkopfzentrum automatisch und genau bestimmen. Hierfür wird das Oberflächenmodell als Menge $\{\mathbf{x}_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, n\}$ von

Punkten im Raum aufgefaßt. Gesucht ist die Kugel mit Zentrum \mathbf{z}_f und Radius r_f , welche folgende Gleichung minimiert (Abb. 2(a)):

$$\sum_{i=1}^n (\|\mathbf{x}_i - \mathbf{z}_f\| - r_f)^2. \quad (3)$$

Ausgehend vom Femurkopfzentrum wird anschließend mittels eines Strahlverfolgungsalgorithmus die Hüftpfanne segmentiert und somit die Berechnung der Kontaktfläche von Femurkopf und Acetabulum ermöglicht. Die Größe dieser Kontaktfläche zeigt an, ob ein korrekter Sitz des Femurkopfes in der Hüftpfanne gewährleistet ist (Abb. 2(b)).

Durch eine erneute Kugelapproximation kann anschließend das Rotationszentrum der Hüftpfanne bestimmt werden. Für eine optimale Rotationsbewegung des Femurkopfes in der Hüftpfanne sollten die Gelenkflächen möglichst gleichmäßig gerundet sein. Die Abweichungen der Oberflächenpunkte von der approximierten Kugel sind ein Maß für die "Rundheit" des Femurkopfes. Durch eine farbkodierte Darstellung dieser Distanzen sind Abweichungen von der Kugelform leicht zu erkennen (siehe Abb. 2(c)).

Die Anteversion und Inklination der Hüftpfanne sind Winkel, welche die Neigung der Hüftpfanne bezüglich der Frontal- und Transversalebene beschreiben. Zur Berechnung dieser Maße werden zunächst Punkte auf dem Hüftpfannenrand automatisch detektiert, und anschließend wird durch eine *least-squares*-Approximation die Pfanneneingangsebene bestimmt, und deren Neigung berechnet.

Der CE-Winkel wird konventionell in a.-p. Röntgenprojektionsbildern bestimmt, und ist als der Winkel zwischen der Körperlängsachse und der Geraden durch das Femurkopfzentrum und den äußeren Rand der Hüftpfanne definiert. Durch die Verwendung dreidimensionaler Modelle kann der CE-Winkel für jeden Punkt des Hüftpfannenrandes berechnet und somit als Kurve dargestellt werden.

Für die Bestimmung der Neigung zwischen Femurschaft und -hals (CCD-Winkel) ist die Berechnung einer Schaftachse und einer Halsachse des Femurs notwendig. Die Schaftachse wird mittels einer Hauptkomponentenanalyse bestimmt. Das Verfahren zur Berechnung der Femurhalsachse ist an das in [8] beschriebene Verfahren angelehnt.

3 Ergebnisse und Diskussion

Für eine erste Evaluation der präsentierten Algorithmen standen 3D-Modelle der Knochenstrukturen von 7 CT-Datensätzen des Beckens zur Verfügung. Hierbei handelte es sich um den weiblichen und männlichen Visible Human Datensatz und um die Datensätze von fünf Patienten, welche unter einem Tumorbefall des Beckens oder unter einer Hüftdysplasie litten. Die Beurteilung der Ergebnisse erfolgte durch die visuelle Begutachtung eines Mediziners.

Für die Visible Human Datensätze war eine korrekte Berechnung aller orthopädischen Maßzahlen möglich. Die berechneten Maßzahlen entsprachen Normwerten für gesunde Hüften. Für einen Patienten schlug die Berechnung des linken

Femurkopfzentrums fehl. Dieser Patient litt unter einer akuten Hüftdysplasie, so dass die Annahme der Kugelform des Femurkopfes nicht gewährleistet war. Die rechte Hüftseite eines weiteren Patienten wurde durch einen Tumor weitgehend zerstört, so dass die Segmentierung dieser Hüftpfanne nicht möglich war. Für die übrigen Patientendatensätze konnten die orthopädischen Maßzahlen automatisch berechnet werden, und die automatische Detektion dysplastisch degenerierter Hüften war möglich. Allerdings verhinderte eine hohe Schichtdicke von 4mm für vier der Patientendatensätze die sinnvolle Interpretation der Kontaktfläche zwischen Femurkopf und Hüftpfanne.

Das Programm **OrthoCalc** berechnet orthopädische Kenngrößen anhand dreidimensionaler Modelle der Knochenstrukturen der Hüfte und assoziierter Landmarken. Durch die präsentierten Algorithmen können z.B. ein patientenbezogenes Koordinatensystem, die Rotationszentren des Hüftgelenks und verschiedene orthopädisch relevante Winkel, automatisch berechnet werden. Durch eine integrierte Visualisierungskomponente kann der Arzt die berechneten Werte validieren. Dadurch wird der Interaktionsaufwand des Arztes weiter reduziert und eine automatische Analyse der Hüftgeometrie ermöglicht. Die Benutzung dreidimensionaler Modelle für die Planung orthopädischer Eingriffe erlaubt weiterhin die Entwicklung neuer dreidimensionaler orthopädischer Kenngrößen. Neben der Unterstützung für die virtuelle Operationsplanung kann das System **OrthoCalc** auch als Plattform zur Entwicklung und zum Test solcher neuen Maße dienen.

Ein Vergleich automatisch berechneter Maßzahlen mit konventionell ermittelten Werten soll in einer klinischen Studie erfolgen.

Literaturverzeichnis

1. D. Simon, B. Jaramaz, M. Blackwell, F. Morgan, A.M. DiGioia, III, E. Kischell, B. Colgan, T. Kanade. Development and Validation of a Navigational Guidance System for Acetabular Implant Placement. In *MRCAS*, pages 583-592, 1997.
2. H. Handels, J. Ehrhardt, B. Strathmann, W. Plötz, S.J. Pöpl. Three-dimensional Planning and Simulation of Hip Operations and Computer-Assisted Design of Endoprostheses in Bone Tumor Surgery. *J. of Comp. Aided Surg.*, 6:65-76, 2001.
3. L.S. Weiner, M.A. Kelly, R.I. Ulin, D. Wallach. Development of the acetabulum and hip: computed tomography analysis of the axial plane. *J. Pediatr. Orthop.*, 4(13):421-425, 1993.
4. C.L. Stanitski, R. Woo, D.F. Stanitski. Acetabular version in slipped capital femoral epiphysis: a prospective study. *J. Pediatr. Orthop. B*, 15(2), 1996
5. J.A. Richolt, N. Hata, R. Kikinis, J. Kordelle, M.B. Millis. Three-dimensional bone angle quantification. In I. Bankman et al., editors, *Handbook of Medical Image Processing*. Academic Press, 2000.
6. J. Ehrhardt, H. Handels, T. Malina, B. Strathmann, W. Plötz, S.J. Pöpl. Atlas based Segmentation of Bone Structures to Support the Virtual Planning of Hip Operations. *International Journal of Medical Informatics*, 64:439-447, 2001.
7. J. Ehrhardt, H. Handels, S.J. Pöpl. Atlasbasierte Erkennung anatomischer Landmarken. In *Bildverarbeitung für die Medizin 2003*, to appear.
8. S. Prevrhal, M. Heitz, K. Engelke, W. A. Kalender. Quantitative CT am proximalen Femurschaft: In vitro-Studie. *Z. Med. Phys.*, 7:170-177, 1997.