Ein anatomischer Atlas zur Unterstützung der virtuellen Planung von Hüftoperationen

Jan Ehrhardt, Heinz Handels, Thomas Malina, Bernd Strathmann*, Werner Plötz*, Siegfried J. Pöppl

Institut für Medizinische Informatik
Medizinische Universität zu Lübeck, 23538 Lübeck
*Klinik für Orthopädie
Medizinische Universität zu Lübeck, 23538 Lübeck
Email: ehrhardt@medinf.mu-luebeck.de

Zusammenfassung. Aus den hochaufgelösten CT-Volumen einer Frau und eines Mannes wurde ein anatomischer Atlas zur Unterstützung der virtuellen Planung von Hüftoperationen generiert. In den Datensätzen wurden die verschiedenen Knochenstrukturen markiert und die Positionen anatomischer Punktlandmarken festgelegt. Die Werkzeuge `DemonReg` und `OrthoCalc` bieten die Möglichkeit, Atlasinformationen automatisch auf Patientendaten zu übertragen und orthopädische Kenngrößen zu berechnen.

1 Einleitung

Aufgrund der komplizierten Geometrie der Hüfte ist die präzise Planung einer orthopädischen Hüftoperation entscheidend für das Operationsergebnis. Die Anwendung computerunterstützter, virtueller Planungsprozeduren erschließt dabei neue Möglichkeiten in Hinsicht auf eine Zeit- bzw. Kostenersparnis sowie auf eine verbesserte Qualität.

Während der computerunterstützten Planungsprozedur wird anatomisches Wissen in der virtuellen Arbeitsumgebung benötigt, welches normalerweise durch einen zeitintensiven interaktiven Segmentierungsprozeß eingebracht wird.

In dem hier dargestellten Ansatz wurde das benötigte anatomische Wissen in einem dreidimensionalen digitalisierten Atlanten der menschlichen Hüfte repräsentiert. Weiterhin wurde ein Programm `DemonReg` entwickelt, um die automatische Übertragung der Atlasinformation auf einen Patientendatensatz zu erlauben.

Für die virtuelle Planung von Hüftoperationen wird neben den anatomischen Strukturen eine Reihe orthopädischer Kenngrößen, wie z.B. Winkel und Abstände benötigt [1]. Das Werkzeug `OrthoCalc` ermöglicht die automatische Berechnung relevanter orthopädischer Maße.

2 Aufbau des digitalisierten anatomischen Atlanten

Ausgangspunkt für den Aufbau des Atlanten sind die hochaufgelösten CT-Volumen einer Frau und eines Mannes des Visible Human Data Set [2]. Hier-

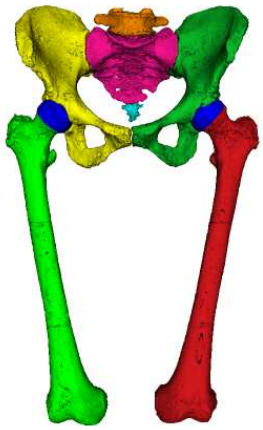


Abb. 1. 3D-Oberflächenmodell des anatomischen Atlas der Frau. Die separierten Knochenstrukturen sind in verschiedenen Farben dargestellt.

zu wurden in einem ersten Schritt schwellwertbasierte Algorithmen für eine grobe Segmentierung der Knochenstrukturen verwendet. Mittels morphologischer Operatoren wurden bedeutungslose Strukturen, wie z.B. verkalkte Gefäße oder Sehnen entfernt. Ein interaktiver "Live–Wire" Algorithmus [3] wurde verwendet, um die unterschiedlichen Teilstrukturen des Knochens zu trennen und unvollständig segmentierte Knochenkonturen zu schließen. Abschließend wurde das Segmentierungsergebnis von einem Experten begutachtet und kleine Segmentierungsfehler manuell behoben. Folgende Knochenstrukturen wurden getrennt: linkes und rechtes Darmbein, Kreuzbein, Steißbein, Wirbelknochen sowie die Oberschenkelknochen, getrennt in Femurkopf und –schaft (siehe Abb.1). Zusätzlich wurden auf den Oberflächen dieser Strukturen die Positionen anatomische Punktlandmarken, wie z.B. Promotorium, Symphyse oder Spina iliaca anterior superior, markiert. Hierfür wurden 3D-Modelle der segmentierten Knochenstrukturen generiert und die Landmarkenpositionen von einem Mediziner interaktiv bestimmt.

3 Automatische Bestimmung orthopädischer Kenngrößen

Von den beteiligten Orthopäden wurde eine Liste der für die Hüftorthopädie benötigten Maßzahlen erstellt. Das Programm `OrthoCalc` berechnet diese Maßzahlen automatisch, ausgehend von einem segmentierten CT–Datensatz, den 3D–Oberflächenmodellen der Knochenstrukturen und den assoziierten Punktlandmarken.

Basierend auf symmetrischen Landmarken wird zunächst ein patientenbezogenes Koordinatensystem bestimmt. Abhängig von den segmentierten Struk-

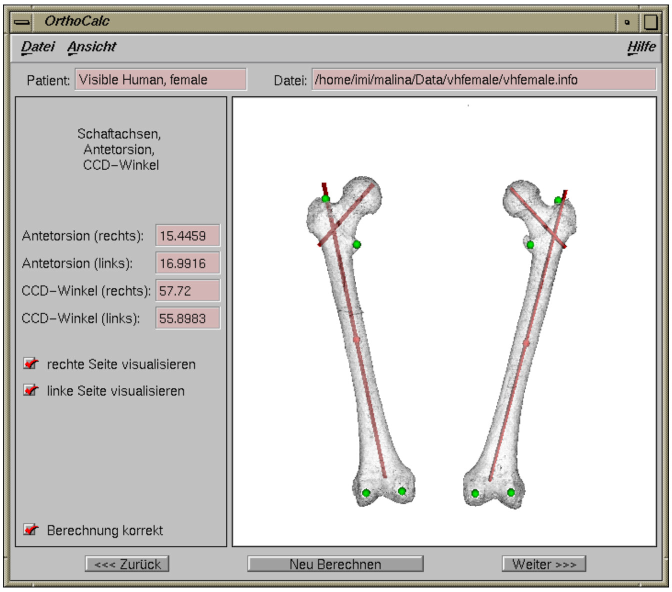


Abb. 2. Visualisierung der Femurschaftachsen und Femurhalsachsen für den weiblichen Atlasdatensatz mit dem Programm `OrthoCalc`.

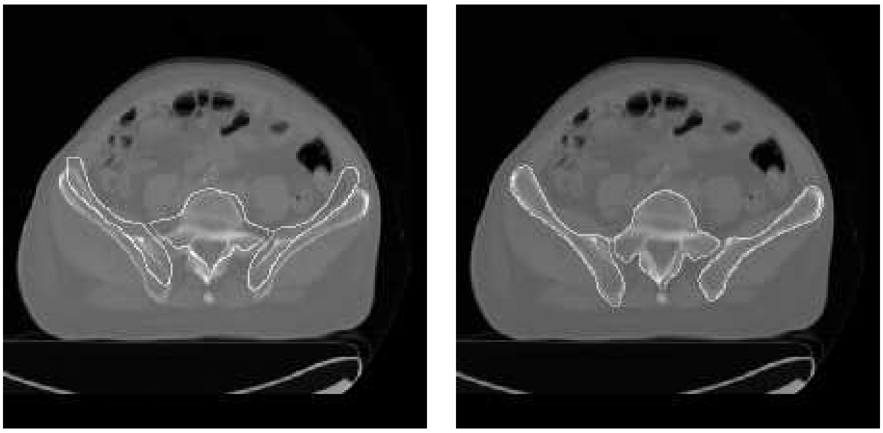
turen und Landmarken werden anschließend zahlreiche orthopädische Kenngrößen berechnet. So wird z.B. automatisch das Zentrum des Femurkopfes und der Rand des Acetabulums ermittelt, um den CE–Winkel zu berechnen. Weiterhin werden der CCD–Winkel, die Inklination und Anteversion der Hüftpfanne, die Antetorsion des Femurs und andere Maße bestimmt.

Eine 3D-Visualisierung der berechneten Kenngrößen erlaubt es dem Benutzer deren Korrektheit zu überprüfen. Beispielhaft sind in Abb. 2 automatisch bestimmte Femurschaft– und Femurhalsachsen dargestellt, auf denen die Berechnung der CCD– und Antetorsionswinkel beruht.

4 Registrierung von Atlas und Patientendaten

Für die Übertragung der Atlasinformationen auf individuelle Patientendaten ist eine nicht-rigide Registrierung des Atlas– und Patientendatensatzes notwendig. Das Programm `DemonReg` implementiert einen totalen Freiform-Registrierungsprozeß basierend auf Thirions Dämonen–Ansatz [4].

Um die Geschwindigkeit und Robustheit des Algorithmus zu erhöhen, wird eine Multi–Resolution–Strategie angewendet. Für die niedrigen Auflösungsstufen werden binarisierte Atlas– und Patientendaten verwendet. Die Knochenstrukturen des Patienten werden dafür mit herkömmlichen Schwellwertverfahren und morphologischen Operatoren segmentiert. Die Registrierung der binarisierten Daten führt zu einer schnellen und robusten Registrierung der



(a) (b)

Abb. 3. Darstellung einer Schicht des Patientendatensatzes mit überlagerter Kontur des Atlas vor (a) und nach (b) der nicht–rigiden Registrierung.

Knochenoberflächen.

Um eine gute Anpassung innerer Knochenstrukturen zu ermöglichen und um gegenüber Fehlern der schwellwertbasierten Segmentierung tolerant zu sein, werden auf der höchsten Auflösungsstufe die Grauwerte der CT–Volumen verwendet. Der Registrierungsprozeß wird dabei auf Knochen und umgebende Voxel beschränkt, da wegen der starken anatomischen Schwankungen im Weichteilgewebe des Beckens eine korrekte Registrierung des gesamten Bildbereiches nicht möglich ist.

Anschließend wird die Atlasinformation mittels eines Nearest–Neighbour–Ansatzes auf den Patientendatensatz übertragen. Ausgehend von der schwellwertbasierten Segmentierung der Knochen des Patienten wird jedem segmentierten Voxel das Label der nächstgelegenen Struktur im transformierten Atlasdatensatz zugewiesen. Mittels eines schwellwertbasierten Oberflächenrekonstruktionsverfahrens [5] wird für jede separierte Knochenstruktur ein 3D–Modell erzeugt.

5 Ergebnisse und Ausblick

Es wurde ein anatomischer Atlas erstellt zur Unterstützung der virtuellen dreidimensionalen Planung von Hüftoperation, bestehend aus segmentierten Knochenstrukturen und einer Menge anatomischer Landmarken. Weiterhin wurden Algorithmen zur automatischen Berechnung orthopädischer Kenngrößen und zur automatischen Übertragung der Atlasinformationen auf Patientendaten implementiert.

Eine Evaluation der Algorithmen zur automatischen Bestimmung orthopädischer Maßzahlen erfolgt derzeit in einer medizinischen Studie. Für eine erste Evaluation der automatischen Übertragung der Atlasinformationen wurden die Atlasdatensätze der Frau und des Mannes aneinander angepaßt. Dafür wurde eine Auflösung von $2 \times 2 \times 2mm^3$ für die CT-Volumen verwendet. Der männliche Datensatz wurde als Atlas, der weiblich als Patient behandelt.

Der Registrierungsalgorithmus basiert auf lokalen Grauwertdifferenzen zwischen Atlas und Patientendatensatz. Durch Partialvolumeneffekte und Intensitätsschwankungen (z.B. aufgrund von unterschiedlichen Verkalkungen der Knochen) kann es zu Ungenauigkeiten bei der Registrierung kommen. Diese Ungenauigkeiten führen zu Lokalisationsfehlern bei der automatischen Übertragung der Landmarken und zu Fehlsegmentierungen von Voxeln im Grenzbereich zwischen Strukturen.

Nach dem Registrierungsprozeß wurden die weiblichen Knochenstrukturen automatisch durch die Übertragung der Informationen des registrierten männlichen Atlanten segmentiert. Verglichen mit den manuellen Segmentierungsergebnis wurden dabei 98,5% der knöchernen Voxel das korrekte Label zugewiesen. Die mittlere Distanz zwischen automatisch und manuell bestimmten Landmarkpositionen betrug 4mm.

Für die Planung von Hüftoperationen wird eine präzise Trennung von Acetabulum und Femurkopf benötigt. Da die Ergebnisse der automatischen Segmentierung für diese Strukturen nicht ausreichend waren, werden Nachverarbeitungsalgorithmen entwickelt, die eine genaue Segmentierung von Femur und Acetabulum sicherstellen.

Die automatische Bestimmung orthopädischer Maßzahlen setzt eine präzisere Positionierung der Landmarken voraus. Es werden deshalb Nachverarbeitungsalgorithmen zur automatischen Verbesserung der Landmarkenpositionen benötigt.

Literatur

1. H. Handels, J. Ehrhardt, W. Plötz and S.J.Pöppl, Computer-Assisted Planning and Simulation of Hip Operations Using Virtual Three-Dimensional Models. In: P. Kokol, B. Zupan, J. Stare, M. Premik, R. Engelbrecht (ed.), Medical Informatics Europe, MIE '99, IOS Press, Amsterdam, 1999, pp. 686-689
2. M. J. Ackermann, The Visible Human Project: A Resource for Anatomical Visualization. In: B. Cesnik, A.T. McCray, J.-R. Scherrer (ed.), 9th World Congress on Medical Informatics, MEDINFO '98. IOS Press, Seoul, Korea, 1998, pp. 1030-1032
3. W. A. Barrett and N.E. Mortensen, An Interactive Live-Wire Boundary Extraction, Medical Image Analysis, 1, 1 (1996) 331-341
4. J. P. Thirion, Non-Rigid Matching Using Demons, Proc. Int. Conf. Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'96), 1996
5. W.E. Lorensen and H.E. Cline, Marching Cubes: A High Resolution 3-D Surface Construction Algorithm, Computer Graphics, 21 ,4 (1987) 163-169