

Computerunterstützte Prothesenkonstruktion mittels statistischen Formmodells bei Beckenresektionen

Thomas Lange¹, Per-Ulf Tunn¹, Hans Lamecker²,
Peter Scheinemann³, Sebastian Eulenstein¹ und Peter-Michael Schlag¹

¹Klinik für Chirurgie und Chirurgische Onkologie,
Charité - Universitätsmedizin Berlin, 13125 Berlin

²Zuse-Institut Berlin, 14195 Berlin

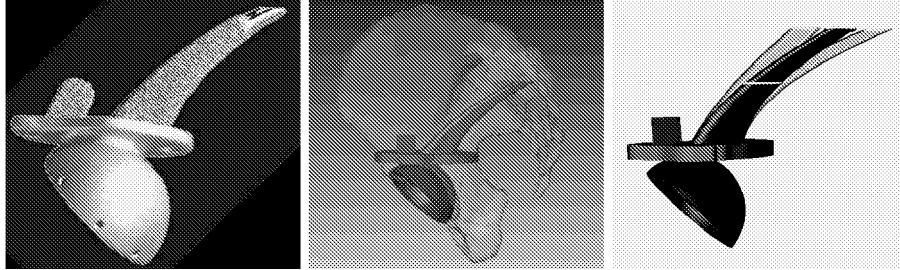
³Implantcast GmbH, 21614 Buxtehude
Email: lange_t@rrk.charite-buch.de

Zusammenfassung. Die chirurgische Entfernung von Tumoren aus dem Beckenknochen erfordert oft die Implantation einer für die individuelle Beckengeometrie angepassten Prothese, um den fehlenden Knochenanteil zu ersetzen. Die computergestützte Planung einer solchen Prothese ermöglicht zum einen eine Beschleunigung der Prothesenkonstruktion und ist zum anderen eine wichtige Voraussetzung für die präzise operative Umsetzung mittels eines Navigationssystems. Es wird ein Verfahren präsentiert, mit dem anatomische Landmarken und Kontaktflächen von Prothesen von einem statistischen Formmodell auf die individuelle Beckengeometrie übertragen werden können. An die gewünschte Kontaktfläche wird dann automatisch die Form der Prothese adaptiert.

1 Einleitung

Durch Resektion von Tumoren aus dem Becken entstehen zum Teil größere Defekte des Knochens, die mit einer Prothese versorgt werden müssen. Diese Prothesen müssen für jeden Patienten individuell konstruiert und gefertigt werden. Oft handelt es sich um Prothesen für den Bereich des Darmbeins in der Nähe der Hüftpfanne. Die Basis des MUTARS-Prothesenkonzepts (siehe Abb. 1a) der Firma implantcast ist eine Platte, die auf der Resektionsebene aufliegt. Auf der Oberseite dieser Auflageplatte befindet sich ein gebogener Schaft, der in den individuellen intramedullären Hohlraum der Darmbeinschaukel eingepasst ist (siehe Abb. 1b). Zusätzlich befindet sich noch ein Zapfen auf der Auflageplatte im Innern der Darmbeinschaukel, der verhindern soll, dass sich die Prothese um den Schaft herum drehen kann. An der Unterseite der Prothese befindet sich eine künstliche Hüftpfanne, die möglichst die gleiche Kippung und Position aufweisen sollte, wie die natürliche Hüftpfanne. Bisher werden diese Prothesen direkt in ein Rapid-Prototyping Modell des Patientenbeckens konstruiert. Wünschenswert ist eine computergestützte Konstruktion, die schnell, genau und reproduzierbar ist. Die Hauptschwierigkeiten sind die Einpassung des Prothesenschaftes durch

Abb. 1. (a) Foto der Prothese. (b) Virtuelle Darstellung der Prothese im Becken. (c) Deformation des Prothesenschaftes durch Translation in zwei Ebenen.



Verformung in den Hohlraum der Darmbeinschaukel und die Rekonstruktion der Lage der Hüftpfanne.

Mittels des Systems VIRTOPS von Handels et.al. [1] ist es möglich computer-gestützt individuelle Beckenprothesen zu konstruieren. Die dort beschriebene Prothese hat einen ähnlichen Aufbau wie die MUTARS-Prothese. Unterschiede sind, dass nur die Lage und Länge des Schaftes und nicht auch die Form des Schaftes verändert wird und dass an Stelle des Zapfens eine äußere Fixationsplatte tritt. Die wichtigsten Bestandteile von VIRTOPS sind eine automatische Segmentierung des Beckens und des Femurs, die automatische Bestimmung orthopädischer Maßzahlen und eine interaktive Anpassung der Prothese.

Die Segmentierung erfolgt durch eine Übertragung eines Atlasdatensatzes auf den individuellen CT-Datensatz mittels eines nichtlinearen grauwertbasierten Registrierungsverfahrens [2]. Der Vorteil gegenüber einem einfachen Schwellenwertverfahren ist, dass anatomische Landmarken, die einmal im Atlasdatensatz festgelegt wurden, automatisch auf die individuelle Beckengeometrie übertragen werden können [3]. Dies ermöglicht die automatische Bestimmung eines Patientenkoordinatensystems, sowie von Anteversion, Inklination und Mittelpunkt der Hüftpfanne [4].

Wir stellen im folgenden ein zu Ehrhardt et al. alternatives Verfahren zur automatischen Segmentierung und Bestimmung von anatomischen Landmarken des Beckens vor. Das Verfahren basiert auf einem statistischen Formmodell des Beckens. Darüberhinaus zeigen wir, wie mit dieser Methode eine gewünschte Kontaktfläche einer Prothese auf die individuelle Beckengeometrie übertragen werden kann. Diese Kontaktfläche ermöglicht eine automatische Anpassung der Prothesenform an den Beckenknochen.

2 Methoden

2.1 Automatische Segmentierung des Becken mittels statistischem Formmodell

Für die automatische Segmentierung wurde ein statistisches Formmodell (Active Shape Model [5]) des Beckens verwendet, das aus individuellen Becken

von 23 männlichen Patienten konstruiert wurde [6]. Das Formmodell besteht aus einer mittleren Beckenform und den wichtigsten Formvariationen, die durch Hauptachsenanalyse korrespondierender Oberflächenpunkte gewonnen werden. Die Bestimmung der Korrespondenzen wurde mit dem in [7,8] vorgestellten Verfahren vorgenommen. Die iterative Anpassung des Formmodells an den individuellen CT-Datensatz erfolgt durch Verschiebungsvektoren, die aus Grauwertprofilen senkrecht zur Oberfläche des Modells berechnet werden. Es wurde auf der äußeren Seite des Profils beginnend nach Innen der erste Grauwert gesucht, der einen gewählten Schwellenwert für Knochen überschreitet [6].

2.2 Manuelle Adaption der Prothese

Es kann die Position und Orientierung des Schaftes auf der Auflageplatte interaktiv eingestellt werden. Die gewünschte Krümmung des Schaftes wird durch folgendes Verfahren erreicht: in drei transversalen Ebenen (Steuerebenen) wird die Kontur des Schaftes in die gewünschte Position verschoben. Die Verschiebung der Konturen in den Schichten dazwischen wird durch Interpolation mittels eines kubischen Splines [9] der Schaftmittellinie berechnet. Somit ist der berechnete Schaft entsprechend gebogen, aber auch hinreichend glatt (siehe Abb. 1c). Die Lage des prismaförmigen Zapfens auf der Auflageplatte, sowie die Kippung des Prismas an den Knochen können angepasst werden. Die Einstellung der Hüftpfanne erfolgt über Mittelpunkt, Anteversions- und Inklinationswinkel. Der Radius ist in der Regel fest.

2.3 Automatische Bestimmung von Anteversion und Inklination der Hüftpfanne

Für die Berechnung von Anteversion und Inklination ist zunächst die Bestimmung eines Patientenkoordinatensystems notwendig. Das Patientenkoordinatensystem wurde durch anatomische Landmarken des Beckens wie in [4] festgelegt, die bei der Adaption des Formmodells an den individuellen CT-Datensatz mit übertragen werden. Außerdem wird dabei der Hüftpfannenrand übertragen, so dass die Pfanneneingangsebene durch Least-Squares Fitting leicht bestimmt werden kann. Die Berechnung von Anteversion und Inklination erfolgt durch Winkelbestimmung zwischen Pfanneneingangsebene und Transversal- bzw. Frontalebene des Patientenkoordinatensystems.

2.4 Automatische Adaption des Prothesenschaftes

Es wurde zunächst im Formmodell die gewünschte Kontaktfläche des Prothesenschaftes an der Außenseite der Darmbeinschaukel markiert. Für jeden Punkt der Prothesenkontaktfläche ist damit bekannt, mit welchem Punkt auf dem Beckenknochen dieser korrespondiert. Durch die Adaption des Formmodells an den Patienten wird diese Kontaktfläche auf die individuelle Geometrie übertragen. Da wir bisher nur ein Modell der äußeren Begrenzung des harten Anteils des

Abb. 2. (a) Segmentierungsergebnis (umrandet) in einer Schicht. (b),(c) Manuell (dunkel) und automatisch (hell) bestimmte anatomische Landmarken zweier verschiedener Becken.

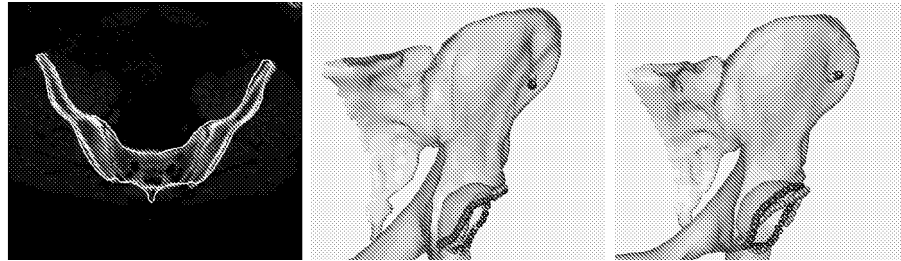
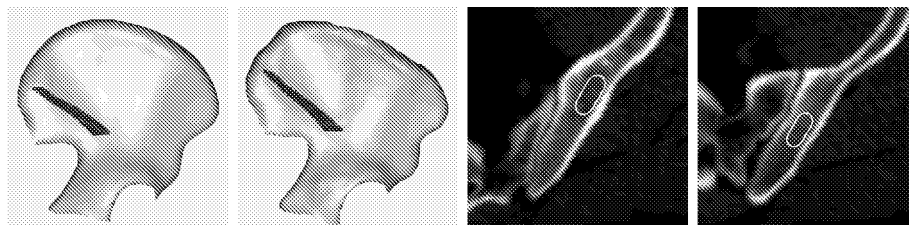


Abb. 3. (a),(b) Automatisch bestimmte Prothesenkontaktfläche auf zwei verschiedenen Beckengeometrien. (c),(d) Automatisch angepasster Prothesenschaft in zwei Schnittebenen.



Beckenknochens erstellt haben, wird senkrecht zur Kontaktfläche nach der inneren Begrenzung zum intramedullären Raum gesucht. Es wird der erste Punkt gesucht, der einen Schwellenwert unterschreitet. Für die automatische Deformation des Prothesenschaftes wird die jeweils maximal mögliche Translation in den Stuebenen berechnet, so dass die Prothese am Knochen anliegt. Die Translationen für die Zwischenebenen werden wie oben beschrieben interpoliert.

3 Ergebnisse

Bisher wurden Vorexperimente mit CT-Datensätzen von drei Patienten zur generellen Funktionsweise der Vorgehensweise durchgeführt. Eine ausführliche und vor allem auch quantitative Untersuchung steht noch aus. Die automatische Segmentierung erfolgt im Mittel mit einem mittleren Flächenabstand von $1,8 \pm 0,02$ mm zu manuellen Segmentierungen (Abb. 2a). Die automatische Übertragung der Position der anatomischen Landmarken ist korrekt (Abb. 2b und c). Die ersten Ergebnisse der automatischen Messung von Anteversion und Inklination liefern Werte im Normbereich. Die automatische Übertragung der Prothesenkontaktfläche (Abb. 3a und b) und die Anpassung der Prothesenform an die Kontaktfläche sind viel versprechend (Abb. 3c und d).

4 Diskussion und Schlussfolgerung

Wir haben ein alternatives Verfahren zur automatischen Detektion anatomischer Landmarken des Beckens vorgestellt, das wir hinsichtlich seiner Genauigkeit noch genauer evaluieren müssen und werden. Ebenso werden wir die Genauigkeit der daraus resultierenden orthopädischen Maßzahlen untersuchen.

Es ist bisher nicht genau definiert, wie der Prothesenschaft geformt sein soll. Durch die automatische Übertragung der Prothesenkontaktfläche an die individuelle Beckengeometrie ist es möglich, die relative Lage und Form zu reproduzieren. Dadurch kann die Genauigkeit erhöht werden, mit der die Prothese im intramedullären Raum an der Darmbeinschaukel anliegt. Ein wichtiger nächster Schritt ist die Fertigung einer computergestützt konstruierten Prothese und die Untersuchung ihrer Passgenauigkeit in ein Rapid-Prototyping Modell des entsprechenden Beckens.

Entscheidend für die Passgenauigkeit der Prothese ist aber nicht nur die genaue Konstruktion, sondern vor allem auch die präzise intraoperative Umsetzung der geplanten Resektionsebenen. Hierbei soll der Chirurg von unserem intraoperativen Navigationssystem ähnlich wie in [10] unterstützt werden. Da die Lage der Resektionsfläche im CT-Datensatz bekannt ist, sind alle notwendigen Informationen für die Navigation verfügbar.

Literaturverzeichnis

1. Handels H, Ehrhardt J, Plötz W. et al.: Three-Dimensional Planning and Simulation of Hip Operations and Computer-Assisted Construction of Endoprotheses in Bone Tumor Surgery. *Comput Aided Surg* 6: 65–76, 2001.
2. Ehrhardt J, Handels H, Malina T, et al.: Atlas-based segmentation of bone structures to support the virtual planning of hip operations. *Int J Med Inf* 64: 439–447, 2001
3. Ehrhardt J, Handels H, Pöpl J: Atlasbasierte Erkennung anatomischer Landmarken. *Procs BVM 03*: 393–397, 2003.
4. Ehrhardt J, Malina T, Handels H, et al.: Automatische Berechnung orthopädischer Maßzahlen auf der Basis virtueller dreidimensionaler Modelle der Hüfte *Procs BVM 03*: 303–307, 2003.
5. Cootes T, Hill A, Taylor C, et al.: Use of Active Shape Models for Locating Structures in Medical Images. *Image and Vision Computing* 12: 355–366, 1994.
6. Lamecker H, Seebaß M: A 3D Statistical Shape Model of the Pelvic Bone for Segmentation. *Erscheint in Procs SPIE* 2004.
7. Lamecker H, Lange T, Seebaß M: A Statistical Shape Model for the Liver. *Procs MICCAI 02*: 422–427, 2002.
8. Lamecker H, Lange T, Seebaß M: Erzeugung statistischer 3D-Formmodelle zur Segmentierung medizinischer Bilddaten. *Procs BVM 03*: 398–402, 2003.
9. Press et al.: *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, 1992.
10. Bastian L, Hufner T, Mössinger E, et al.: Intergration moderner Technologien bei der Therapie von Sarkomen des Beckens. *Der Unfallchirurg* 106: 956–962, 2003