

# Segmentierung des Femurs mittels automatisch parametrisierter B-Spline-Snakes

Silke Holzmüller-Laue und Klaus-Peter Schmitz

Institut für Biomedizinische Technik der Universität Rostock, 18057 Rostock  
Email: silke.holzmueller-laue@etechnik.uni-rostock.de

**Zusammenfassung.** Eine patientenspezifische biomechanische Analyse während der Planungsphase einer Hüftendoprothesenimplantation kann wesentlich zum Erfolg des künstlichen Gelenkersatzes beitragen. Die Finite-Elemente-Methode erlaubt eine Simulation der mechanischen Auswirkungen einer Prothesenimplantation und damit eine Beurteilung der Primärstabilität. Für die klinische Akzeptanz eines solchen Verfahrens sind ein hoher Automatisierungsgrad, Effizienz, Robustheit und Reproduzierbarkeit wesentliche Kriterien. Die hier vorgestellte Segmentierungsmethode ist der bisher noch fehlende Baustein zu einer vollständig automatisierten Belastungsanalyse einer individuellen Operationsplanung basierend auf den CT-Daten des Patienten.

## 1 Einleitung

Ein künstlicher Gelenkersatz stellt einen tiefen Eingriff in die Biomechanik des Knochens dar. Die Berücksichtigung der biomechanischen Aspekte bei der Operationsplanung führt zu einem entscheidenden Qualitätsgewinn. Wir haben in den letzten Jahren dazu ein automatisches Berechnungsverfahren entwickelt, das mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode schon in der Planungsphase einer Operation eine Beurteilung der Primärstabilität des Knochen-Implantat-Verbundes erlaubt. Die Einführung einer solchen Methode in den klinischen Alltag stellt hohe Anforderungen an den Automatisierungsgrad, die Robustheit und die Reproduzierbarkeit des Verfahrens.

Der in [1] von uns vorgestellten Methode fehlte eine wirklich robuste, vollautomatisierte Segmentierungskomponente. Die dort beschriebene auf klassischen Segmentierungstechniken (Thresholding, Region Growing) basierende Methode erfordert neben der Parametrisierung durch den Anwender erwartungsgemäß eine interaktive Kontrolle und gegebenenfalls eine Korrektur, für die aber im klinischen Routinebetrieb keine Zeit ist. Ziel ist es daher, das vorhandene a-priori-Wissen geeignet in die Methode zu integrieren, um Robustheit und Reproduzierbarkeit zu erhöhen, so dass sich eine nachträglich manuelle Korrektur erübrigt.

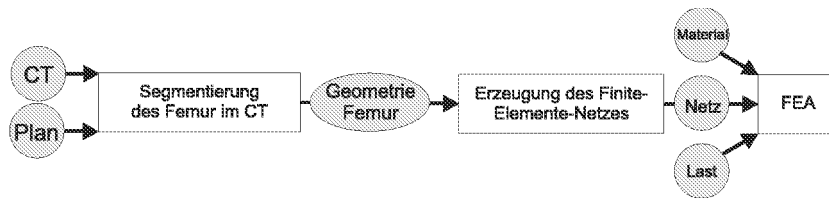
Mit den aktiven Konturmodellen (Snakes) haben Kaas et. al. erstmals ein Segmentierungsverfahren vorgestellt, das es ermöglicht, Vorwissen in hohem Maße in den Segmentierungsprozess einzubeziehen. In den letzten Jahren wurden

die verschiedensten Erweiterungen entwickelt und insbesondere auch auf medizinische Bilder angewandt. Die in der Literatur beschriebenen Algorithmen benötigen entweder interaktiven Arbeitsaufwand zur Parametrisierung und Positionierung der Initialkontur oder setzen in einer Datenbank vorhandene Formmodelle ein. Für das hier beschriebene Anwendungsziel ist der Nutzer nach Möglichkeit vollständig von interaktiver Arbeit zu befreien.

## 2 Methoden

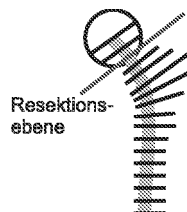
### 2.1 Randbedingungen

Aus der speziellen Anwendung ergeben sich sowohl zusätzliche Anforderungen an die Segmentierungsmethode als auch Randbedingungen, deren Berücksichtigung die Robustheit der Methode erhöhen.



**Abb. 1.** Einordnung der vorgestellten Segmentierungskomponente in den Gesamt- ablauf eines automatisierten biomechanischen Berechnungsverfahrens zur Beurteilung der Primärstabilität nach künstlichem Hüftgelenkersatz

Abbildung 1 zeigt die einzelnen Schritte unseres biomechanischen Berechnungsverfahrens. Als Eingangsdaten liegen der CT-Datensatz des Patienten sowie die vom Arzt geplante Position des Implantates vor. Damit ist die ungefähre Femurlage im CT-Datensatz bekannt und kann zur Initialisierung der Segmentierung genutzt werden, was die Reproduzierbarkeit des Ergebnisses gewährleistet. Das spätere Finite-Elemente-Netz ist aus Hexaederelementen aufgebaut. Um



**Abb. 2.** Die Lage dieser Elementebenen ist der Femurkrümmung angepasst.

die Reproduzierbarkeit des Finite-Elemente-Netzes zu sichern, erfolgt eine 2D-Segmentierung in den Ebenen, in denen später diese Elemente liegen (Abb. 2). Der Verzerrungsgrad der entstehenden Elemente ist ein entscheidendes Qualitätskriterium bei der FEA. Große Krümmungen, z.B. bedingt durch starke Konkavitäten im proximalen Bereich des Femurs, müssen deshalb vermieden werden - ein Grund, warum die Anwendung von B-Snakes favorisiert wird.

## 2.2 Segmentierung

Die aktive Kontur wurde als energieminimierende B-Spline-Kurve realisiert. Auf die Snakekontur wirken die klassischen Einflüsse aus inneren und externen Kräften sowie zusätzlich eine Druckkraft.

In die externe Energie fließen Gradient- und Grauwertinformationen ein, wobei die Kanteninformationen wesentlich stärker gewichtet sind. Zur deren Bestimmung wird der Laplacian-of-Gaussian-Filter benutzt, dessen Parameter aus den Bildeigenschaften (mittlerer Grauwert, Kontrast) abgeleitet werden. Eine auf das Filterergebnis angewandte Distanztransformation ergibt das zur Optimierung benutzte Potential.

Die Wichtung der inneren Energie, die übermäßige Deformationen einschränkt, ergibt sich aus den Formmerkmalen der Ausgangskontur. Dabei werden Konturlänge, Elongiertheit und Krümmung verwendet.

Die Anzahl der Konturpunkte (hier über den mittleren Abstand der Kontrollpunkte realisiert) hat einen wesentlichen Einfluss auf die erreichbare Genauigkeit. Die im Verfahren festgelegte Wahl linear zur Konturlänge erfolgte als Kompromiss zwischen erreichbarer Genauigkeit und Robustheit (Vermeidung von Schlaufenbildung, Überbrückung von lückenhaften Kanten).

Die Erweiterung um die Ballonkraft wird durch benachbarte Objekte (z.B. Hüftknochen) im Bildraum notwendig. Die Wichtung des Ballon-Einflusses wird dem Anstand zur nächsten Kante angepasst. Die Ballonkraft wirkt in Richtung der Kurvennormale im aktuellen Kontrollpunkt. Die Richtung wird durch das initiale Vorzeichen bestimmt. Zur Segmentierung der äußeren Kontur wird die Kurve zusammengedrückt, zur Detektion der inneren Kontur wird sie aufgeblasen. Als Optimierungsverfahren wird der Greedy-Algorithmus in einer kreisförmigen 8er-Umgebung des jeweils aktuellen Kontrollpunktes verwendet. Die Verschiebungsschrittweite ist 1.0.

Die Segmentierung beginnt in einem Bereich, in dem aus dem Planungswissen heraus sichere Aussagen über Position und Größe der Initialkontur getroffen werden können. Der Mittelpunkt wird auf die Schaftachse der Prothese gelegt. Es erfolgt eine Propagierung der Ergebniskontur auf die nächste Schicht (von einfachen Formen im distalen Bereich zu komplexeren, individuellen im proximalen bzw. im Kniebereich). Da die Ähnlichkeit der geometrischen Formen in aufeinanderfolgenden Ebenen nicht wie bei benachbarten CT-Schichten vorausgesetzt werden kann, wird die Ausgangskontur zunächst aufgeblasen, bevor die Segmentierung in der nächsten Schicht beginnt.

**Tabelle 1.** Vergleich der extrahierten Konturen (Referenzkonturen mit schwellwert-basiertem Verfahren erzeugt, Vergleichsdaten mit den hier beschriebenen automatisch parametrisierten B-Snakes.

Datensatz (Anzahl Schichten)	Abweichungen						
	Absolut Max.	Max. gesamt	Max. prox.	Max. dist.	Mittl. gesamt	Mittl. prox.	Mittl. dist.
val 1 (67)	12.714	2.350	4.565	1.961	0.880	1.501	0.771
val 2 (68)	8.721	1.905	2.529	1.797	0.767	0.901	0.743
val 3 (66)	8.636	1.968	4.492	1.518	0.803	1.613	0.659
val 4 (73)	9.541	1.996	4.607	1.582	0.743	1.419	0.635
val 5 (79)	12.565	2.752	8.054	1.984	0.895	2.271	0.696
val 6 (65)	11.863	1.573	2.798	1.351	0.669	1.293	0.555
val 7 (67)	9.628	2.354	5.222	1.850	0.862	1.580	0.736
val 1-7	8.729	2.128	4.609	1.720	0.802	1.511	0.685

### 2.3 Training

In einem mehrstufigen Training wurden Informationen über auftretende Formvariabilitäten gesammelt und die Abhängigkeiten der Modellparameter daraus abgeleitet. Es wurden drei Gruppen von Trainingsdaten verwendet:

1. synthetische Bilder (Ellipsen verschiedener Ausdehnung) - Datengruppe A
2. CT-Datensätze von humanen Femora, die zu Experimenten mit Dehnungsmesstreifen während der Validierung der Berechnungsmethode verwendet wurden - Datengruppe B
3. reale Patientendatensätze - Datengruppe C

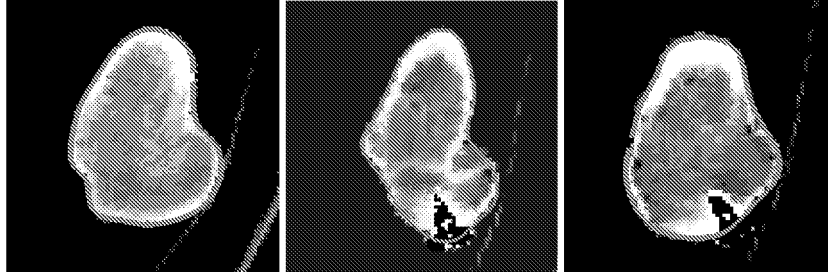
Die Trainingsdaten der Gruppen B und C liegen in einer Auflösung von  $256 \times 256$  Voxel mit einer Kantenlänge von  $0.93 - 1.23 \text{ mm}$  in 250-450 Schichten pro Datensatz vor. Die Schichtdicke beträgt in der Regel  $1 \text{ mm}$ .

## 3 Ergebnisse

Zur Evaluierung des Verfahrens werden zum einen die extrahierten Konturen mit denen des Referenzverfahrens, zum anderen die Berechnungsergebnisse der Finite- Elemente- Analyse verglichen. Als Referenzmethode wird das schon erwähnte schwellwertbasierte Verfahren [1] verwendet, da es Bestandteil einer experimentellen Evaluierung [2] des Gesamtverfahrens war.

Als Fehlermaße werden dabei die mittlere und maximale Abweichung der Konturpunkte sowie die Fläche innerhalb der Kontur verwendet. Tabelle 1 zeigt beispielhaft die ermittelten Abweichungen für Datengruppe B. Bei starken anatomisch bedingten Konkavitäten im proximalen Bereich tritt gewollt eine hohe Ungenauigkeit auf (Abb. 3b). Diese Glättung der Struktur sichert eine verzerrungsfreie FE-Vernetzung. Bei dem Referenzverfahren musste in diesen Fällen manuell korrigiert werden. Ein weiterer Grund für hohe Abstände bei einzelnen

**Abb. 3.** Ergebnisse der Segmentierung mit automatisch parametrisierten B-Snakes a) korrekte Delineation b) Glättung bei Konkavität c) Überbrückung des verfahrensbedingten Pins



proximalen Schnitten ist durch die Herkunft der Daten bedingt. Zur Referenzierung im OP wurden vom Caspar-System (URS Ortho GmbH & Co. KG) Pins eingesetzt, die vom Schwellwertverfahren nicht erfasst werden (Abb. 3c).

Derzeit wird die Evaluierung des Verfahrens mit Patientendaten durchgeführt. Es erfolgt dabei ein Vergleich der Berechnungsergebnisse der Finite-Elemente-Analyse nach Modellierung basierend auf dem Referenzverfahren mit denen nach Segmentierung mit den beschriebenen B-Snakes. Berücksichtigt werden Wert und Position der berechneten Maxima verschiedener biomechanischer Kenngrößen sowie die Verteilung der Werte. Bisher wurden bei gleicher Verteilung der Werte Abweichungen von 0.3 – 3.5% festgestellt, die keine signifikanten Änderungen der biomechanischen Aussagen bewirken.

## 4 Diskussion

Das vorgestellte Segmentierungsverfahren bildet einen wichtigen Baustein in einem klinisch einsetzbaren, vollautomatisierten, patientenspezifischen Berechnungsverfahren zur Belastungsanalyse in der Hüftendoprothetik. Die Einbringung von a-priori-Wissen aus der Operationsplanung sowie das durchgeführte Training machen diese Segmentierungsmethode zu einem robusten und reproduzierbaren Verfahren. Durch Adaption der Parameteranpassung kann sie auf andere Strukturen übertragen werden.

## Literaturverzeichnis

1. Holzmüller-Laue S, Zacharias T, Schmitz KP: Automatische Modellierung individueller Femur-Hüftendoprothese-Systeme für eine patientenspezifische Finite-Elemente-Analyse. Procs BVM 01:62-66, 2001
2. Zacharias T: Präoperative biomechanische Berechnung von Femur-Hüftendoprothese-Systemen zur Ermittlung der individuellen Primärstabilität nach Robotereimplantation. Dissertation, Universität Rostock, Shaker, Aachen, 2001.