Automatische Modellierung individueller Femur-Hüftendoprothese-Systeme für eine patientenspezifische Finite-Elemente-Analyse

Silke Holzmüller-Laue, Thomas Zacharias, Klaus-Peter Schmitz

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

Zusammenfassung. Entscheidend für ein gutes Einwachsverhalten von Hüftendoprothesen ist die Berücksichtigung der Biomechanik des Hüftgelenkes. Die möglichst geringe Änderung der phyiologischen Krafteinleitung wirkt sich positiv auf eine dauerhafte Verankerung der Prothese im Knochen aus. Basierend auf den individuellen CT-Aufnahmen, CAD-Daten der Prothese und den Planungsdaten können mit der vorgestellten Methode automatisch Modelle für Femur und Endoprothese generiert und mittels Finite-Elemente-Methode analysiert werden. Das entwickelte System erlaubt eine Beurteilung der Primärstabilität des Knochen-Implantat-Systems in der Planungsphase der Operation und ermöglicht so eine Optimierung der Planung unter biomechanischen Gesichtspunkten.

1 Einleitung

In den letzten Jahren wird verstärkt versucht, Planung und Umsetzung von Hüftendoprothesenimplantationen exakter und reproduzierbarer durchzuführen. Durch den Einsatz computer- und robotergestützter Orthopädiesysteme ist eine dreidimensionale präoperative Planung auf Basis der computertomografischen Aufnahme des Patienten und ihre exakte Umsetzung möglich.

Ein künstlicher Gelenkersatz stellt einen tiefen Eingriff in die Biomechanik des Knochens dar, weshalb eine Berücksichtigung biomechanischer Gesichtspunkte während der Planung von großer Bedeutung ist. Der Knochen paßt sich einer veränderten Belastungssituation durch Umbauprozesse an. So kommt es an Stellen geringer Belastung zum Knochenabbau und in Bereichen lokal verstärkter Kraftübertragung zu einer Zunahme oder Verdichtung des Knochens. Der unerwünschte Knochenabbau führt oft zur Lockerung des Implantats. Eine möglichst geringe Änderung der physiologischen Krafteinleitung in den Knochen ist demnach eine wesentliche Voraussetzung für ein gutes Anwachsverhalten und eine dauerhafte Verankerung der Prothese im Knochen. Die auftretenden Mikrobewegungen sowie die postoperative

Spannungssituation im Kontaktbereich Knochen-Implantat sind dabei wesentliche Faktoren und können mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode berechnet werden.

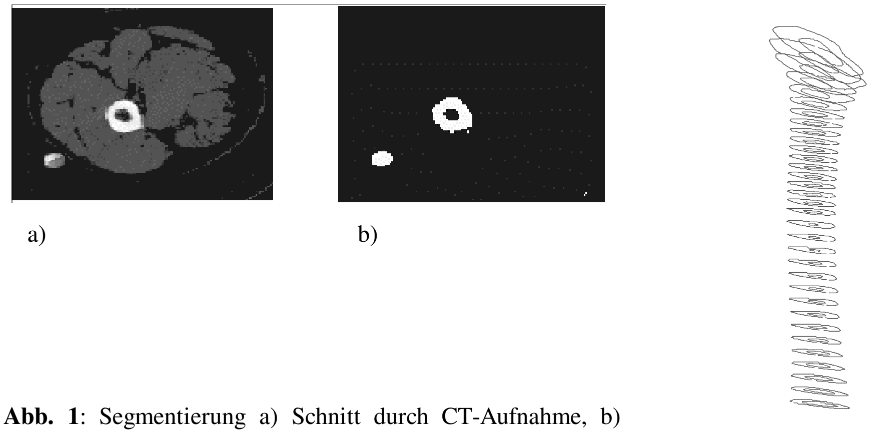
Der entwickelte Prototyp ermöglicht die individuelle präoperative Analyse der unmittelbaren postoperativen Situation nach einer robotergestützten Hüftendo prothesenimplantation. Er soll dem Arzt als eine Entscheidungshilfe zur Beantwortung biomechanischer Fragestellungen in der Operationsplanungsphase dienen.

2 Material und Methode

Das für die Finite-Elemente-Analyse erforderliche geometrische Modell des Femur wird aus der computertomografischen Aufnahme des Patienten erzeugt. Zur Modellierung der Implantate stehen CAD-Daten, Material- und Oberflächeneigenschaften sowie die geplante Position zur Verfügung. Der beabsichtigte klinische Einsatz macht eine weitestgehende Automatisierung der Methode erforderlich. Besondere Anforderungen werden auch an die erforderliche Rechenzeit gestellt, da die um eine biomechanische Analyse erweiterte Planung im klinischen Alltag noch durchführbar sein muß.

2.1 Segmentierung

Um ein patientenspezifisches Modell des Femur erzeugen zu können, muss die individuelle Geometrie aus der computertomografischen Aufnahme gewonnen werden. Da Knochenstrukturen in CT-Datensätzen durch ihre hohen Grauwerte gut erkennbar sind, ist schon ein einfaches Low-Level-Verfahren geeignet, um Knochen von umgebendem Gewebe zu trennen. Deshalb wird ein Thresholding mit anschließendem Closing zur Glättung des Thresholding-Ergebnisses angewandt.



a) b)

Abb. 1: Segmentierung a) Schnitt durch CT-Aufnahme, b) Thresholding, c) Extrahierte Konturen des Femur

c)

Die Parametrisierung kann interaktiv durch Vorgabe von Schwellwerten oder automatisch erfolgen. Die interaktiven Variante erfordert die Festlegung von unterschiedlichen Werten für den distalen und den proximalen Teil des Knochens, um den differenten Aufbau des Knochens zu berücksichtigen. Die automatische Parametrisierung basiert auf einer Betrachtung der Grauwertprofile ausgehend vom Innern des Knochens. Die äußeren und inneren Konturen des Knochens werden in definierten Ebenen extrahiert, die an die Erfordernisse der Finite-Elemente-Modellierung angepasst sind. Die Definition dieser Ebenen folgt der Femurkrümmung, um einer unerwünschten Verzerrung der Elemente bei der automatischen Vernetzung vorzubeugen. Im proximalen Bereich des Femur wird die Fräsbahn des Roboters benutzt, um den postoperativen Zustand des Knochens zu beschreiben.

Dieses Vorgehen erfüllt nicht in allen Fällen die Voraussetzungen für eine automatische Vernetzung: bei osteoporotischen Knochen ist die Festlegung des Schwellwertes nicht trivial und kann zum „Auslaufen“ der Kontur ins Knocheninnere führen. Weiterhin können Muskelansätze einen ähnlichen Grauwertbereich aufweisen, so dass sie mitsegmentiert werden, was zu Fehlern bei der anschließenden Vernetzung führen kann. Diese Segmentierungsfehler erfordern eine visuelle Kontrolle und manuelle Korrektur des Segmentierungsergebnisses.

Da dies für den klinischen Einsatz nicht praktikabel erscheint, wird der Einsatz von aktiven Konturen favorisiert. Die Motivation für eine Segmentierung mit dieser Methode ist die Möglichkeit, Bildinformationen und die Nutzung von a priori Wissen in einem Schritt zu integrieren. Man hat von vorn herein eine geschlossene, bei Verwendung von Splines auch eine glatte Struktur, auf deren Deformation man Einfluss nehmen kann. Durch geeignete Formulierung der die Aktivität der Kurve steuernden Energien entfällt die Notwendigkeit zur manuellen Korrektur des Segmentierungsergebnisses. Die Methode ist vollautomatisierbar.

Ein entscheidender Vorteil für die Stabilität des Verfahrens bei gleichzeitiger Reduzierung des Rechenaufwandes ist das Vorwissen, das bei der Segmentierung genutzt werden kann. So ist die ungefähre Lage des Femur im CT durch die Planung der Prothesenposition bekannt und kann zur Positionierung der Initialkurve genutzt werden. Damit ist gesichert, dass immer das richtige Objekt segmentiert wird. Somit entfällt eine entscheidende Fehlerquelle des Verfahrens.

Für die Kontur $v(s) = (x(s), y(s))$ gilt:

$$E_{Kontur} = \int E_{intern}(v(s)) + E_{extern}(v(s))ds \text{ (1)} \qquad (1)$$

Als Bildinformationen fließen in die Definition der externen Energie sowohl die Grauwerte als auch die Gradienten ein, die die Konturpunkte zu den Objektkanten ziehen.

$$E_{extern} = w_1 \left|\nabla f(x,y)\right|^2 - w_2 f(x,y) \qquad (2)$$

Eine wesentliche Bedeutung gerade in Fällen geringer Knochendichte kommt der inneren Energie zu. Eine geeignete Definition verhindert zu starke Krümmungen und damit ein „Auslaufen“ der Kontur ins Innere und sichert die Glattheit der Kurve.

$$E_{intern} = \underbrace{\alpha\left|\frac{dv}{ds}\right|^2}_{\text{Stetigkeit}} + \underbrace{\beta\left|\frac{d^2v}{ds^2}\right|^2}_{\text{Glattheit, Krümmung}} \tag{3}$$

Untersuchungen haben gezeigt, das diese zugelassenen Abweichungen von der realen Objektgrenze das Ergebnis der Finite-Elemente-Analyse nicht negativ beeinflussen.

2.2 Netzgenerierung

Zur Generierung eines Netzes aus Hexaederelementen wird ein Abbildungsverfahren eingesetzt. Netzaufbau und Netzdichte sind prothesenspezifisch festgelegt. Dieses Verfahren fordert sechsflächig-berandete Volumina. Deshalb werden Femur- und Prothesenmodell zunächst geeignet unterteilt.

2.3 Material und Belastung

Der Materialdefinition für den Femur wird ein dichteabhängiges Materialgesetz zugrunde gelegt [3]. Jedem Knoten wird automatisch ein seiner Lage im CT entsprechender Wert zugewiesen. Zur Beurteilung der Primärstabilität unmittelbar postoperativ wird ein isotropes, elastisches Materialverhalten als ausreichend angesehen. Für die Materialdefinition der Implantatmodelle werden die entsprechenden Herstellerangaben verwendet. Bei der Definition eines patientenspezifischen Belastungsregimes werden die drei wichtigsten Muskelkräfte des Hüftgelenks sowie das Körpergewicht des Patienten berücksichtigt [4]. Es werden zwei Belastungssituationen simuliert– Einbeinstand und Treppensteigen [1,2]. Für die nichtlineare Analyse wird der Solver ABAQUS/Standard benutzt.

3 Anwendung

Zur Bewertung des Analyseergebnisses werden verschiedene charakteristische Kenngrößen (von-Mises-Spannung, Hauptdehnungen, Relativverschiebung zwischen Knochen und Implantat, Kontaktdruck,...) ausgewertet.

Es erfolgt ein Vergleich mit Richtwerten aus der Literatur oder verschiedener Planungen für einen Patienten untereinander, um den für diesen Patienten optimalen Prothesentyp, die optimale Implantatgröße und -position zu finden. Der reale Implantat-Knochen-Kontakt nach Einbringung des Implantats und Belastung und die zu erwartenden Relativbewegungen zwischen Femur und Endoprothese können für den individuellen Patienten berechnet werden.

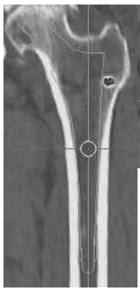
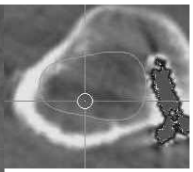
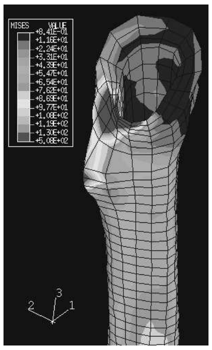



Abb 2: Klinische Planung, die mit dem Caspar-System (ortoMAQUET GmbH&Co KG) umgesetzt wurde. Postoperativ kam es zum Schaftbruch oberhalb des Trochanter Minor .

Die anschließende retrospektive Finite-Elemente-Analyse zeigt bei der Belastungssituation Treppensteigen Spannungen oberhalb des Trochantor Minor, die die Grenzfestigkeit kortikalen Knochens weit übersteigen. [2]



4 Ergebnisse und Diskussion

Mit der vorgestellten schwellwertbasierten Segmentierungsmethode ließen sich in der klinischen Studie ca. 50% der Fälle mit Erfolg und weitere 20% mit einem akzeptablen Aufwand segmentieren. Die Segmentierung mit aktiven Konturen verspricht ein wesentlich besseres Ergebnis und ist damit praxistauglich. Die darauf basierende Vernetzung des Geometriemodells erfolgt einschließlich patientenspezifischer Materialzuweisung und Belastungsdefinition vollständig aut omatisch.

In den Prototyp sind derzeit 3 Prothesentypen integriert. Durch seinen modularen Aufbau ist er aber leicht durch weitere erweiterbar. Zu Validierung der Methode wurden Dehnungsmessungen an humanen Femora durchgeführt [1].

In einer klinischen Studie konnte gezeigt werden, dass mit dem vorgestellten System ein praxistaugliches Werkzeug zur Verfügung steht, mit dem intra- und unmittelbar postoperative Knochenfrakturen vermieden, ungünstige Implantatpositionen, Spannungsspitzen und unterbelastete Bereiche erkannt werden können.

Die Entwicklung des vorgestellten Prototyps erfolgte in Zusammenarbeit mit der ortoMAQUET & Co KG Rastatt.

5 Literatur

1. Zacharias Th, Holzmüller-Laue S, Martin H, Schmitz K-P, Fethke K, Gerhardt H, Sungu M, Both A: Automatic individual Finite Element Analysis of Hip Implantations – Development of a Method for Use in Connection with the CASPAR System. Gordon and Breach Science Publishers, Computer methods in biomechanis & biomedical engineering, edited by Middelton J, Jones ML, Paude GN, 3, 2000.
2. Zacharias Th: Präoperative biomechanische Berechnung von Femur-Hüftendoprothese-Systemen zur Ermittlung der individuellen Primärstabilität nach Roboterimplantation. Dissertation, Universität Rostock, 2000
3. Roh JY, Hobatho MC, Ashman RB: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Med.Eng.Phys., 1995, Vol. 17, 347-355.
4. Taylor ME, Tanner KE, Freemann MAR, Yettram: Stress and Strain Distribution within the intact femur: compression or bending?. Med.Eng.Phys., 1996, Vol. 18, 122-131.