

# Formvariables Oberflächenmodell zur Segmentierung pathologischer Kniegelenke aus medizinischen Bilddaten

Peter Heinze<sup>1</sup>, Sascha Däuber<sup>1</sup>, Dietmar Meister<sup>2</sup>, Mevlüt Sungu<sup>3</sup>,  
Heinz Wörn<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Prozeßrechentchnik, Automation und Robotik (IPR)  
Universität Karlsruhe, D-76137 Karlsruhe

<sup>2</sup>URS Ortho GmbH & Co. KG, D-76437 Rastatt

<sup>3</sup>Zentralinstitut für Medizintechnik ZIMT der TU München, D-85748 Garching  
Email: pheinze@ira.uka.de

**Zusammenfassung.** Effizienz, Vergleichbarkeit und Einfachheit sind Hauptaspekte für eine langfristige Benutzerakzeptanz von chirurgischen Planungssystemen. Automatische Segmentierung und Identifizierung von Referenzgeometrien von anatomischen Strukturen sind eine Voraussetzung, um diese zukünftigen Anforderungen zu erfüllen. Auf Basis von 235 Oberflächengeometrien gesunder und degenerierter Kniegelenke wird ein formvariables Oberflächenmodell des Kniegelenkes konstruiert, welches das Segmentierungs- und Identifikationsproblem robust und exakt lösen soll. Durch das bessere Verständnis der Form- und Positionsvariation des Kniegelenkes sind neben der Segmentierung auch Verbesserungen von Operations-Planungsstrategien am Kniegelenk als auch ein verbessertes Knieprothesendesign zu erwarten.

## 1 Motivation

Die Anforderungen an computergestützte chirurgische Planungssysteme steigen ständig. So sind zukünftig eine Parametrisierung der Planung, eine Wissensbasis zur optimalen 3D-Planung als auch eine Simulation des OP-Ergebnisses zwingende Bestandteile derartiger Systeme. Die automatische Segmentierung und Identifikation geometrischer Referenzgeometrien zur OP-Planung sind unerlässlich, um diesen Anforderungen gerecht zu werden.

Die Schwere der dabei auftretenden Segmentierungs- und Identifikationsprobleme liegt zum einen in der Erscheinungsvielfalt der patienten-individuellen anatomischen Struktur und zum anderen in dem zur Verfügung stehenden Bild- bzw. Datenmaterial. Häufig lassen sich nur Teile der anatomischen Struktur im Bildmaterial finden, da in der Praxis der Bildbereich eingeschränkt wird, um die Strahlenexposition des Patienten zu verringern. Weiterhin haben die bildgebende Hardware und ihre Kalibrierung einen entscheidenden Einfluss auf das Erscheinungsbild der Daten, was den Einsatz bisheriger Standardverfahren in der täglichen Routine erschwert oder unmöglich macht.

Allein in Deutschland werden jährlich ca. 80.000 Knieprothesen (TKR) implantiert und ca. 60.000 vordere Kreuzbänder (ACL) ersetzt. Mit steigender Tendenz werden für diese Operationen computergestützte Systeme eingesetzt. Es wird erwartet, dass die computergestützte Implantation von Kniegelenksprothesen eine der Hauptanwendungen für Chirurgie-Roboter sein wird. Bereits 500 robotergestützte Implantationen wurden in Deutschland am Kniegelenk vorgenommen.

In dieser Studie wird auf Grundlage eines formvariablen Oberflächenmodells ein Verfahren entwickelt, welches das Segmentierungs- und Identifikationsproblem robust und exakt lösen soll. Besonderer Wert wird auf die Identifizierung von kinematischen Referenzgeometrien gesetzt, um die Grundlagen für eine Simulation der Kniegelenkskinematik zu erstellen.

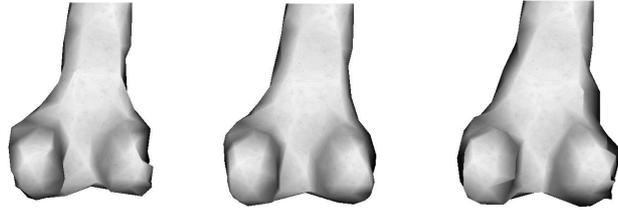
## 2 Methode

Zur Erstellung des Kniegelenksmodells wurden die Knochenoberflächen von 70 erkrankten und 155 gesunden Kniegelenken in standardisierter Hyperextensions-Lagerung semi-automatisch aus Computertomogrammen (CT) extrahiert. Um zusätzlich Informationen von Knorpelflächen und Bandansatzpunkten zu gewinnen, wurden weiterhin 10 Magnetresonanztomogramme (MR) entsprechend aufbereitet. Alle Datensätze wurden klassifiziert nach Alter, Geschlecht, gesunder und erkrankter Erscheinungsform. Die resultierenden Oberflächendaten wurden sorgfältig nachbearbeitet, um topologisch korrekte Oberflächen zu erhalten.

Eine als Oberflächenmodell vollständig vorliegende untere Extremität, d.h. inklusive Sprunggelenk und Femurkopfkugel, dient zur Definition eines patientenübergreifenden Referenz-Koordinatensystems. Die Registrierung der patientenindividuellen Oberflächen in dieses Referenzkoordinatensystem ist an sich ein schwieriges Problem, zu dem keine applikationsunabhängige Lösung gefunden werden kann. In dieser Studie wurden die zu registrierenden knöchernen Oberflächen mittels Bildverarbeitungsverfahren zunächst skelettiert [1]. Anhand der Oberflächen-Skelette konnten die individuellen Oberflächen mit einem "Iterative-Closest-Point"-Algorithmus (ICP)[2] plausibel im Referenz-Koordinatensystem zueinander in Deckung gebracht werden.

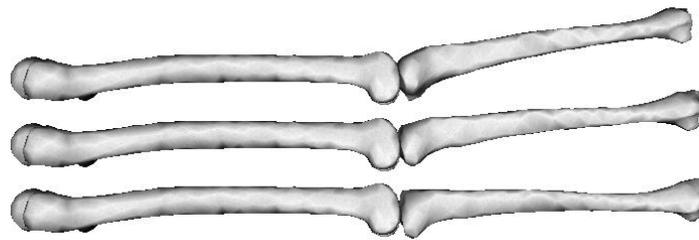
Ausgehend von einem stark oberflächenreduzierten Referenz-Oberflächenmodell wird eine punktweise Korrespondenz zwischen allen individuellen Oberflächen hergestellt. Eine nachfolgende Retriangulierung aller Oberflächen erzeugt ein dichteres Netz von korrespondierenden Oberflächenpunkten.

Zur Bestimmung der mittleren Form und der hauptsächlichen Formvariationen aller Kniegelenksoberflächen wird die Menge der korrespondierenden Punkte einer Hauptkomponentenanalyse (PCA) unterzogen [3]. Neben der mittleren Form erhält man eine Anzahl von Eigenvektoren und Eigenwerten. Der Betrag der Eigenwerte ist hierbei ein Maß für den Einfluss dieses Eigenvektors zur gesamten Formvariabilität. Die gewichtete Addition dieser Eigenvektoren zu der mittleren Form wird zur Generierung neuer plausibler Formen verwendet.



**Abb. 1.** Dorsale Ansicht der Formvariation des Femurs. Mittig die mittlere Form, links und rechts die Deformation über den ersten Eigenvektor.

Die Registrierung der individuellen Oberflächenmodelle zum Referenzkoordinatensystem ermöglicht zusätzlich die Bestimmung der Relativpositionen der knöchernen Kniegelenksanteile zueinander. Eine Hauptkomponentenanalyse über die sechs Translations- bzw. Rotationsparameter resultiert hierbei sowohl in einer mittleren Relativposition als auch in der Variation der Relativpositionen in Form von Eigenwerten und Eigenvektoren.



**Abb. 2.** Sagittale Ansicht der Positionvariation der Tibia relativ zum Femur. Mittig die mittlere Position, oben und unten die Veränderungen über den ersten Eigenvektor.

Initial wird zur Segmentierung die mittlere Form im Datensatz platziert und mittels des ICP-Algorithmus optimal an das zu segmentierende Objekt eingepasst. Die Kostenfunktion wird, wie bei herkömmlichen Verfahren, über die vom Bildmaterial stammende Intensitäts- und Gradienteninformation definiert.

Über das formvariable Oberflächenmodell werden verschiedene plausible Formen des zu segmentierenden Objektes generiert und auf Passung bewertet. Ein Optimierungsalgorithmus [4] passt in mehreren Iterationen jeweils die Oberflächenform und dessen räumliche Position an das zu segmentierende CT an.

Der Segmentierungsprozess startet mit der Segmentierung des Femurs, da dieser eine nicht rotationssymmetrische Form aufweist. Mit der Kenntnis über die

Relativpositionen der Tibia bzw. Patella relativ zum Femur können auf diesem Wege gute Initialpositionen zur weiteren Segmentierung von Tibia und Patella gefunden werden.

### 3 Ergebnisse und Diskussion

Alle 235 Oberflächen von Femur, Tibia, Fibula und Patella wurden über ihr Skelett zueinander rigide in Deckung gebracht. Die hauptsächlichen Form- und Positionsvariationen wurden über eine Hauptkomponentenanalyse bestimmt. Das femorale Oberflächenmodell wurde exemplarisch zur Segmentierung verwendet. Es wurde jedoch hierbei deutlich, dass eine alleinige Segmentierung über die Formvariabilität aus der Hauptkomponenten-Analyse nicht ausreichend ist. Eine nachfolgende Deformation des Oberflächenmodelles ist daher notwendig. Allerdings kann die Deformationsvorschrift stark eingeschränkt werden, da das Segmentierungsergebnis bereits nah am zu segmentierenden Objekt ist. Dies ist von großem Vorteil gegenüber "frei" deformierbaren Oberflächenmodellen und erhöht wesentlich die Robustheit des Verfahrens. Die Implementierung eines solchen Verfahrens stellt den nächsten Schritt in dieser Studie dar. Auch die Integration von parametrisch beschreibbaren Oberflächen zur Modellbeschreibung wird zur Zeit evaluiert.

Die Segmentierung medizinischer Bilddaten ist allerdings nur eine Anwendung, bei der die Kenntnisse über die Form- und Positionsvariation des Kniegelenkes angewendet werden können. Eine Verbesserung von Operationsplanungsstrategien, z.B. für Tibiakopfstektomien, den Kreuzbandersatz oder dem unikondylären Kniegelenkersatz sind Gegenstand momentaner Untersuchungen. Die Integration von Grauwertinformation vieler Patienten in das hier vorgestellte Modell bietet neue Möglichkeiten für das Verständnis interner Strukturen des Kniegelenkes und kann so von großem Nutzen beim Design von Knieprothesen sein.

### References

1. K.Siddiqi, S.Bouix, A.Tannenbaum, S.W.Zucker: The Hamilton-Jacobi Skeleton. International Conference on Computer Vision (Corfu, Greece), 1999.
2. P.J.Besl, N.D.McKay: A Method for Registration of 3-D Shapes. IEEE Trans PAMI 14(2): 239–256, 1992.
3. T.F.Cootes, C.J.Taylor: Statistical models of appearance for computer vision. Technical report, University of Manchester, Wolfson Image Analysis Unit, 2001.
4. W.H.Press: Numerical Recipes in C. Cambridge University Press, 1992.