

Multimodale Bewegungsanalyse für die Bewegungssimulation des Kniegelenkes

Dietmar Meister¹, Peter Heinze¹, Rudolf Kober¹, Mevlüt Sungu¹, Heinz Wörn²

¹U.R.S.-ortho GmbH & Co. KG, 76437 Rastatt, Germany
d.meister@ortomaquet.de

²Universität Karlsruhe, Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik,
76131 Karlsruhe, Germany

Abstract: Aufgrund der neuen computergestützten Operationsmethoden kann eine Operation in zwei Phasen, die Planung und die Durchführung, aufgeteilt werden. Dabei findet die Planung in der Regel auf der Basis von Daten der dreidimensionalen Bildgebung im Büro des Arztes statt. Bei diesem Ansatz fehlt zum Zeitpunkt der Planung die Rückkopplung der sensorischen Erfahrungen aus der OP, die Aussagen über die Qualität verschiedener Planungsvarianten ermöglicht. Diese fehlende Rückkopplung kann durch Simulationsmodule ersetzt und die Aussage kann sogar erweitert werden. Grundlage solcher Module, welche den Bewegungsverlauf des Beines simulieren, sind reale Kinematikdaten einer größeren Anzahl von Probanden sowie die als Simulationsbasis dienenden Bilddaten. In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, das die Kinematikdaten in der Qualität liefert, die für solche Simulationen notwendig ist. Da es für eine Studie mit vielen Probanden wichtig ist, dass das Verfahren nicht invasiv ist, wurde auf diesen Aspekt besonderer Wert gelegt. Das vorgestellte kontaktlose Verfahren basiert auf externen Fixierungen, Hautmarkern, Videosequenzanalyse und Tomogrammdaten. Es ermöglicht die Positionsverfolgung von Femur und Tibia bei beliebigen Belastungsmustern. Damit ist die Analyse der Bewegungsdaten auf unterschiedlichste Art und Weise möglich ohne Modifikationen am Versuchsaufbau oder an den Messdaten vorzunehmen. Die einmal gewonnenen Bewegungsdaten sind immer wieder verwendbar.

1 Einleitung

Bei den aktuellen Systemen für die computergestützte Orthopädie zeigt sich immer mehr die Bedeutung der präoperativen Planung. Um bei diesen Systemen die direkte Rückkopplung während der OP zu ersetzen, werden zum Zeitpunkt der Planung Simulationsmethoden benötigt. Für die orthopädischen Eingriffe am Kniegelenk ist die individuelle Biomechanik des Beines ein Faktor, der den Erfolg der OP wesentlich bestimmt. Bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (ACL) ist die Kinematik des Kniegelenkes wichtig, um für eine geplante Lage des Implantates die resultierende Längenänderung und eine eventuelle

Kollision des ACL beim Beugeverlauf zu bestimmen. Wenn die individuelle Kinematik für eine geplante OP bestimmt werden kann, und die tibiale Insertion bereits durch die Hyperextension definiert ist, dann ist es auch möglich die optimale Position der femoralen Insertion zu ermitteln. Beim totalen Kniegelenkersatz (TKR) können über die Kinematik Parameter wie die Bewegungsfreiheit, Stabilität und Belastung bestimmter Bereiche der Prothese ermittelt werden. Damit kann eine Platzierung der Knieprothese gefunden werden, die eine gleichmäßige Belastung der Prothese beim Beugeverlauf gewährleistet. Da die meisten Planungssysteme auf 3D-Bilddaten wie Computer Tomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) basieren, ist es das Ziel die Simulation auch aus diesen Daten zu entwickeln. Für den täglichen klinischen Einsatz ist es von Vorteil, wenn für die Simulation keine weiteren Untersuchungen benötigt werden. Dies kann erreicht werden, indem aus den Volumendaten Merkmale extrahiert werden, aus denen sich eine Kinematik abschätzen lässt. Um diese Beziehung zwischen den anatomischen Merkmalen und der Kinematik zu modellieren, ist es zunächst notwendig für eine ausreichend große Anzahl von Probanden sowohl ein CT bzw. MRT als auch eine umfangreiche kinematische Analyse zu erstellen. Ziel dieser Arbeit ist es ein Verfahren für diese ausführliche Aufnahme und Analyse der kinematischen Daten zu entwickeln.

In den letzten Jahren wurden verschiedene Ansätze für die Bewegungsanalyse des Beines entwickelt [AA00]. Ein Merkmal zur Klassifizierung dieser Ansätze ist ihre Invasivität. Einige benutzen am Knochen befestigte Marker [Fo92], Stereoradiographie (RSA) [JK94] oder planare Radiographie [BH96]. All diese invasiven Methoden scheiden für diese Studie aus. Weitere Methoden bestimmen die Positionen von Markern, die entweder auf der Haut [LC99] oder an externen Fixierungseinheiten [Sa96, Ga00] befestigt werden. Da die Fehler von beiden Methoden größer als 4 mm sind [Ca96, Ga00], sind diese Ansätze nicht direkt nutzbar. Eine andere nicht invasive Möglichkeit der Bewegungsaufnahme hat ihren Ursprung in der Computer Animation und Virtual Reality. Dabei werden Bewegungen von Personen oder Körperteilen mit Hilfe von Bewegungsmodellen aus Bildsequenzen extrahiert [Lu99].

2 Material und Methoden

In dieser Arbeit soll ein Verfahren entwickelt werden, welches die Vorteile von Hautmarkern, externen Fixierungseinheiten, Videobildanalyse und CT/MRT-Aufnahme miteinander kombiniert, um die Bewegung von Femur und Tibia möglichst exakt zu bestimmen.

2.1 Individuelle Anatomie

In dieser Studie wurden MRT-Aufnahmen genutzt, da diese neben den knöchernen Strukturen bei entsprechenden Aufnahmeparametern auch den Knorpel abbilden können. Mit einem 1.5 T Scanner (Magnetom Harmony, Siemens) werden 6 Turbo-Spin-Echo Serien mit

Protonendichte-Gewichtung aufgenommen ($T_R=3205$ ms, $T_E=14$ ms). Alle Serien haben eine 256×256 Bildmatrix und die Ausleserichtung ist von anterior nach posterior. In gestreckter Stellung wird vom Knie eine transversale Serie (S_1) und eine sagittale Serie (S_2) mit einer Schichtdicke von 3 mm und einem FOV von 200 mm erstellt. Im Bereich der Hüfte und des Sprunggelenkes werden zwei weitere transversale Serien (S_3, S_4) mit einer Schichtdicke von 5 mm und einem Schichtabstand von 10 mm gefahren. In zwei weiteren Beugepositionen des Beines werden jeweils eine sagittale Serie erstellt (S_5, S_6), die mit $T_R=301$ ms, Schichtdicke=3 mm und Schichtabstand=6 mm deutlich kürzere Aufnahmezeiten als S_2 haben. Da sich mit Verringern der Schichtdicke auch das Signal-Rausch-Verhältnis verschlechtert, kann mit transversalen Schichten in proximal-distaler Richtung keine Auflösung erzielt werden, die für die Segmentierung der Gleitflächen im Kniegelenk ausreichend ist. Daher werden die transversalen und sagittalen Schichten zu einem Volumen mit einer homogenen Auflösung von 0.8 mm vereinigt.

Die Segmentierung von Knochen und Knorpel in den Serien 1-4 erfolgt manuell mit einem Voxeldateneditor (Analyze, AnalyzeDirect). Für die weitere Verarbeitung werden die segmentierten Voxeldaten trianguliert. Für die beiden weiteren Beugepositionen werden die gewonnen Oberflächen von Femur, Tibia und Patella mit Hilfe eines Oberflächen-Volumen-Matching in die gebeugte Lage transformiert. Die resultierenden Oberflächenmodelle in den 3 Beugepositionen sind in Abbildung 1 zu sehen.

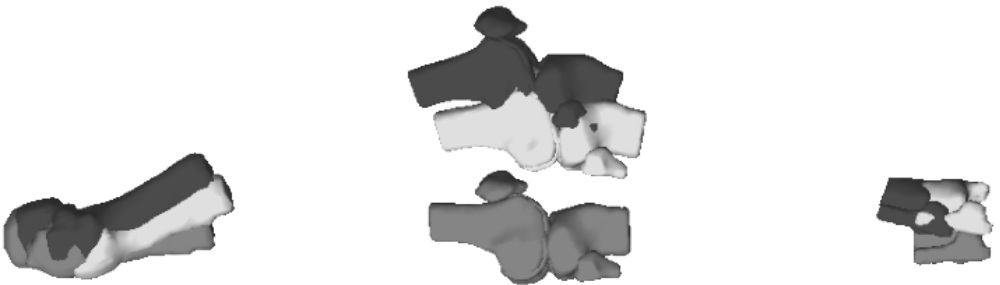


Abbildung 1: Femur, Tibia und Patella in 3 Beugepositionen

2.2 Bewegungsaufnahme mit Markerverfolgung

Um die Verschiebung zwischen Haut und Knochen beim Beugen zu reduzieren werden für jeden Knochen 2 Gurte fest am jeweiligen Beinsegment befestigt. An jedem Gurt sind wiederum 2 Kugeln befestigt, die von dem verwendeten 3D-Kamerasystem (Polaris, Northern Digital) besonders gut erkannt werden. Zusätzlich werden an anatomisch

markanten Stellen Marker auf die Haut geklebt (Trochanter Major, Femur-Epikondyle, Fibula-Köpfchen, distale Fibula). Insgesamt werden 12 Marker am Bein befestigt. Mit dem Kamerasystem wird vom gestreckten Bein zunächst ein Schnappschuss gemacht, in dem die Marker manuell identifiziert werden. Über die anatomischen Merkmale kann eine Transformation bestimmt werden, welche die Knochen vom Koordinatensystem des MRT in das Koordinatensystem des Kamerasystems abbildet.

Während der verschiedenen Bewegungsaufnahmen werden die Positionen aller sichtbaren Marker mit 20 Hz aufgenommen. Da sich bei Flexion aufgrund der Hautverschiebung die Lage der Marker zueinander verändert, lassen sich die einzelnen Marker nicht über ein rigides Matching zuordnen. Hier kommen Heuristiken zum Einsatz, welche die Marker automatisch identifizieren, auch wenn einzelne Marker nicht sichtbar sind. Dabei werden die aus dem MRT gewonnenen anatomischen Strukturen und biomechanische Grundregeln verwendet. Im nächsten Schritt sind für jede Aufnahme je eine Transformationsmatrix für Femur und Tibia zu bestimmen. In der Literatur wird häufig ein rigides Matching für jedes einzelne Segment angenommen, bei dem die verschiedenen Marker unterschiedlich gewichtet werden. Diese Methode führt bei großen Beugewinkeln zu Fehlern von mehreren Millimetern. Hier sind die aus dem MRT gewonnenen Beugepositionen hilfreich. Sie können als Key-Frames für den Beugeverlauf genutzt werden. Zu diesen Frames sind sowohl die anatomisch korrekte Transformation K als auch die real gemessenen Markerpositionen mit Knochen-Haut-Verschiebung P_{Flex} bekannt. Aus diesen beiden Werten lässt sich für jeden Marker ein Korrekturwert $C_{k,m}$ für jeden Key-Frame k und jeden Marker m berechnen.

$C_{k,m} = K_k * P_{Ref,m} - P_{Flex,m}$ Mit geeigneter Interpolation zwischen den bekannten Key-Frames ist somit für alle Beugewinkel ein Korrekturwert für jeden Marker gegeben. Mit den korrigierten Markerpositionen ist dann ein rigides Matching, wie in [VWD88] beschrieben, möglich. In Abbildung 2 werden die Koordinaten einiger Marker ohne und mit dieser Korrektur dargestellt.

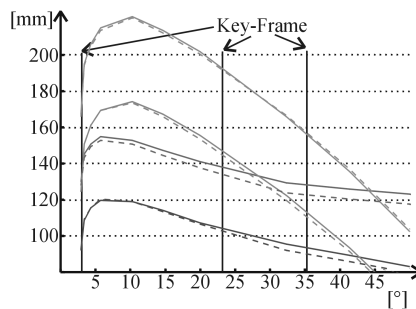


Abbildung 2: Key-Frame basierte Korrektur der Markerpositionen

2.3 Videoüberlagerung

Im Untersuchungsfeld sind neben dem 3D-Kamerasystem weitere 4 Videokameras positioniert, welche die Bewegungen mit 50 Hz aus verschiedenen Blickwinkeln aufnehmen. Um die Knochen in die Videosequenzen einzublenden, ist es notwendig die Abbildungsfunktion zu bestimmen, die einen Punkt aus dem 3D-Kamerasystem P_w in einen Punkt der Videobitmap P_b transformiert. Für die Videokameras wird das Modell einer idealen Lochkamera angenommen. Bei diesem Modell kann die Abbildung durch die 4×4 Matrix \mathbf{A} beschrieben werden. $P_b = \mathbf{A} * P_w = \mathbf{C} * \mathbf{S} * \mathbf{P} * \mathbf{T} * \mathbf{R} * P_w$. Dabei werden durch \mathbf{C} , \mathbf{S} und \mathbf{P} die inneren Kameraparameter wie Bitmap-Mitte, Skalierung und Perspektive beschrieben. In den Matrizen für Transformation und Rotation (\mathbf{T} , \mathbf{R}) sind die externen Kameraparameter kodiert, welche die Position der Kamera im Weltsystem beschreiben. Die Identifikation der in \mathbf{A} enthaltenen 10 unabhängigen Parameter erfolgt über eine Menge von Kalibrierpunkten, welche sowohl in den Bitmaps der Videokameras, als auch im 3D-Kamerasystem bestimmt und einander zugeordnet werden. Die sich anschließende Optimierung der Parameter ist in [He00] beschrieben. Es wurden 40 Kalibrierpunkte verwendet, welche über den ganzen Arbeitsraum einen Abbildungsfehler von $0.4 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ ergeben. Zusätzlich zur räumlichen Kalibrierung müssen die 3D Aufnahmen und die Videosequenzen auch noch synchronisiert werden. Dieses erfolgt mit oszillierenden Markern, die in beiden Modalitäten sichtbar sind. In Abbildung 3 ist ein Schnappschuss aus einem Gangzyklus zu sehen, bei dem Femur, Tibia und alle beteiligten Marker in die 4 Videobilder eingeblendet sind.



Abbildung 3: Überlagerung von Markern und Knochen mit den Videosequenzen

3 Ergebnisse

Die Analyse der Daten wurde an einem Probanden für verschiedene Belastungsmuster wie Aufstehen vom Stuhl, Gehen, Laufen, Kniebeugen oder Rad fahren durchgeführt. Ein für weitere Interpretationen wichtiger Zwischenwert ist die relative Lage der Tibia zum Femur. Für beide Knochen wurde zuvor ein eigenes Koordinatensystem entsprechend der Richtlinien des CASPAR-Systems (orto MAQUET) für den Kniegelenk-Ersatz definiert. Es wurden mehrere Gangzyklen aufgenommen, normiert und zu einem mittleren Zyklus zusammengefasst. Der Maximalwert der Standardabweichungen beträgt für die Translationskomponenten 1,6 mm und für die Rotationskomponenten $3,2^\circ$. In Abbildung 4a sind die Translation und Rotation der Tibia über den normierten Gangzyklus, beginnend mit dem Aufsatz der Verse, aufgetragen. Wenn die Transformationskomponenten über den Flexionswinkel aufgetragen werden (Abbildung 4b), zeigt sich, dass die Innenrotation der Tibia ihren Maximalwert von 10° bei etwa 25° Flexion hat. Es ist ebenfalls auffällig, dass die dorsale Verschiebung eine Hysterese aufweist. Die Verschiebungen am Anfang und am Ende der Schwungphase unterscheiden sich um 10 mm.

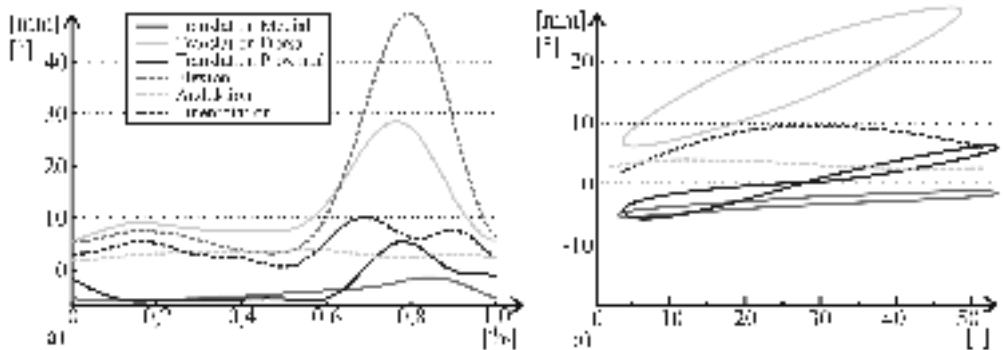


Abbildung 4: Lage des Tibia-Koordinatensystems relativ zum Femur-Koordinatensystem über den Gangzyklus (a) und den Flexionswinkel (b)

4 Diskussion

Es wurde ein Verfahren vorgestellt, mit dem sich basierend auf MRT-Daten, optischer Markerverfolgung und Videoüberlagerung die individuelle Kinematik des Kniegelenkes bestimmen lässt. Am Beispiel eines Probanden wurde gezeigt, dass der Wiederholungsfehler kleiner als 2 mm und 4° ist, und auch die optische Validierung der absoluten

Knochenpositionen anhand der Videobilder erfolgreich war. Ein wesentlicher Vorteil dieses auf Bilddaten basierenden Ansatzes ist, dass sich die für die Analyse notwendigen Koordinatensysteme der einzelnen Knochen nicht auf die äußerlich sichtbaren Merkmale beschränken müssen, sondern mit beliebigen Vorschriften in dem Volumendatensatz platziert werden können. Somit ist die Möglichkeit gegeben durch die Wahl geeigneter Koordinatensysteme die Interpretation zu verbessern.

Das vorgestellte Verfahren kann in verschiedenen Punkten noch verbessert werden. So kann die Genauigkeit gesteigert werden, indem für die Abbildung der Knochenoberflächen in das Videobild ein Modell für eine verzerrende Lochkamera benutzt wird. Der in dieser Arbeit ermittelte Wiederholungsfehler ist im Wesentlichen durch die Überlagerung verschiedener Gangzyklen bestimmt. Hier wurde vorausgesetzt, dass die Gehgeschwindigkeit über die gesamte Aufnahmezeit konstant ist. Durch eine Normierung der einzelnen Zyklen vor der Mittelung lässt sich der daraus resultierende Fehler reduzieren. Um die Genauigkeit weiter zu erhöhen, ist es möglich, das überlagerte Videobild nicht nur für die Kontrolle sondern auch für eine Korrekturmaßnahme zu nutzen. Eine automatisierte Korrektur könnte auf einem einfachen Modell von Muskel-, Fett- und Hautgewebe basieren, dessen Parameter wiederum aus dem MRT gewonnen werden können.

Die Analysedaten können um die Patella-Bahn erweitert werden. Für die festen Beugewinkel aus dem MRT sind die Transformationen bereits gegeben. Die kontinuierliche Positionsbestimmung kann mit Hilfe der im Video bestimmbar Hautoberfläche erfolgen. Mit diesem Verfahren ist es möglich auf nicht invasivem Wege präzise Aufnahmen der Kinematik zu erhalten. Damit ist die Grundlage geschaffen die Basisdaten für die Simulation der Biomechanik des Knies für eine große Anzahl von Probanden zu erheben. Da für diese Probanden auch ein Tomogramm vorliegt, bietet es sich an, die Simulation auf der individuellen Anatomie aufzubauen.

Literaturverzeichnis

- [AA00] Andriacchi, T.P., Alexander, E.J.: Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics* **33** (2000) 1217–1224
- [BH96] Banks, S.A., Hodge, W.A.: Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **46** (1996) 638–649
- [Ca96] Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G., Della Croce, U.: Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics* **11** (1996) 90–100
- [Ga00] Ganjika, S., Duval, N., Yahia, L'H., de Guise, J.: Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee* **7** (2000) 221–231
- [He00] Heikkilä, J.: Geometric camera calibration using circular control points. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **22** (2000) 1066–1077
- [JK94] Jonsson, K., Karrholm, J.: Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopedic Research* **12** (1994) 769–779

- [Fo92] La Fortune, M.A., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J., Kalenak, A.: Three dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics* **25** (1992) 347–357
- [LC99] Lu, T.W., O'Connor, J.J.: Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimization with joint constraints. *Journal of Biomechanics* **32** (1999) 129–134
- [Lu99] Ligné, P.C., Alizon, J., Collange, F., Van Praagh, E.: Motion analysis of an articulated locomotion model by video and telemetric data. *Journal of Biomechanics* **32** (1999) 977–981
- [Sa96] Sati, M., de Guise, J.A., Larouche, S., Drouin, G.: Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *The Knee* **3** (1996) 179–190
- [VWD88] Veldpaus, F.E., Woltring, H.J., Dortmans, L.J.M.G.: A least squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics* **21** (1988) 45–54