Multimodale Bewegungsanalyse für die Bewegungssimulation des Kniegelenkes

Dietmar Meister[1], Peter Heinze[2], Martin Gonser[1] und Rodolf Kober[1]

[1]URS Ortho GmbH & Co. KG, 76437 Rastatt
[2]Institut für Prozeßrechentechnik, Automation und Robotik
Universität Karlsruhe, 76131 Karlsruhe
Email: d.meister@urs-ortho.de

Zusammenfassung. 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. Um bereits bei der Planung den Bewegungsverlauf des Beines zu berücksichtigen, kann dieser auf Basis der Volumendaten simuliert werden. In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, welches nicht invasiv die Erhebung von Bewegungsdaten für die Entwicklung dieser Simulation ermöglicht. Das vorgestellte kontaktlose Verfahren basiert auf externen Fixierungen, Hautmarkern, Videosequenzanalyse und Tomogrammdaten. Es ermöglicht die Positionsverfolgung von Femur und Tibia bei beliebigen Belastungsmustern.

1 Einleitung

Durch die neuen computergestützten Operationsmethoden teilt sich eine Operation in die beiden Schwerpunkte *Planung* und *Durchführung*. Dabei findet die Planung in der Regel vor dem Eingriff auf der Basis von dreidimensionalen Bilddaten im Büro des Arztes statt. Bei diesem Ansatz fehlt zum Zeitpunkt der Planung die Rückkopplung über den Patienten, welche Aussagen über die Qualität verschiedener Planungsvarianten ermöglichen würde. Die fehlende Rückkopplung kann durch Simulationsmodule ersetzt oder sogar erweitert werden. Beim Ersatz des Kniegelenkes oder des vorderen Kreuzbandes mit dem CASPAR System (URS Ortho) wird als Planungsgrundlage ein Computer-Tomogramm (CT) genutzt. Für die Position des Implantates gibt es verschiedene Anforderungen, die möglichst alle erfüllt werden sollten. Einige davon, wie z.B. die Längenänderung des Kreuzbandimplantates oder die Balance der Bänder beim Gelenkersatz, lassen sich nur durch Beugung des Patientenbeines überprüfen. Um die Beugung des Beines auf Basis der CT Daten zu simulieren, ist es zunächst notwendig, für eine größere Patientengruppe CT Daten und Bewegungsdaten zu erheben. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines geeigneten Verfahrens für die Bewegungsaufnahme.

In den letzten Jahren wurden verschiedene Ansätze für die Bewegungsanalyse des Beines entwickelt [1]. Ein Merkmal zur Klassifizierung dieser Ansätze ist ihre Invasivität. Einige benutzen am Knochen befestigte Marker [6], Stereoradiographie (RSA) [5] oder planare Radiographie [2]. All diese invasiven Methoden scheiden für diese Studie aus. Weitere Methoden bestimmen die Positionen von Markern, die entweder auf der Haut [7] oder an externen Fixierungseinheiten [9,4] befestigt werden. Da die Fehler von beiden Methoden größer als 4 mm sind [3,4], 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 [8].

2 Material und Methoden

Mit dem Ziel, ein nicht invasives und möglichst kontaktloses Verfahren der Bewegungsaufnahme zu entwickeln, wurden bereits existierende Verfahren von auf die Haut geklebten Markern erweitert, wobei die räumliche Position der Marker mit einem optischen Navigationssystem bestimmt wird. Das grundsätzliche Problem dabei ist, dass sich die Marker bei Bewegung des Beines relativ zu den Knochensegmenten (Femur und Tibia) verschieben. Dieser Fehler von bis zu 3 cm wird in mehreren Schritten reduziert. Die Marker werden entweder als Elemente einer starren Geometrie (Rigid Body) oder als anatomische Landmarke identifiziert. Für alle Marker eines Rigid Bodies können Regeln zur Entzerrung angewendet werden, die von einer konstanten Anordnung der Marker zueinander ausgehen. Für jedes Knochensegment, welches wiederum starr ist, werden mindestens zwei Rigid Bodies und mindestens zwei anatomische Landmarken platziert und zugeordnet. Um den verbleibenden Fehler durch die Hautverschiebung weiter zu reduzieren, werden in mehreren Beugestellungen CT oder MRT (Magnet-Resonanz-Tomogramm) Aufnahmen gemacht. Die in diesen Aufnahmen manuell segmentierten Knochensegmente sind in Abb. 1a) zu sehen.

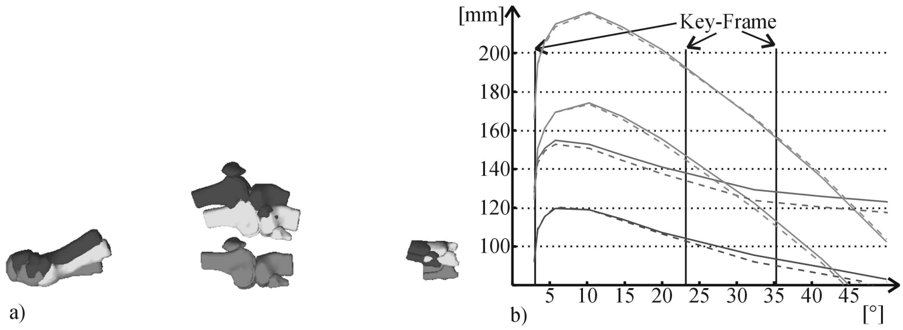
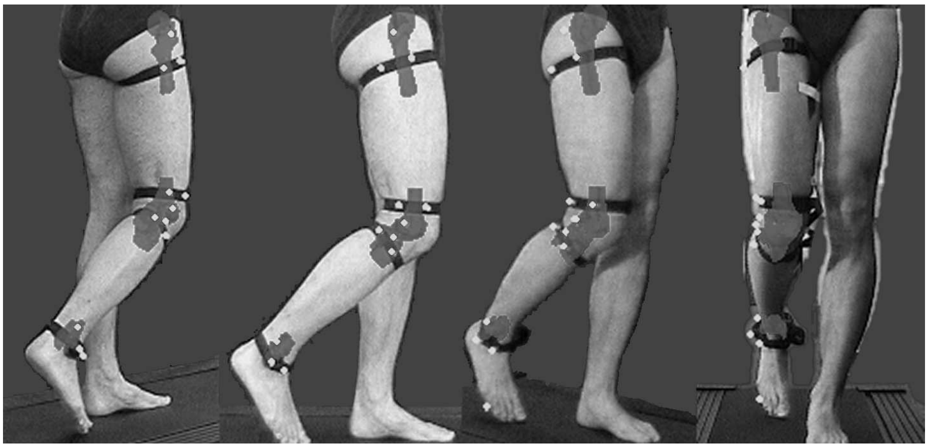


Abb. 1. a) Femur, Tibia und Patella in 3 Beugepositionen b) Key Frame basierte Korrektur der Markerpositionen

Abb. 2. Überlagerung von Markern und Knochen mit den Videosequenzen



Die gewonnenen korrekten Positionen von Tibia zu Femur werden als *Key Frames* für die Fehlerkorrektur genutzt. Dafür werden für jeden der 3 Beugewinkel die Positionen der Knochensegmente über den Rigid Body Ansatz bestimmt. Die Differenz zwischen tatsächlicher und zunächst angenommener Knochenposition für jeden Key Frame bestimmt den Korrekturwert (Abb. 1b)). Um auch die Interpolation der Fehlerkorrektur plausibel zu halten, werden zeitgleich zur Marker-Aufnahme noch Videoaufnahmen aus verschiedenen Blickwinkeln gemacht. Die Videosequenzen werden zum 3D Navigationssystem räumlich und zeitlich kalibriert. Für die Abbildung der räumlichen Markerpositionen in das jeweilige Videobild wird das Modell einer Lochkamera benutzt, bei dem auch die Linsenverzerrungen berücksichtigt werden.

Durch Abbildung der Knochenoberflächen in die Videosequenzenen kann besonders an den Stellen dünner Weichteilschichten die Plausibilität überprüft werden (Abb. 2). Als letztes Maß für Plausibilität bzw. Fehlerkorrektur dienen anatomische Nebenbedingungen. Der Ausschluss von Durchdringung oder Kontaktverlust von Femur und Tibia schränkt die möglichen räumlichen Positionen ein.

3 Ergebnis

Die Bewegungsaufnahme wurde bereits an 10 Patienten durchgeführt. Dabei wurden jeweils verschiedene Belastungsmuster, wie z.B. Treppensteigen, Gehen oder Laufen aufgezeichnet. Die ersten Ergebnisse der Auswertungen lassen eine Genauigkeit der Bewegung von Tibia relativ zum Femur erwarten, die deutlich besser als die Ansätze der reinen Haut-Marker Verfahren ist. Für einen Datensatz wurde die Markerverfolgung, die Rigid Body-Entzerrung und die Key Frame Korrektur durchgeführt. Aus diesem Datensatz wurden mehrere Zyklen des Gehens normiert und überlagert. Die Abweichung zwischen den verschiedenen Zyklen, als Maß für die Wiederholungsgenauigkeit, lag bei 1,6 mm bzw. 3,2°. Bei der Analyse der Tibiaposition relativ zum Femur konnten typische Bewegungsmuster identifiziert werden. Auffällig war eine Hysterese in der dorsalen Verschiebung von 10 mm.

4 Diskussion

An einem Probanden wurde exemplarisch gezeigt, dass mit Hilfe von Hautmarkern, Videoüberlagerung und Referenzdatensätzen aus CT oder MR eine Bewegungsaufnahme der Knochen der unteren Extremität möglich ist, die nicht invasiv ist und den Bewegungsablauf nicht verfälscht. Das vorgestellte Verfahren liefert Wiederholungsfehler von weniger als 2 mm und 4°. Der absolute Fehler muss noch durch weitere Versuche ermittelt werden. Die Genauigkeit könnte weiter erhöht werden, wenn die überlagerten Videobilder nicht nur für die Plausibilität, sondern auch als weitere Korrekturmaßnahme genutzt würden. Das Verfahren ist klinisch leicht anwendbar. Somit sind alle Kriterien gegeben, um eine Anzahl von Bewegungsanalysen durchzuführen, die für die Erstellung eines Simulationsmoduls für die Kniekinematik ausreichend ist.

Literatur

1. Andriacchi, TP, Alexander, EJ: Studies of human locomotion: past, present and future. J Biomech 33:1217–1224, 2000
2. Banks, SA, Hodge, WA: Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. IEEE Trans Biomed Eng 46:638–649, 1996
3. Cappozzo, A, Catani, F, Leardini, A, et al.: Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. Clin Biomech 11:90–100, 1996
4. Ganjika, S, Duval, N, Yahia, L'H, de Guise, J.: Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. Knee 7:221–231, 2000
5. Jonsson, K, Karrholm, J: Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after cruciate ligament rupture. J Orthop Res 12:769–779, 1994
6. La Fortune, MA, Cavanagh, PR, Sommer, HJ, et al.: Three dimensional kinematics of the human knee during walking. J Biomech 25:347–357, 1992
7. Lu, TW, O'Connor, JJ: Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimization with joint constrains. J Biomech 32:129–134, 1999
8. Lugné, PC, Alizon, J, Collange, F, et al.: Motion analysis of an articulated locomotion model by video and telemetric data. J Biomech 32:977–981, 1999
9. Sati, M, de Guise, JA, Larouche, S, et al.: Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. Knee 3:179–190, 1996