Computerbasierte dreidimensionale Planung von Knieendoprothesen

Eine Machbarkeitsstudie

Kerstin Wolsiffer, Willi Kalender

Institut für Medizinische Physik
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen/Nürnberg
Krankenhausstr. 12, 91054 Erlangen
Email: kerstin.wolsiffer@imp.uni-erlangen.de

Zusammenfassung. Ziel bei der Implantation einer Knieendoprothese (Total Knee Arthroplasty, TKA) ist der Ersatz der deformierten Gelenkflächen sowie die Wiederherstellung einer korrekten mechanischen Beinachse. Entscheidend für den Operationserfolg ist — neben der exakten intraoperativen Bearbeitung des Implantatbettes — vor allem eine genaue präoperative Planung. Diese erfolgt bei der konventionellen Operationstechnik anhand zweidimensionaler Röntgenaufnahmen und Prothesenschablonen. Dabei kann es aufgrund von Projektionsfehlern zu Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der optimalen Prothesengröße und -position kommen. Um die Genauigkeit und Qualität der präoperativen Planung zu verbessern, wurde eine Prototyp zur computerbasierten 3D-Planung von TKA-Operationen entwicklelt.

Schlüsselwörter: Knie, Endoprothetik, Computer Assisted Surgery (CAS), anatomische Koordinatensysteme, Navigation

1 Einleitung

Unter physiologischen Verhältnissen verläuft die Verbindungslinie vom Femurkopfzentrum zum Fußgelenkzentrum (*mechanische Beinachs*e) durch das Zentrum des Kniegelenks. Dies führt zu einer gleichmäßigen Verteilung der Kompressionskräfte auf das mediale und laterale Kniekompartment. Verläuft die mechanische Beinachse nicht durch das Kniegelenkszentrum, sondern medial oder lateral zu diesem, so liegt eine O-Bein- (Genu varum) bzw. eine X-Bein-Stellung (Genu valgum) vor. Solche *Achsenfehlstellungen* bewirken unphysiologische, einseitige Belastungsverhältnisse. In der Folge kommt es zu Abnutzungserscheinungen, die zur Entstehung einer Kniegelenksarthrose (*Gonarthrose*) führen können.

Bei der Behandlung einer Gonarthrose durch Implantation einer Totalendoprothese (*Total Knee Arthroplasty, TKA*) werden die degenerierten Gelenkflächen durch künstliche ersetzt. Die tibiale und femorale Prothesenkomponente muß dabei so positioniert werden, daß die Wiederherstellung einer korrekten mechanischen Beinachse gewährleistet wird.

Eine gute präoperative Planung trägt zur Vermeidung von Operationsfehlern bei, spart Operationszeit und hat einen entscheidenden Einfluß auf den Operationserfolg.

Werden hingegen bei der Planung Fehler gemacht, resultiert dies auch in Fehlern bei der Operationsumsetzung.

Bei der konventionellen Vorgehensweise basiert die Planung auf lateralen und anterioren/posterioren Radiographien der gesamten unteren Extremität. Daher kann es zu *Projektionsfehlern* und somit zu Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der optimalen Prothesengröße und -position kommen. Außerdem kann ein Teil der Operationsplanung aufgrund fehlender 3D-Informationen erst intraoperativ durchgeführt werden. Während der Operation werden zur Planumsetzung spezielle Führungsgestelle und Schnittlehren verwendet, die den Operateur bei der Identifikation der mechanischen Achsen und der exakten Schnittführung unterstützen. Diese Instrumentarien gehen jedoch von einer standardisierten Patientenanatomie aus. Weiterhin ist ihre Anwendung sehr komplex und beruht lediglich auf einer lokalen Topographie. Daher können mit konventionellen Instrumentarien Ungenauigkeiten und Fehler nicht immer vermieden werden.

Wie Erfahrungen beispielsweise auf dem Gebiet des Hüftgelenkersatzes [1, 2] gezeigt haben, kann durch Verwendung von Methoden der computerunterstützten Chirurgie (*Computer Assisted Surgery, CAS*) sowohl die Genauigkeit der präoperativen Planung als auch der intraoperativen Operationsumsetzung verbessert werden.

Im Bereich der CAS-basierten Knieendoprothetik befinden sich derzeit die meisten Systeme noch im Laborstadium [3, 4, 5, 6]. Lediglich das OrthoPilot-System der Firma Aesculap [7] wird bereits klinisch eingesetzt. Dieses System verwendet intraoperativ ein mit einem Navigationssystem erweitertes Instrumentarium zur Identifikation der mechanischen Achsen. Allerdings basiert die präoperative Planung weiterhin auf 2D-Radiographien. Folglich können auch hier die oben beschriebenen Projektionsfehler auftreten.

2 Material und Methoden

Im folgenden wird ein Prototyp zur computerbasierten Planung von TKA-Operationen beschrieben, der eine echte dreidimensionale Planung von Prothesengröße und –lage erlaubt.

2.1 Die Computerunterstützte Planung

Die computerunterstützte Planung basiert auf 3D-Patientendaten und CAD-Daten der Prothesen. Als Patientendaten werden Spiral-CT-Daten der gesamten unteren Extremität verwendet, wobei jeweils getrennte Bereiche für das Hüft-, Knie- und Fußgelenk aufgenommen werden.

Vor der eigentlichen Prothesenauswahl und –positionierung werden zunächst die Patientendaten geladen und ein 3D-Modell errechnet. Anschließend werden interaktiv die zur Berechnung der mechanischen Achsen benötigten Zentren des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks definiert.

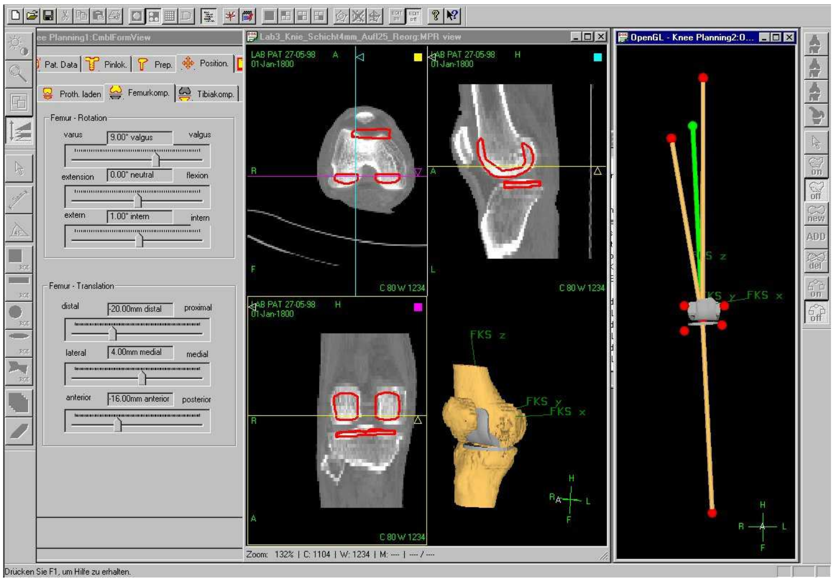

Abb. 1: Oberfläche zur CAS-basierten Planung Die dreidimensionale CAS-basierte Planung

Die Bestimmung der *anatomischen Achsen* (*Schaftachsen*) kann entweder durch die Eingabe von Referenzpunkten zur Bestimmung des Femur- und Tibiaschafts oder auch automatisch im Rahmen der Bestimmung eines anatomieorientierten Koordinatensystems (AKS) für Femur (FKS) und Tibia (TKS) erfolgen. Im letzteren Fall entsprechen die Schaftachsen den z-Achsen des jeweiligen AKS.

Mit Hilfe der anatomischen und mechanischen Achsen sowie der AKS wird die initiale Position und Orientierung der Prothesenkomponenten berechnet. Die aktuelle Prothesenlage kann sowohl in einer 3D-Ansicht als auch im 4-Quadrantenmodus auf drei orthogonalen Rekonstruktionen kontrolliert werden (Abb. 1).

Nach der automatischen Positionierung kann der Operateur die Prothesenkomponenten interaktiv an die individuellen Knochenverhältnisse anpassen. Die zuvor berechneten AKS erlauben dabei die Verwendung einer *semantischen Navigationstechnik* (Abb. 2)*:*

Anstatt die Prothesenkomponenten frei im Raum zu bewegen, werden die jeweils 6 Parameter für die Rotation und Translation der Femur- und Tibiakomponente explizit festgelegt.

Es wird immer nur ein Parameter verändert, während die restlichen Parameter konstant bleiben. Die Prothesenkomponenten bewegen sich dabei stets relativ zu dem entsprechenden AKS. Auf diese Art kann der Arzt die Prothesenlage mit den ihm vertrauten Begriffen wie „Varus/Valgus-Rotation“ oder „proximale/distale Translation“ definieren.

Befinden sich die Prothesenteile schließlich in der optimalen Lage, können die Planungsdaten zu Dokumentationszwecken oder zukünftig auch zur intraoperativen Visualisierung und Navigation gespeichert werden.

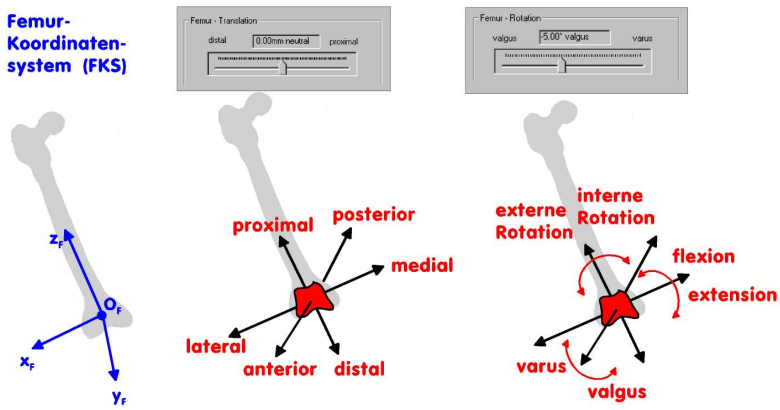

Abb. 2 : Femur-Koordinatensystem (FKS) und Semantische Navigation

2.2 Segmentierung

Zur Segmentierung der beteiligten Knochen (Femur, Tibia, Fibula und Patella) wird eine Kombination aus kanten- und schwellwertbasierten Verfahren und B-Spline-Snakes sowie Konturpropagierung eingesetzt.

Im Femur- und Tibiaschaftbereich wird die Kortikalis mit einem absoluten Grenzwert vorsegmentiert. Anschließend kann die gefundene Kontur durch ein gradientenbasiertes Verfahren (Bolles-Konturfinder) verfeinert werden. Im Bereich der Femurkondylen und des Tibiaplateaus kann jedoch – insbesondere bei arthrotischen Kniegelenken – mit dieser Methode meist kein korrektes Segmentierungsergebnis erreicht werden. Dies liegt zum einen daran, daß sich die Knochen an diesen Stellen berühren, und zum anderen, daß die Kortikalisdicke in diesem Bereich abnimmt und somit der Algorithmus ins Knocheninnere „ausläuft“. Daher wird in diesen Bereichen eine Segmentierung mit B-Spline-Snakes durchgeführt. Die Initialisierung der Snakes erfolgt dabei durch Konturpropagierung.

2.3 Berechnung der AKS

Nach Beendigung der Segmentierung wird mit einem Marching-Cubes-Algorithmus ein 3D-Modell von Femur und Tibia erstellt. Im folgenden wird beispielhaft die automatische Berechnung des FKS beschrieben. Die Berechnung des TKS erfolgt analog.

Die Bestimmung der Femurschaftachse bzw. der z-Achse des FKS erfolgt durch Anwendung einer 3D-Hauptachsentransformation (HAT) auf die Konturen, die zum Femurschaft gehören. Dabei wird die Zugehörigkeit zum Femurschaft über ein Flächeninhalt- und ein Umfangkriterium festgelegt. Das erste Moment der HAT entspricht dann der z-Achse des FKS. Anschließend werden im Bereich der Femurkondylen mit Hilfe des 3D-Modells Schnittkonturen senkrecht zur bereits gefundenen Femurschaftachse berechnet. Auf diesen Schnittkonturen wird dann eine 2D-HAT durchgeführt. Die x-Achse des FKS entspricht dem ersten und die y-Achse dem 2. Moment dieser HAT. Der Ursprung des FKS ist definiert als der Schwerpunkt der 2D-HAT.

2.4 Hardware und Software

Das Planungssystem wurde auf einem Standard-PC (Pentium-II Prozessor, 266 MHz) entwickelt. Zur Planung von TKA-Operationen wird eine Hauptspeicherkapazität von mindestens 128 MByte benötigt. Das zu Grunde liegende Betriebssystem ist Microsoft Windows NT. Als Programmierumgebung diente Visual C++ unter Verwendung von OpenGL und der Microsoft Foundation Classes (MFC) sowie der MBL-Klassenbibliothek der Firma VAMP GmbH.

3 Ergebnisse und Ausblick

Es wurde ein Prototyp zur computerunterstützten dreidimensionalen TKA-Planung entwickelt, der durch Verwendung anatomischer Koordinatensysteme dem Chirurgen eine intuitive Prothesenpositionierung mit einer semantischen Navigationsmethode ermöglicht. Die Verwendung dreidimensionaler Planungsdaten vermeidet Projektionsfehler und erlaubt bereits bei der präoperativen Planung die Untersuchung und Berücksichtigung der Knochenqualität.

Zukünftige Arbeiten werden sich auf die Untersuchung der geometrischen Genauigkeit des Planungsprozesses sowie die Integration eines Roboters oder Navigationssystems konzentrieren, um eine genaue intraoperative Umsetzung des präoperativen Plans zu ermöglichen.

4 Literatur

1. R. H. Taylor, B. D. Mittelstadt, H. A. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J. Zuhars, B. Williamson, B. L. Musits, E. Glassman, und W. L. Bargar: “An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery“, in Computer Integrated Surgery, R. H. Taylor, S. Lavallee, G. C. Burdea, and R. Mösges (Edt). Cambridge, MIT Press, 1996, pp. 379-396.
2. K. Wolsiffer, R. Petzold, W. A. Kalender: „Computerbasierte Planung für die robotergestützte zementlose Implantation von Hüftendoprothesen“, in Informatik Aktuell - Proc. Bildverarbeitung für die Medizin, Aachen, 26.-27.März 1998, T. Lehmann, V. Metzler, K. Spitzer and T. Tolxdorff (Edt), Springer, Berlin, 1998 pp. 348-352.
3. B. Davies: “Synergistic robots in surgery - surgeons and robots working co-operatively”, Proc. Experimental Robots - The Fifth International Symposium, Springer-Verlag, Berlin, 1998, pp. 481-489.
4. M. Roth and C. Brack: “A new less invasive approach to knee surgery using a vision-guided manipulator”, Int. Symposium on Robotics and Manufactoring (ISRAM '96), World Automation Congress (WAC '96), 27.– 30. Mai 1997 Montpellier, Frankreich, pp. 731-738.
5. S. Martelli, D. Caramella, D. Bertelli, M. Marcacci, C. Paggetti, and D. Trippi: “Computer Planning System for Total Knee Arthroplasty”, in Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR), H. U. Lemke, M. W. Vannier (Edt), Elsevier Science, 1997, 933-938.
6. T. C. Kienzle, S. D. Stulberg, M. Peshkin, A. Quaid, J. Lea, A. Goswami, and C. Wu: “Total knee replacement”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 14, 1995, pp. 301-306.
7. F. Leitner, F. Picard, R. Minfelde, H.-J. Schulz, P. Cinquin, and D. Saragaglia: “Computer assisted knee surgical total replacement”, in Lecture Notes in Computer Science 1205: CVRMed-MRCAS 1997, Grenoble, Frankreich, Springer 1997.