

Navigation in der Knieendoprothetik

■ Klaus Wendl, Paul Alfred Grützner, Bernd Vock, Andreas Wentzensen

Zusammenfassung

Die exakte dreidimensionale Positionierung der Komponenten ist entscheidend für das Langzeitergebnis nach Implantation einer Knieendoprothese. Computerassistierte Navigationssysteme können mit hoher Präzision die individuellen anatomischen Gegebenheiten eines Patienten mit der intraoperativen Position von chirurgischen Instrumenten verknüpfen. Die gewünschte Platzierung der Komponenten einer Knieendoprothese kann so sehr exakt umgesetzt werden. Zu unterscheiden sind aktive und passive Navigationssysteme. Aktive Navigationssysteme – Roboter – führen eine vorgeplante chirurgische Aktion selbstständig, ohne direkten Eingriff

des Operateurs aus. Bei passiven Navigationssystemen (Freihandsystemen) führt der Operateur das Instrument frei in der Hand und wird in Echtzeit über eine Verknüpfung der Lageinformation des Patienten im Raum, der Position des geführten Instrumentes und der vorhandenen Bildinformation über die exakte Lage des chirurgischen Instrumentes im Patienten informiert. Das Prinzip und die klinische Anwendung eines passiven Navigationssystems in der Knieendoprothetik werden dargestellt. Erste klinische Erfahrungen zeigen, dass diese Systeme die Genauigkeit von Knieendoprothesenimplantationen im Vergleich zu konventionellen mechanischen Orientierungshilfen erhöhen können.

Eine weitere wichtige Rolle spielen die das Kniegelenk umgreifenden Weichteile, insbesondere der Seitenbandapparat. Nach der Implantation der KTP sollte die Spannung von medialem und lateralem Kollateralband gleich sein (sog. Ligament Balancing), um Instabilitäten und daraus resultierende ungleiche Belastungen mit dem Risiko früherer Lockerung zu vermeiden [1].

Die intraoperative Realisierung optimaler Komponentenausrichtung unter Berücksichtigung des Ligament Balancing ist auch für erfahrene Operateure technisch anspruchsvoll. Die gängigen konventionellen Implantationstechniken der KTP verwenden intra- und extramedulläre mechanische Orientierungshilfen, um eine korrekte Ausrichtung der Prothese zu erreichen. All diese Systeme haben jedoch nur eine limitierte Genauigkeit. Gründe dafür sind, dass die Platzierung der mechanischen Orientierungshilfen teilweise mehr vom Augenmaß des Operateurs als von objektiven Landmarken abhängt. Darüber hinaus ist die Positionierung der Schnittblöcke nicht stufenlos, sondern nur in vorgegebenen Abständen möglich. Da mechanische Orientierungshilfen für ein Standardbein konstruiert werden müssen, können individuelle Abweichungen nur unzureichend imitiert werden [2].

In verschiedenen Anwendungsbereichen (Neurochirurgie, HNO, Hüfte, Wirbelsäule) konnte gezeigt werden, dass moderne Navigationssysteme in der Lage sind, hochpräzise mit Abweichungen von unter einem Millimeter zu arbeiten [4,8]. Die Intention zum Einsatz solcher Systeme in der Knieendoprothetik ist somit, eine exaktere Positionierung der Prothese bezüglich Achsausrichtung und Ligament Balancing im Vergleich zur konventionellen mechanischen Implantation zu erreichen. So könnten die Kriterien, die die Standzeit beeinflussen, optimal erfüllt und die Langzeitergebnisse der KTP weiter verbessert werden.

Einleitung

Das entscheidende Erfolgskriterium nach Implantation einer Knieendoprothese (KTP) ist der Zeitraum bis zur Lockerung der Prothese, die so genannte Standzeit. In der Literatur werden gegenwärtig Standzeiten von 80 bis 95% innerhalb eines 10-Jahres-Zeitraumes angegeben [5,7,11].

Klinische Studien haben die wichtigsten Kriterien definiert, welche die Langzeitergebnisse beeinflussen. Der Erfolg einer KTP-Implantation hängt bei gegebenem Prothesendesign in erster Linie von der

korrekten Platzierung der Prothesenkomponenten ab. Dabei konnte eine enge Beziehung zur Wiederherstellung normaler Achsenverhältnisse des Beines gefunden werden. Die korrekte Ausrichtung der Knieendoprothese in frontaler und sagittaler Ebene spielt eine erhebliche Rolle [13]. Angestrebt wird eine Valgusstellung der mechanischen Beinachse von 0° bis 3°. Eine Varusstellung oder eine Valgusstellung der mechanischen Beinachse über 4° führt zu deutlich reduzierten Standzeiten durch frühzeitige Lockerung [9,12]. Eine unzureichende Achsausrichtung der Komponenten, insbesondere auch eine inadäquate Rotation der femoralen Komponente und eine Verschiebung der physiologischen Gelenklinie, ist darüber hinaus für die 20–40% suboptimalen postoperativen Ergebnisse mit limitierter Kniegelenksbeweglichkeit und patellofemorale Schmerzen verantwortlich [2].

Computerassistiertes Operieren in der Knieendoprothetik

Nach einem Klassifizierungsvorschlag von Picard et al. [10] werden bei computergestützten Operationshilfen Robotersysteme (ein Operationsroboter steuert die chirurgischen Instrumente) von solchen chirurgischen Navigationssystemen unterschieden, die sich prä- oder intraoperativ erhobener Daten bedienen, um ein Modell des Operationsgebietes zu erzeugen. Bei diesen sogenannten „Freihandsystemen“ werden die Instrumente in der Hand des Chirurgen verfolgt und ihre Lage in Relation zur operierten Anatomie dargestellt.

Zu unterscheiden sind aktive und passive Navigationssysteme. Aktive Navigationssysteme – Roboter – führen eine vorgeplante chirurgische Aktion selbstständig, ohne direkten Eingriff des Operateurs aus. Bei passiven Navigationssystemen führt der Operateur das Instrument frei in der Hand, die optische Information wird also mit der taktilen Information verknüpft.

Erste Serien von roboterimplantierten KTP liegen vor, diese Systeme finden aber gegenwärtig, nicht zuletzt wegen der nicht unerheblichen Investitionskosten, nur in wenigen Zentren Anwendung. Erste Berichte zeigen einen Trend, dass mittels Roboter korrekte Beinachsen mit hoher Präzision erreicht werden können [3]. Mit Robotern sind präzisere Fräsbahnen als mit konventionellen Sägeblättern zu realisieren. Nachteilig, im Vergleich zu den Freihandsystemen, sind der höhere präoperative Aufwand (CT, Planung) sowie das Fehlen der Möglichkeit einer intraoperativen Korrektur der präoperativen Planung. Auch eine Berücksichtigung der Weichteilsituation (Ligament Balancing, siehe unten) ist nicht möglich.

Weiter verbreitet sind die Freihandsysteme. Seit der ersten 1997 mit einem solchen System durchgeführten Operation durch Saragaglia in Grenoble wurden mehr als 5000 KTP mit solchen Systemen weltweit implantiert. Das erste marktreife System war 1999 der Orthopilot® der Firma Aesculap®. Weitere Systeme, z.B. Surgigate® der Firma Medivision®, sind mittlerweile vorhanden. Diese beiden Systeme arbeiten nach dem Prinzip der Surgeon Defined Anatomy, das heißt, die zur OP-Planung und -Durchführung wichtigen anatomischen Daten werden intraoperativ durch das Einlesen bestimmter Landmarken gewonnen. Prä-

operative Planungs-CT oder eine intraoperative röntgenologische Bildgebung sind nicht erforderlich.

In unserer Klinik liegen mittlerweile (Stand: Dezember 2001) Erfahrungen mit über 50 navigierten KTP-Implantationen mit dem Surgigate®-System vor. Der Operationsablauf soll im Folgenden kurz skizziert werden.

Operative Technik der computernavigierten KTP-Implantation (Surgigate®-System)

Das Navigationssystem besteht aus einem Hochleistungsrechner, der in der Lage ist, dreidimensionale Bilddaten in Echtzeit zu verarbeiten. Angekoppelt an diesen Rechner ist eine hochpräzise Infrarotkamera (Optotrak®, **Abb.1**). Diese Infrarotkamera ist in der Lage, chirurgische Instrumente (Zeigeeinstrumente, sog. Pointer, Sägelehren), die mit LED (Light Emitting Diodes) Markern ausgerüstet sind und entsprechende Infrarotimpulse aussenden, hochpräzise, das heißt mit einer Genauigkeit von unter einem mm, im Raum zu verfolgen [4,8].

Im Rechner werden die Informationen über die intraoperativ erfasste Patienten-anatomie (s.u.) mit der Instrumentenposition in Echtzeit verknüpft. Um die Relativbewegungen des zu operierenden Knochens gegenüber der Instrumentenposition auszugleichen, ist es erforderlich, dass diese Relativbewegungen ebenfalls von der Kamera erfasst werden. Daher muss eine so genannte dynamische Referenzbasis (DRB) an den zu operierenden Knochen angebracht werden.

Die DRB (dynamische Referenzbasis) erfasst Bewegungen des gerade operierten Beines. Durch Rechenprozesse werden die Relativbewegungen zwischen Instrument und Knochen vollständig ausgeglichen.

Diese DRB erfasst alle Bewegungen des operierten Beines. Die intraoperative Bedienung des Systems erfolgt unter sterilen Bedingungen durch den Operateur über ein so genanntes virtuelles Keyboard. Das Funktionsprinzip des Keyboards besteht in einer Erkennung der Relativposition eines Zeigeeinstrumentes, eines so genannten Pointers, gegenüber einer mit LED-Markern versehenen Metallplatte im Raum. Durch dieses System können alle Standardschritte der Computerbedienung durch den Operateur selbst ausgeführt werden, eine zusätzliche unsterile Bedienung des Systems wird dadurch überflüssig (**Abb. 2 u.3**).

Die Implantation der KTP verläuft in 5 Schritten:

1. Fixierung der DRB
2. Erfassen der anatomischen Landmarken (Surgeon Defined Anatomy)
3. Ligament Balancing
4. Planung
5. Navigation der Schnittblöcke

1. Fixierung der DRB

Nach Eröffnung des Kniegelenkes über eine mediane Längsinzision werden zunächst die DRB positioniert. Die femorale DRB kann innerhalb der Standardinzision positioniert werden, die tibiale DRB wird über 2 Stichinzisionen fixiert. Letzteres stellt die einzige „Erweiterung“ des chir-



Abb. 1 Die Infrarotkamera Optotrak (links), Workstation (rechts).



Abb. 2 Virtual Keyboard (links), Positionierungseinheit (Mitte), Pointer (rechts).

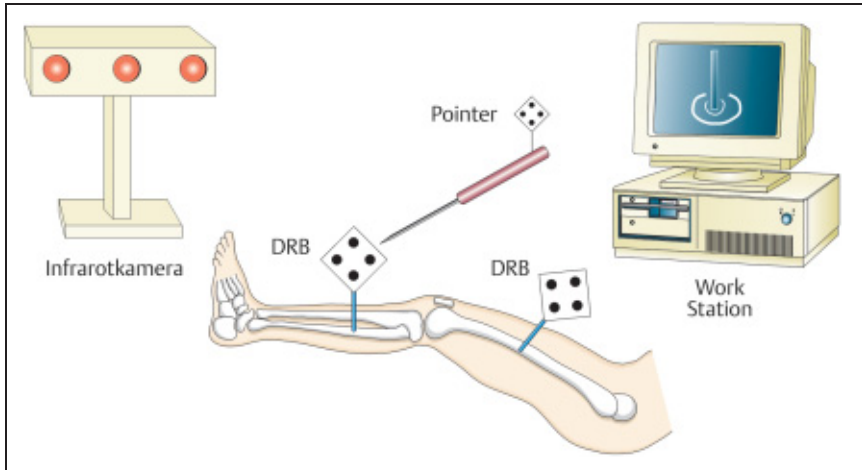


Abb. 3 Schema der navigierten KTP-Implantation. Die Infrarotkamera empfängt die Signale der DRB an Femur und Tibia sowie der Instrumente (hier Pointer). Der Computer setzt diese Information in eine dreidimensionale Darstellung von Extremität und Instrumenten um.

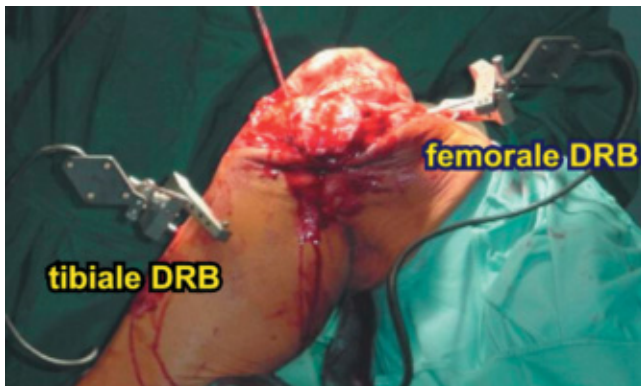


Abb. 4 Tibiale und femorale DRBs in situ.



a Abb. 5a u. b Bestimmung des Hüftzentrums (Pivotieren). Intraoperativ/screenshot.



urgischen Vorgehens im Vergleich zur konventionellen Implantation dar. Die Fixierung der DRB erfolgt über Schanz Schrauben (**Abb. 4**). Die sichere Fixierung ist von entscheidender Bedeutung für die weitere Navigation, da bei einer Lockerung der DRB der Rechner nicht mehr in der Lage ist, die dreidimensionale Orientierung der Extremität im Raum zu erkennen.

2. Erfassen der anatomischen Landmarken (Surgeon Defined Anatomy)

Anatomische Landmarken können z. T. direkt durch Berühren der entsprechenden Struktur mit einem Zeigeinstrument (Pointer) definiert werden (z. B. die femoralen Epikondylen) oder müssen bei Unzugänglichkeit indirekt durch Anwendung mathematischer Algorithmen bestimmt werden.

„Surgeon Defined Anatomy“ ist die intraoperative Erfassung charakteristischer anatomischer Landmarken mit Zeigeinstrumenten.

Zur exakten Bestimmung der mechanischen Beinachsen müssen zunächst das Hüftzentrum, das Kniezentrum sowie die Mitte des oberen Sprunggelenkes definiert werden. Zur indirekten Bestimmung des Hüftzentrums wird ein Pointer auf einen Punkt des Beckens aufgebracht (meistens die Spina iliaca anterior superior), um Relativbewegungen des Beckens beim folgenden Manöver berücksichtigen zu können. Dann wird durch eine Abduktions-Adduktionsbewegung des Beines bei gleichzeitiger Flexion-Extension (sog. Pivotieren) das Hüftdrehzentrum durch einen mathematischen Algorithmus bestimmt (**Abb. 5**). Durch epikutanes Abfahren von Innen- und Außenknöchel wird das Zentrum des Sprunggelenkes definiert. Anschließend werden durch Abfahren mit einem Zeigeinstrument verschiedene charakteristische Landmarken von Femur und Tibia am eröffneten Kniegelenk erfasst:

- die Lage der tibialen und femoralen Gelenklinie,
- die Tiefe (zu resezierender) Knorpeldefekte,
- die femoralen Knorpelgrenzen (zur Berechnung der femoralen Komponentengröße),
- die Femurkondylen,
- die eminentia intercondylaris,
- die femoralen Ansätze von Innen- und Außenband (**Abb. 6**),
- die femorale anteriore Kortextgrenze (um ein Hinterschneiden der femora-

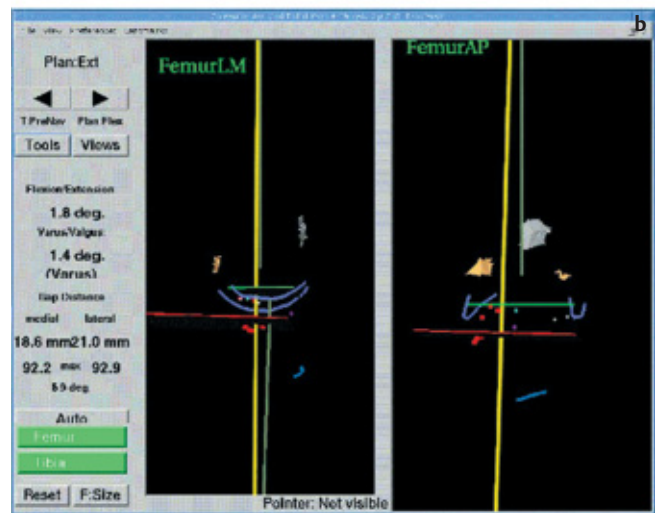
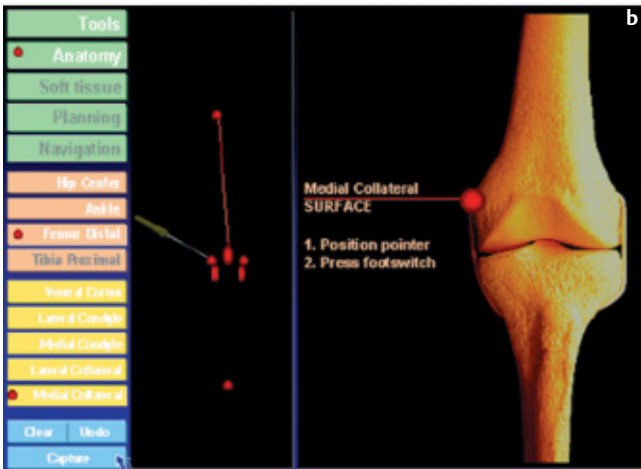


Abb. 6 a u. b Erfassen der Landmarken. Intraoperativ/Screenshot.

Abb. 7 a u. b Ligament Balancing intraoperativ/Screenshot.

- len Prothese an der ventralen Femurkortikalis zu vermeiden),
- die Lage der Tuberositas tibiae.

Dabei wird jeweils online am Computer angezeigt, welche Punkte in welcher Art (Fläche oder Punkt) abzunehmen sind (intuitive Menüführung). Nach Erfassen dieser Landmarken kann der Rechner alle relevanten Achsen des Beines berechnen und die 3-dimensionale Lage des Beines zu jedem OP-Zeitpunkt grafisch in Echtzeit anzeigen. Zuletzt wird noch die gewünschte Rotation des Unterschenkels gespeichert. Diese Phase wird von einer Plausibilitätskontrolle abgeschlossen. Durch Abfahren verschiedener Kontrollpunkte und Vergleich mit der jeweiligen Darstellung auf dem Monitor wird die Qualität der Datenerfassung überprüft. Die Erfassung aller Landmarken dauert insgesamt ca. 10 Minuten.

3. Ligament Balancing

Im nächsten Schritt kann überprüft werden ob ein Ligament Balancing erforderlich wird. In Streckstellung werden beide Kollateralbänder in gleiche Spannung gebracht. Der Rechner zeigt eine ggf. vorhandene Varus- oder Valgusstellung des Kniegelenkes in Echtzeit an (Abb. 7).

Bei deformierenden Gonarthrosen besteht nach Implantation einer KTP meist ein Ungleichgewicht der Spannung von medialem und lateralem Seitenbandapparat. Um Fehlbelastungen der Prothese zu vermeiden, muss durch geeignete chirurgische Maßnahmen (z. B. mediales oder laterales Lösen der Seitenbänder, sog. Release) eine möglichst gleiche Bandspannung erreicht werden. Diesen Vorgang nennt man „Ligament Balancing“.

Falls erforderlich kann nun ein mediales oder laterales Release erfolgen, bis bei gleicher Spannung der Kollateralbänder eine akzeptable mechanische Achse vorliegt. Ein analoges Vorgehen in 90°-Flexion sichert die wichtige Äquivalenz von Beuge und Streckspalt. Gleichzeitig gibt der Computer online den aktuellen Streck- bzw. Beugezustand des Kniegelenkes an. Ein eventuell noch vorhandenes Streckdefizit kann durch eine Erweiterung des Weichteileingriffes in dieser Phase der Operation ausgeglichen werden.

4. Planung

Nach Erheben dieser Daten (Zeitaufwand ca. 5 min) erfolgt die intraoperative Planung der Prothesenimplantation. Die Software berechnet Komponentengröße und -lage, die tibialen und femoralen

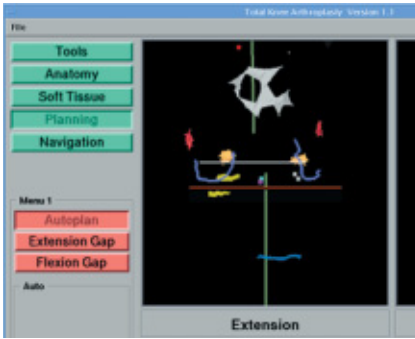


Abb. 8 Der Autoplan.

Resektionshöhen werden angegeben (Abb. 8). Dieser vorgegebene „Autoplan“ kann vom Operateur beliebig modifiziert werden, z. B. kann ein gewünschter tibialer posteriorer Slope eingestellt werden. Die Änderungen werden in den Gesamtplan übernommen.

Das Tibiaplateau hat eine physiologische Neigung nach dorsal. Durch entsprechende Schnittführung kann dieser sogenannte „posterior Slope“ nachgeahmt werden.

5. Navigation

Mittels einer speziellen Positionierungseinheit werden nun die femoralen und tibialen Schnittblöcke positioniert (Abb. 9). In Echtzeit wird die aktuelle Position des Schnittblocks in Relation zur geplanten Position angezeigt. Eine Platzierung mit einer Abweichung unter einem Millimeter bzw. unter ein Grad ist zu realisieren. Nach Fixierung der Schnittblöcke erfolgen die Sägeschnitte in gewohnter Technik. Anschließend wird der ap femorale Block für die anterior-posterioren Schnitte (Abb. 10) und zuletzt die tibiale Rotation navigiert (Abb. 11). Nach Durchführung aller Sägeschnitte und Einbringen der Probeprotese kann die Qualität der Implantation am Rechner überprüft werden. Die weitere Operation (zementieren der Komponenten etc.) erfolgt identisch zur konventionellen Technik. Mit Ausnahme der abschließenden Dokumentation (Abb. 12) ist während der gesamten Operation keine Röntgendurchleuchtung erforderlich.

Bisherige Ergebnisse der navigierten Knieendoprothetik

Im Vergleich zur Gesamtzahl der in Deutschland implantierten KTP (> 100 000/a) ist die Zahl der mit compu-

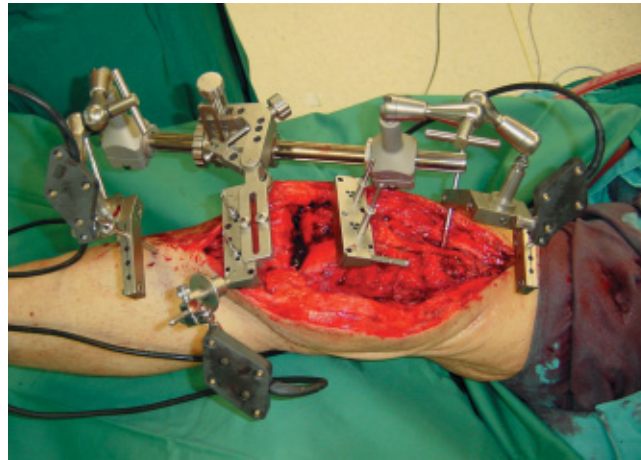


Abb. 9 Positionierungseinheit mit femoralem und tibialen Schnittblöcken in situ. Der femorale Block ist bereits navigiert und fixiert.

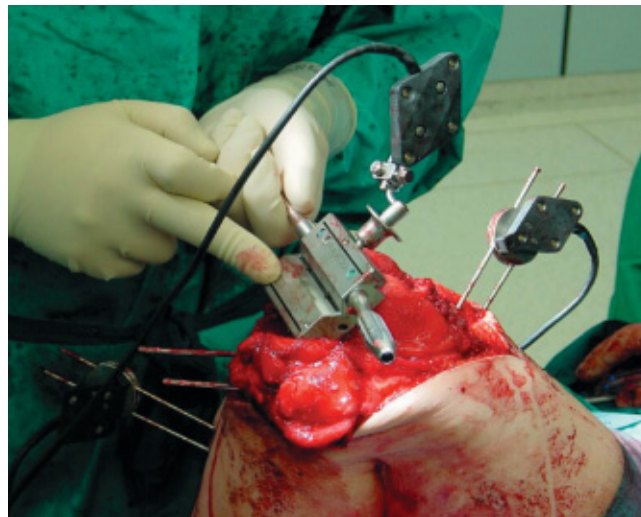


Abb. 10 Navigation des Schnittblockes für die anterioren und posterioren femoralen Schnitte.

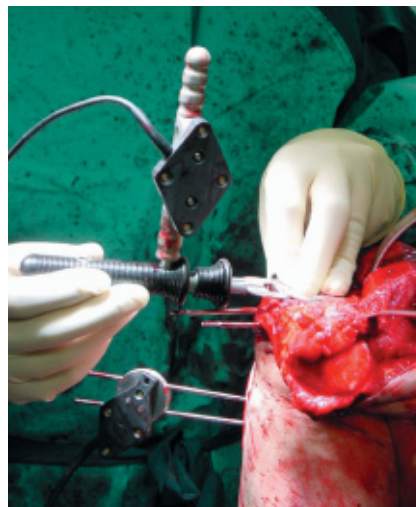


Abb. 11 Navigation des Rotation des Unterschenkels.

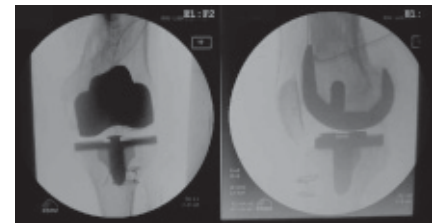


Abb. 12 Intraoperative Röntgenkontrolle nach Implantation.

terassistierten Systemen implantierten Knieendoprothesen gering.

Die ersten in der Literatur publizierten Serien sowie auch eigene Erfahrungen

zeigen jedoch, dass mittlerweile mit den etablierten Systemen zuverlässig reproduzierbare Ergebnisse mit überwiegend optimaler Prothesenplatzierung erzielt werden können (Abb. 13). Es zeigt sich bereits ein Trend, dass die mit der Navigation erreichten Ergebnisse bezüglich der korrekten Ausrichtung der Prothesenkomponenten der konventionellen Technik überlegen sind [6]. Signifikante Daten, welche die Überlegenheit der navigierten KTP-Implantation belegen, fehlen bislang und müssen noch in größeren Serien bestätigt werden. Der



Abb. 13 Präoperative posttraumatische Varusfehlstellung (links), postoperativ korrekte Prothesenlage (rechts). Die mechanische Achse (rot) läuft durch die Mitte der Prothese.

zusätzliche, durch die Navigation bedingte zeitliche Aufwand beträgt ca. 15 min. Dadurch verursachte höhere Komplikationsraten (Blutverlust, Infektrate) wurden bislang nicht beobachtet. Die Software ist mittlerweile so ausgereift und benutzerfreundlich, dass eine lange Lernkurve entfällt. Nicht zu vernachlässigen ist jedoch der Investitionsaufwand, der bei ca. 200 000 Euro liegen dürfte. Dieser relativiert sich aber, wenn man berücksichtigt, dass die Hardware mit entsprechenden Softwaremodulen

auch zur Navigation anderer Bereiche angewandt werden kann (Wirbelsäule, Hüfte etc.). Da die Navigation erst seit 4 Jahren im Bereich der Knieendoprothetik angewandt wird, kann bisher noch keine Aussage zur Fragestellung gemacht werden, ob die Standzeit durch die Navigation verbessert werden kann. Diese Frage kann erst in den nächsten Jahren beantwortet werden.

Ausblick

Mit der zu erwartenden zunehmenden Verbreitung von Navigationssystemen in der orthopädisch-traumatologischen Chirurgie wird auch die Zahl der navigiert implantierten KTP zunehmen. Weitere Verbesserungen von Hard- und Software werden das Handling weiter erleichtern und die Akzeptanz steigern. Inwieweit Navigation in Zeiten von Kostendämpfung und DRGs zukünftig finanzierbar ist, bleibt abzuwarten. Potenzielle Einsparungen durch verbesserte Implantationsqualität können zur Zeit noch nicht quantifiziert werden.

Literatur

- 1 Clarke HD, Scott WN. Knee: axial instability. *Orthop Clin North Am* 2001; 32: 627–37
- 2 Delp SL, Stulberg DS, Davies B, Picard F, Leitner F. Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop* 1998; 354: 49–56
- 3 Gebhard F, Arand M, Fleiter T, Hebecker A, Heeckt P, Hesser J, Messmer P, Hufner T, Visarius H, Regazzoni P, Kinzl L. Computer assisted surgery, 2001 development and prospects. Results of a congress at Reisingburg Castle, 23–24 November 2000. *Orthopäde* 2001; 30: 666–71
- 4 Grützner PA, Vock B, Köhler T, Wentzensen A. Rechnergestütztes Operieren an der Wirbelsäule. *OP-Journal* 2001; 17: 185–190
- 5 Knutson K, Lindstrand A, Lidgren L. Survival of knee arthroplasties. A nation-wide multi-centre investigation of 8000 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1986; 68: 795–803
- 6 Miehlke R-K, Clemens U, Jens J-H, Kershally S. Navigation in der Knieendoprothetik – vorläufige klinische Erfahrungen und prospektiv vergleichende Studie gegenüber konventioneller Implantationstechnik. *Z Orthop* 2001; 139: 109–116
- 7 Nafei A, Kristensen O, Knudsen HM, Hvid I, Jensen J. Survivorship analysis of cemented total condylar knee arthroplasty. A long-term follow-up report on 348 cases. *J Arthroplasty* 1996; 11: 7–10
- 8 Nolte L-P, Zamorano L, Visarius H, Berlemann U, Langlotz F, Arm E, Schwarzenbach O. Clinical evaluation of a system for precision enhancement in spine surgery. *Clin Biomech* 1995; 10: 293–303
- 9 Oswald MH, Jakob RP, Schneider E, Hoogewoud H. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1993; 8: 419–426
- 10 Picard F, Moody J, Jaramaz B, DiGioia AM, Nikou C, LaBarca RS. A Classification proposal for computer assisted knee systems. In: Proceedings. 4th Annual North American Program on Computer Assisted Orthopaedic Surgery. Pittsburgh 2000; 89–90
- 11 Ranawat CS, Flynn WF Jr, Saddler S, Hansraj KK, Maynard MJ. Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop* 1993; 286: 94–102
- 12 Rand J-A, Coventry M-B. Ten year evaluation of geometric total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 232: 168–173
- 13 Wasielewski R-C, Galante J-O, Leighty R, Natarajan RN, Rosenberg AG. Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1994; 299: 31–43

Dr. med. Klaus Wendl

Assistenzarzt

Dr. med. Paul Alfred Grützner

Oberarzt

Dr. med. Bernd Vock

Oberarzt

Prof. Dr. med. Andreas Wentzensen

Ärztlicher Direktor

BG-Unfallklinik Ludwigshafen
Unfallchirurgische Klinik
der Universität Heidelberg
Ludwig-Guttman-Str. 13
D-67071 Ludwigshafen