

Computerunterstützter Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik

Zusammenfassung

Wichtigste Voraussetzung für die dauerhafte Fixation eines Implantats ist die primäre Stabilität. Ziel jeder zementfreien Implantation einer Endoprothese ist die Osseointegration. Darunter wird ein direkter Knochen-Implantat-Kontakt, d. h. eine Fixation des Implantats im Knochen ohne Zwischenschaltung von Bindegewebe verstanden. Neben dem Design des Implantats sowie der Beschaffenheit der Implantatoberfläche und der Materialeigenschaften des Implantats spielt die Operationstechnik für eine dauerhafte Fixation eine entscheidende Rolle. Eine konische Verankerung von Femurprothesen gewährleistet bei zementfreien Implantationen eine hohe Primärstabilität. Die Art der Verankerung des Prothesenschafts in der Femurmarkhöhle und die daraus resultierende Lastübertragung von Implantat auf den Knochen hat somit einen entscheidenden Einfluß auf die Haltbarkeit der Prothese. Um eine möglichst optimale primäre Fixation des Implantats zu erzielen, wird seit Sommer 1994 an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main zur Implantation einer Schaftprothese ein computerunterstützter Robotereinsatz verwendet. Anhand einer präoperativen Planung am dreidimensionalen Graphikcomputer werden diese Daten dem Roboter übertragen, der dann während der Operation das Ausfräsen der Femurmarkhöhle für einen Form-Fitt-Sitz gewährleistet. Bisher wurden mit dieser Methode 250 Patienten operativ versorgt. Die guten postoperativen Verlaufskontrollen haben dazu geführt, daß an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main jetzt 2 Roboter für die Implantation zur Verfügung stehen.

Schlüsselwörter

Computerunterstützter Robotereinsatz

Das Hauptproblem zementfreier Hüftendoprothesen stellt die aseptische Lockerung dar. Biomechanische Studien haben gezeigt, daß eine hohe Primärstabilität extrem wichtig für die Integration der Prothese in den Knochenverbund ist [8, 17, 19]. Die Implantation von zementfreien Hüftendoprothesen stellt somit nicht nur an das verwendete Prothesenmaterial, sondern auch an die korrekte Implantation (Größe und Sitz) hohe Ansprüche.

In der Literatur werden bei der postoperativen Röntgenkontrolle zementfreier Hüftendoprothesen häufig varische und valgische Fehlstellung [11] angegeben. Eine Abweichung der Prothesenachse von der proximalen Femurachse und somit von der korrekten Implantationsrichtung führt notgedrungen zur falschen Kraffeinleitung in das Femur und letztendlich zur aseptischen Lockerung.

Varische und valgische Verkipfungen sind im a.-p.-Röntgenbild leicht erkennbar. Ein wichtiger biomechanischer Faktor zur optimalen Kraffeinleitung stellt neben einer genauen Ausrichtung der Prothese in der a.-p.-Projektion auch eine genaue Ausrichtung [16] in der seitlichen Femurachse dar. Dieser findet jedoch in der Literatur meist keine Berücksichtigung. Dies ist sicherlich auch dadurch bedingt, daß die seitliche Ebene in der klinischen Röntgenroutine nur ungenau dargestellt werden kann.

Eine korrekte Positionierung ist für die Standdauer der Prothese von eminenter Wichtigkeit, da sie Einfluß auf die Mikrobewegungen zwischen Implantatlager und Prothese nimmt und somit die Primärstabilität, die für das Einwachsen von entscheidender Bedeutung ist, beeinflusst.

Bei den Prothesen- und Raspeldesign gibt es verschiedene Ansätze, die Primärstabilität zu erhöhen. So weisen z. B. Prothesen mit scharfen Kanten eine relativ hohe Primärstabilität auf (einschließlich Rotationsstabilität). Meist wird versucht, mit Raspeln eine Verdichtung der Spongiosa zur Erhöhung der Primärstabilität zu erreichen. Unseres Erachtens wird jedoch hierbei nicht beachtet, daß eine solche verdichtete Spongiosa [9] ein verzögertes Anwachsverhalten zeigt. Ein anderes Prinzip, hohe Primärstabilität zu erreichen, stellt ein enger Kontakt zur nicht komprimierbaren Kortikalis dar.

Die Orientierung des Schafts in der Sagittalebene, die sog. Antetorsion (Schenkelhalsantetorsion im Vergleich zur distalen hinteren Kondylenachse), stellt einen zur Erreichung von normalen Gangverhältnissen wichtigen Faktor dar [1]. Die Antetorsion findet bei der konventionellen Implantation von Hüftendoprothesen keine Beachtung [10].

Meist werden zur präoperativen Planung von den Prothesenherstellern Folien bereitgestellt. Die Verwendung von Planungsfolien ist in der klinischen Praxis nicht ohne Probleme. Die verwendeten Vergrößerungsmaßstäbe setzen eine standardisierte Röntgenaufnahme-technik voraus. Meist werden auch bei sorgfältiger Einstelltechnik keine exakten a.-p. und seitlichen Ebenen abgebildet. Die Planung mit Folien gibt somit nur eingeschränkt Hinweise über die Größe der Schaftprothese sowie über die Höhe der Osteotomie zur Resektion des Schenkelhalses. Die Planungsungenauigkeit äußert sich u. a. in

Prof. Dr. M. B. Börner
BG Unfallklinik Frankfurt,
Friedberger Landstraße 430,
D-60389 Frankfurt

M. Börner · A. Bauer · A. Lahmer

Robot-assisted surgery in total hip replacement

Summary

The most important prerequisite for permanent fixation of an implant is primary stability. Osteointegration of the implant is a major goal in cementless total hip replacement (THR). This means direct contact between bone and implant, leading to fixation of the implant in the bone without the interference of fibrous tissue. In addition to the design of the implant, the structure of the implant surface and the material of the implant, the specific operational technique plays a major role in permanent fixation. Only the conical fixation of femoral implants guarantees high primary stability in cementless THR. The type of fixation of the implant in the femoral cavity and the resulting load transfer from implant to bone has a decisive effect on the durability of the prostheses. In order to achieve optimal primary fixation of the implant, robot-assisted implantation of the cementless implant has been performed at the Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main since the summer of 1994. After preoperative planning at a three-dimensional graphic work station these data are transferred to the robot, which transforms the preoperative planning by milling the femoral cavity with the highest precision. So far this type of surgery has been performed on 300 patients. The encouraging postoperative results prompted us to install the second system of Robodoc at the Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt.

Key words

Robot-assisted surgery

einer großen Variation der postoperativen Beinlänge [18].

Im klinischen Alltag erkennt man eine große Diskrepanz zwischen präoperativer Planung und operativer Umsetzung. Sehr oft muß dabei festgestellt werden, daß die mit Hilfe der Planungsfolie ausgewählte Prothesengröße nicht zu implantieren ist. Aus diesem Grund wird häufig auf die Verwendung von Planungsfolien verzichtet. Da zementfreie Prothesen meist nach dem Verklemmungsprinzip arbeiten, bedeutet eine zu kleine Prothese eine unzureichende Primärstabilität. Dies äußert sich in einem Nachsinken der Prothese. Übersteigt es 4 mm im 1. Jahr, dann ist dies als Lockerungszeichen zu werten [7, 12] und wird damit als ein Zeichen der „nicht optimalen Implantation“ und damit einer geringen Primärstabilität gewertet.

Computerunterstützter Robotereinsatz

Zur Erzielung eines größtmöglichen Knochen-Prothesen-Kontakts und zur Vermeidung der vorgenannten Implantationsprobleme wurde von der Fa. ISS (Integrated Surgical Systems) in Sacramento ein neues Planungs- und Operationssystem entwickelt (Hep Paul 1987).

Ziel des Systems ist es, eine exakte präoperative Planung zu ermöglichen und dies intraoperativ mit hoher Genauigkeit umzusetzen. Das System besteht aus 2 Komponenten:

- ORTHODOC = Planungseinheit.
- ROBODOC = computergesteuerter Fräsroboter.

Unter Verwendung von CT-Schnitten wird das proximale Femur und die Kondylenregion vermessen. Die CT-Schnitte liefern Informationen über die Verteilung der Knochendichte. Das Planungssystem, der sog. ORTHODOC ist analog eines CAD-Systems, wie es in der Industrie zur Planung von dreidimensionalen (3D-)Körpern eingesetzt wird, aufgebaut.

Präoperative Planung

Pinimplantation

Um die roboterunterstützte Operation zu ermöglichen, ist es zum jetzigen Zeit-

punkt noch notwendig, in einer ersten Operation sog. Pins, es handelt sich hierbei um kleine Titanschrauben, zu implantieren. Die Pins müssen, um eine möglichst exakte Vermessung des Femurs zu ermöglichen, möglichst weit auseinander liegen. Als Implantationslager verwenden wir Trochanter major sowie medialen und lateralen Femurkondylus.

Die Implantation im Bereich des Trochanter major erfolgt nach Stichinzision unter Verwendung eines kanülierten Pins über einen Kirschner (K)-Draht. Die beiden distalen Pins werden nach entsprechender Hautinzision in die Kondylen eingebracht, hierbei muß die Verschiebung der Weichteile bei der Lagerung des Patienten intraoperativ berücksichtigt werden. Anschließend wird der Patient zur CT-Untersuchung gebracht.

CT-Untersuchung

Der Patient wird auf den CT-Tisch gelagert, die Beine werden zusätzlich mit Klettbindern gegen unwillkürliche Bewegungen gesichert. Ein an dem Oberschenkel angelegter Aluminiumstab dient dazu, mögliche Bewegungen des Oberschenkels zu dokumentieren.

Die CT-Schnitte beginnen an der Oberseite des Femurkopfes mit 3 mm Tischvorschub bis hin zum Trochanter minor. Eine Ausnahme bildet nur der Pinbereich mit einer höheren (2 mm Tischvorschub) Auflösung. Im proximalen Abschnitt wird ein geringer Tischvorschub gewählt, um eine genaue Darstellung der knöchernen sowie kortikospongiösen Strukturen zu erreichen. Unterhalb des Trochanter minor kommt es nur noch zu langsamen Veränderungen der Knochenformen und Knochendichten, so daß hier ein größerer Tischvorschub (6 mm) ausreichend ist. Die Schnitte werden so gelegt, daß die gesamte Prothese im Scanbereich liegt. Im Kondylenbereich werden nochmals Schnitte mit 2 mm Tischvorschub gefahren, um auch die distalen Pins zu vermessen.

Nach Beendigung der CT-Untersuchung werden die Bilddaten auf einen Datenträger übermittelt und anschließend im ORTHODOC, dem eigentlichen Planungscomputer, eingelesen.

Planung mit ORTHODOC

Einlesen der CT-Daten

Beim Einlesen der CT-Daten werden diese auf Schreib- und Lesefehler überprüft. Anschließend wird überprüft, ob der Patient sich während der Untersuchung bewegt hat. Hierzu wird der bei der CT-Untersuchung aufgelegte Aluminiumstab vermessen. Wird ein Bewegungsausmaß, das zu einer ungenauen Planung führen würde, erreicht, so muß die CT-Untersuchung wiederholt werden. Dies war bei 250 Untersuchungen an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main bei 15 Patienten der Fall. Anschließend erfolgt die automatische Vermessung der Titanpins. Hierbei wird der Mittelpunkt der Pins und deren Abstand zueinander bestimmt. Abschließend errechnen eines Drahtgittermodells, mit dessen Hilfe dreidimensionale Rekonstruktionen des Femurs möglich sind.

Auswahl und Planung der Prothese

Nach Beendigung des Import-Programms wird das Planungsprogramm geladen. Aus den 2D-CT-Daten wird eine 3D-Bildmatrix berechnet. Die Informationen zur 3. Dimension bezieht ORTHODOC aus den während der CT-Untersuchung aufgezeichneten millimetergenauen Tischpositionen.

Die errechnete Bildmatrix wird auf einen hochauflösenden Graphikmonitor in 4 Fenstern dargestellt. Zur Planung stellt ORTHODOC verschiedene 3D-Darstellungen zur Verfügung (Abb. 1).

Die 3 Fenster stellen aufeinander senkrecht stehende Schnittebenen dar, so daß zur gleichen Zeit eine Darstellung der a.-p., der seitlichen und der axialen Ebene erfolgt ist (die Darstellung entspricht der in der Ingenieurtechnik üblichen Darstellung im sog. CAD-Programm). Im 4. Fenster ist eine 3D-Rekonstruktion eingeblendet.

Von den 3 Planungsfenstern kann jedes als aktives Fenster definiert werden, erkenntlich an einem roten Rahmen. Bildmatrix wird beliebig rotiert, längs- oder querverschoben. Die Genauigkeit bei der Erstellung eines Bildausschnitts beträgt bei der Rotation im Raum $0,1^\circ$, bei der Verschiebung im Raum $0,1$ mm.

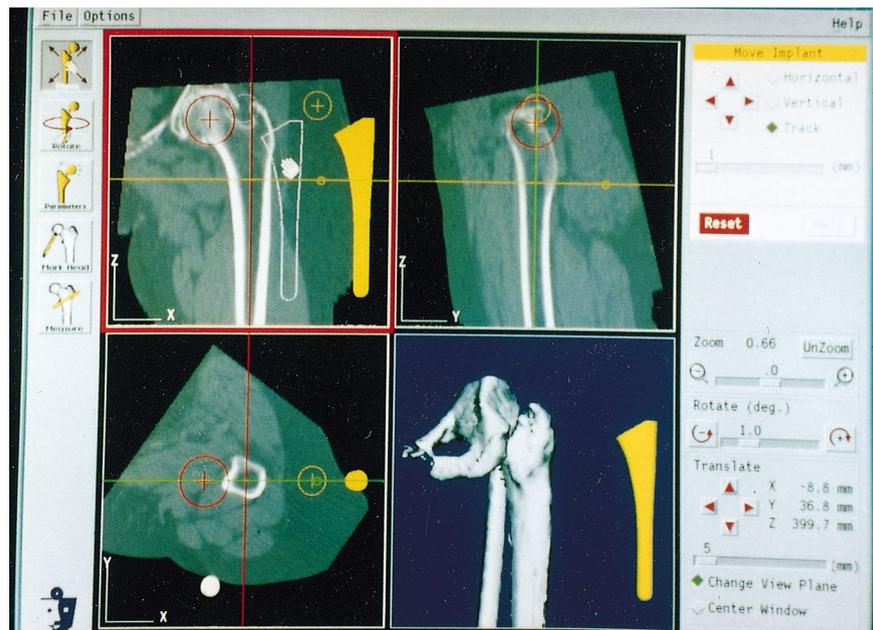


Abb. 1 ▲ Femurdarstellung am Orthodoc anhand der individuellen CT-Daten

Eine Veränderung der Schnittebene in einem Fenster führt zu der entsprechend veränderten Darstellung in den beiden anderen Fenstern. Bilddetails können somit in sämtlichen Fenstern zur Darstellung gebracht werden. Ebenfalls ist eine Vergrößerung dieser Details bis zur Auflösungsgrenze des verwendeten CT-Scanners möglich.

Aus einem sog. Prothesenkatalog können die unterschiedlichen Prothesentypen und -arten ausgewählt werden. Prinzipiell kann zur Implantation mit Robodoc jede Prothese verwendet werden. Besonders geeignet erscheinen Prothesen, die einen guten anatomischen Sitz im proximalen Femur aufweisen. Bei der Planung ist auf eine möglichst langstreckige Zentrierung der proximalen Femurachse zu achten (Abb. 2).

Geradschaftprothesen erscheinen für eine roboterunterstützte Operation besonders geeignet, da sie meist bereits für die Implantation mit rotierendem Instrumentarium hergestellt wurden und die Umsetzung eines entsprechenden Fräsprogramms besonders einfach ist.

Das an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main verwendete Prothesenmodell setzt sich aus 8 Prothesenschäften zusammen, die – um eine distale Zentrierung zu erreichen – mit einer Distanzhülse (Sleeve) versehen werden. Durch Ver-

wendung dieser Sleeve stehen 40 verschiedene Variationen zur Verfügung.

Wurde eine Prothese ausgewählt, so kann diese unter Kontrolle des Monitors positioniert werden. Im aktiven Fenster ist jeweils nur eine 2D-Prothesenverschiebung möglich. Durch ebenfalls 2D-Verschiebung in den anderen Fenstern kann die Prothese im Raum platziert werden. Eine Rotation im Raum kann ebenfalls in allen Richtungen erfolgen. Die erreichbare Planungsgenauigkeit beträgt $0,1$ mm bei der axialen Verschiebung und $0,1^\circ$ bei der Rotation.

Um eine bessere Darstellung des Femurs für Planungszwecke zu erreichen, werden weichteildichte Strukturen ausgeblendet und die Knochendichte mit unterschiedlichen Farben dargestellt. Innerhalb der Farben besteht nochmals eine Abstufung (rot und grün). Zur Verbesserung der Planungsgenauigkeit kann die Prothese transparent sowie die Grenzen der Prothese als Linien dargestellt werden (Abb. 3).

Bei der Position der Prothese im Femur wird die Planung so versucht durchzuführen, daß möglichst wenig Kortikalis weggefräst wird und die Prothese sich der Kortikalis anlegt. Bei der Planung soll darauf geachtet werden, daß die Drehmittelpunkte von altem Femurkopf und Prothesenkopf übereinstimmen bzw. zum Beinlängenausgleich entsprechend nach proximal oder distal verschoben werden. Einen besonderen

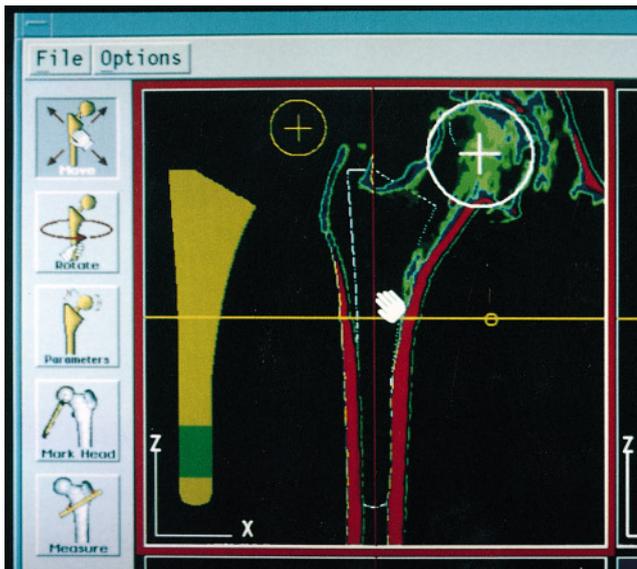


Abb. 2 ▲ Auswahl der Prothese aus dem Prothesenkatalog und Platzierung im Femur

Vorteil sehen wir in der Möglichkeit, pathologische Antetorsionen unter Ausmessung der Gegenseite zu korrigieren.

Nach der Planung werden die CT-Daten und die Prothesenfräsdaten auf ein Datenband übertragen, zur Operation in den Roboter geladen und damit der Fräsvorgang gesteuert.

Operativer Einsatz von ROBODOC

Vor der Operation führt der Roboter zunächst einen Selbsttest durch. Hierbei wird die mechanische und elektronische Genauigkeit überprüft. Nach Beendigung dieses Tests steriles Beziehen des Roboters und Anbringen der Fräswerkzeuge. Die Operation erfolgt in bekannter Weise: Lagerung des Patienten in Rückenlage, Hautincision und typisches Vorgehen. Die Pfanne wird auf konventionelle Weise implantiert. Die Messungen bei der Planung mit ORTHODOC haben Hinweise für die Pfannengröße ergeben. Nach Pfannenimplantation wird das Bein in die sog. Ballettstellung gebracht. Anstelle eines Assistenten erfolgt das Halten des Beins durch einen speziellen Beinhalter, um die Bewegung des Beins während des Fräsvorgangs zu minimieren. Anschließend wird der Roboter an den Operationstisch herangefahren und mit dem Femur des Patienten über einen proximalen femoralen Beinhalter fixiert. Die beiden distalen sowie der proximale Pin werden freigelegt und mit Hilfe einer Tastspitze wird vom Roboter das

Zentrum des Pins sowie dessen Achse vermessen. Sind alle 3 Pins vermessen, vergleicht der Roboter die Werte mit den im CT ermittelten. Stimmen diese Werte überein, so wird den Roboterangaben gemäß der entsprechende Fräser montiert und der Fräsvorgang durch den Operateur gestartet. Durch das Abmessen der 3 Pins durch den Roboter wird die Lage des Oberschenkelknochens auf dem Operationstisch und damit die Fräsachse ermittelt (Abb. 4, 5).

Der Fräsvorgang kann auf einem Kontrollmonitor verfolgt werden. Das Fräsen untergliedert sich in ein Fein- und Grobfräsen. Die Dauer des Fräsvorgangs beträgt im Durchschnitt 20–30 min und ist in hohem Maße von

der Form und der Größe der Prothese abhängig.

Nach Beendigung des Fräsvorgangs werden Roboter und die 3 Pins entfernt, die tibiale Fixierung gelöst und die am ORTHODOC ermittelte Schaftprothese „Form-Fitt“ implantiert. Aufsetzen des Prothesenkopfes mit der ermittelten Halslänge, Reposition und schichtweiser Wundverschluss (Abb. 6, 7).

Klinische Erfahrung

An der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main wurden bis zum 31. 3. 1996 bei 250 Patienten die Implantation des Prothesenschafts mittels computerunterstütztem Roboteinsatz vorgenommen. In allen Fällen konnte die am ORTHODOC geplante Schaftprothesengröße implantiert werden. In keinem Fall kam es intraoperativ zu einer Fraktur bzw. Fissur des Oberschenkelknochens. In allen Fällen konnte ein optimaler primärer „Form-Fitt“ erreicht werden. Bei den ersten 30 Patienten wurde noch auf eine Entlastung bzw. Teilbelastung für die ersten 6 Wochen Wert gelegt. Beschwerdefreiheit und vor allen Dingen die postoperativen Röntgenaufnahmen haben uns dazu veranlaßt, die Patienten postoperativ sofort voll belasten zu lassen.

Bei 14 unserer 250 Patienten haben wir beidseits eine roboterunterstützte Implantation einer Hüftprothese durchgeführt. Bei diesen Patienten wurden ebenfalls mit Hilfe des CT die bereits implantierten Prothesen vermessen. Der Vergleich der Meßdaten zeigte kei-

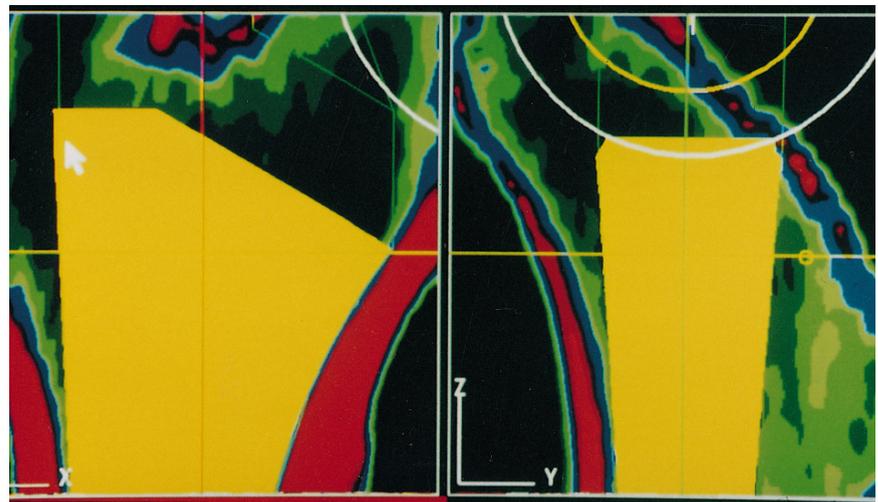


Abb. 3 ▲ Überprüfung des Prothesensitzes in der Vergrößerung

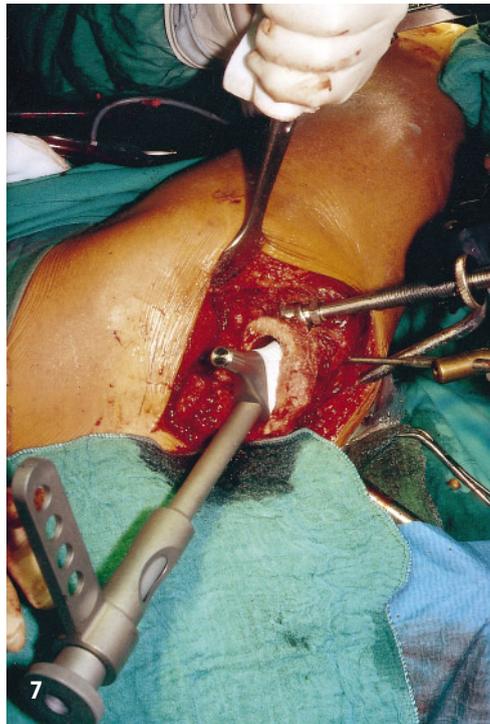
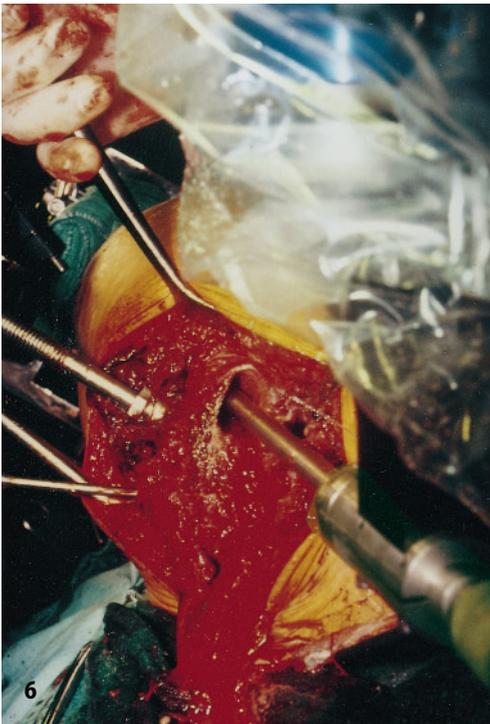


Abb. 4 ◀ Robodoc-Einsatz am Knochenmodell

Abb. 5 ◀ Robodoc tastet den Pin ab

Abb. 6 ◀ Robodoc im Einsatz beim Ausfräsen der Femurmarkhöhle

Abb. 7 ◀ Einsetzen der am Orthodoc ermittelten Schaftprothese

ne Abweichung von Planungsdaten bei geringer Artefaktbildung in der CT-Darstellung bei der von uns verwendeten Titanprothesen. Als Knochenfixpunkte dienten bei der Vermessung Trochanter major, Trochanter minor und die Femurkondylen. Wir waren somit in der Lage, die Planungsdaten mit den früher ermittelten Daten genau zu

vergleichen. Ausgewertet werden konnten die Anteversion, evtl. Sinterung der Prothese, Achsabweichung der seitlichen Ebene sowie in der a.-p.-Ebene, Lage der proximalen Prothese bzw. der Prothesenspitze.

Der Vergleich der postoperativen Röntgenbilder ergab unter Berücksichtigung von evtl. Abweichungen bei der

Aufnahme technisch stets eine exakte Übereinstimmung mit dem geplanten Prothesensitz [3, 4]. Auch konnten im Rahmen der postoperativen Verlaufskontrollen keine Veränderungen im Bereich des Prothesensitzes festgestellt werden.

Schlußfolgerungen

Das Wechselspiel von Druck- und Biegebelastungen steht in signifikanter Relation zu seinem Effekt auf das Bone-Remodelling. Die Schaft-Knochen-Flächen sind sowohl Scherkräften als auch direkten Druckbelastungen unterworfen, wobei die Scherkraft versuchen wird, die Bindung entlang der Oberfläche zu vermindern. Dies führt zu Mikrobewegungen. Hohe Werte für Mikrobewegungen führen somit zur Resorption von Knochen und zur Formation von fibrösen Gewebe, so daß dadurch eine sekundäre und damit dauerhafte Fixation nicht erreicht werden kann. Da nach H. und M. Wagner die ursprünglichen morphologischen Verhältnisse am Knochen ohnehin nicht aufrechterhalten werden können, sollten verschiedene Anforderungen an eine zementfreie Prothese gestellt werden. Neben bester Verankerungsmöglichkeit mit hoher Primärstabilität stehen hohe Rotationsstabilität sowie großer Flächenkontakt zwischen Implantat und Knochen sowie betont proximale Kraffeinleitung durch die Formgebung des Prothesenschafts, knochenfreundliche Metallegierung des Implantats, die die Osseointegration fördert, sowie ein guter Kompromiß zwischen Steifigkeit und elastischer Biegeverformung des Prothesenschafts zur Reduzierung von Spannungsspitzen bei der Kraffeinleitung und Instrumente für eine schonende formschlüssige Präparation des Prothesenlagers im Knochen zur Diskussion.

Mittels computerunterstütztem Robotereinsatz kann eine exakte präoperative individuelle Planung vorgenommen werden. Die Innovation dieser Operationsmethode besteht darin, daß die präoperative Planung durch den Roboter umgesetzt wird. Die in der Literatur angegebenen Varus- und Valgusfehlstellungen in 20 % der Fälle sowie die Schaftfissuren beim Einbringen des Prothesenschafts in den Oberschenkelknochen (ca. 20 %) können somit vermieden werden. Die überdurchschnittliche Planungsgenauigkeit und deren Umsetzung führt zu einer optimalen

Primärstabilität mit entsprechender Rotationsstabilität, so daß die besten Voraussetzungen für eine sekundäre und damit dauerhafte Fixation gegeben sind.

Im Experiment konnten wir bei den Hunden, denen mittels roboterunterstützter Operation ein zementfreies Hüftgelenk implantiert wurde, eine wesentlich frühere und gleichmäßige Belastung der betreffenden Extremität feststellen als in einer Vergleichsgruppe mit konventioneller Implantation. In den histologischen Schnitten weist die Gruppe, die mittels Computer operiert wurde, ein deutlich besseres Einwachsverhalten auf.

Es handelt sich bei dem an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt a.M. eingesetzten ROBO-DOC-System um das erste System, das sich in der Routineanwendung befindet und operative Funktionen übernommen hat. Bisher stehen 3 Roboter in den USA (Sacramento, Boston und Pittsburgh) und 2 an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik in Frankfurt a.M.

Literatur

1. Argenson JN, Aubaniac JM (1995) **Präoperative Planung zur Herstellung individuell angefertigter Hüftendoprothesen.** In: Die Hüftendoprothese in komplizierten Fällen. Thieme, Stuttgart New York, S 61–65
2. Bettin D, Greitemann B, Polater J, Schulte-Eistrup S (1993) **Langzeitergebnisse der zementfreien Totalendoprothese des Hüftgelenkes nach Judet.** Z Orthop 131: 496–502
3. Börner M (1995) **Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik.** Medizinische Forschung – Ärztliches Handeln. 40. Jahrestagung der Gesellschaft für Medizinische Informatik und Epidemiologie gmds e.V., 10.–14. September 1995. Ruhr-Universität Bochum (Kongreßband)
4. Börner M (1995) **Hüftgelenkoperationen mit dem Roboter.** Deutsche Erfahrungen mit ROBO-DOC. Medicine goes ELECTRONIC – Zeitenwende in der Medizin. I. Innovativer Medizinkongreß in Nürnberg, 15.–17. September 1995 (Kongreßband)
5. Börner M, Bauer A, Lahmer A (1997) **Computergesteuerter Robotereinsatz in der Hüftchirurgie – präoperative Planung und erste Ergebnisse.** Abstracts. Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie. 59. Jahrestagung Berlin 22.–25. November 1996 (im Druck)
6. Börner M (1997) **Implantat.** Orthopäde (im Druck)
7. Campbell A et al. (1992) **Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance of illomen?** J Bone Joint Surg [Br] 74: 63–66
8. Engh CA, O'Conner D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn D, Harris WH (1992) **Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses.** Clin Orthop Relat Res 285: 13–29
9. Gottsauner-Wolf F, Plenck H (1987) **Knochenverankerung mit Kügelchen aus Kobalt-Basislegierung.** Orthopäde 3: 252–257
10. Grossmann P, Braun M, Becker W (1994) **Luxationen nach Hüft-TEP-Implantationen. Abhängigkeit vom operativen Zugang und anderen Faktoren.** Z Orthop 132: 521–527
11. Herzberger M, Hill T, Rossak K (1993) **Die Mecron-Titanprothese.** Z Orthop 131: 543–545
12. Hösli P (1993) **PCA-Schaftprothesen, 5- bis 7-Jahresresultate.** Z Orthop 131: 518–522
13. Kazanzides P, Zuhars J, Mittelstadt B, Taylor RH (1992) **Force sensing and control for a surgical ROBOT.** Proceedings of the 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Nice France – May 1992
14. Kazanzides P, Mittelstadt B, Musits B et al. (1995) **An integrated system for cementless hip replacement robotics and medical imaging technology enhance precision surgery.** IEEE Engin Med Biol 14
15. Kerschbaumer F, Starker M (1995) **Die präoperative Planung von Hüftendoprothesen.** In: Kerschbaumer et al. (Hrsg) Die Hüftendoprothese in komplizierten Fällen. Thieme, Stuttgart New York
16. Noble PC, Kamaric E, Alexander JW (1989) **Distal stem centralisation critically affects THR acute fixation of cementless femoral stems.** Presented at the 35th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Febr. 6–9, 1989, Las Vegas
17. Pillar RM, Lee JM, Maniopoulos C (1986) **Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants.** Clin Orthop 208: 108–113
18. Reichelt A, Botterer H (1993) **PM-Prothesen.** Z Orthop 131: 532–538
19. Rorabeck DH, Bourne RB, Not L (1988) **The cemented and the non-cemented porous-coated anatomic prostheses for total knee replacement a prospective evaluation.** J Bone Joint Surg [Am] 70: 483–490
20. Stütz H, Strohmaier U (1992) **5-Jahres-Studie über die Sportorno-Schaftprothese.** In: Hip et al. (Hrsg) Die zementlose Hüftprothese. Demeter-Verlag, S 171–177
21. Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothmann RH **Radio-graphic assessment of cementless femoral components.** Correlation with, pp 137–141
22. Willert HG, Köster G, Köhler HP (1995) **Das zementierte CF-Hüftendoprothesensystem.** In: Morscher Springer-Verlag (Hrsg) Endoprothetik. S 238–252