

# Erfolg ist planbar

## Softwareunterstützte Prothesenimplantation

In der Klinik für Orthopädie der Friedrich Schiller Universität in Jena werden jährlich zwischen 800 und 900 Patienten mit einer Hüfttotalendoprothese versorgt. Neben vorwiegend primären Koxarthrosen machen die Dysplasiekoxarthrosen dabei ca. 10% aller Fälle aus. Gerade bei dieser Patientengruppe erfordert die Beseitigung der pathologischen Gelenksituation infolge der Implantation eines künstlichen Gelenkes eine intensive präoperative Vorbereitung. Dabei sollte sich der Operateur im Vorfeld des operativen Eingriffes, der meist navigationstechnisch unterstützt durchgeführt wird, Klarheit über die Implantatplatzierung, aber auch über Typ und Größe des zu verwendenden Implantates verschaffen. Als wichtiges Hilfsmittel in der Operationsvorbereitung kommt dafür in der Klinik das Planungsprogramm *medicad* der Fa. Hectec GmbH, Niederviehbach, zur Anwendung. Dieses Softwaretool ist nicht herstellergebunden. Es zeichnet sich dadurch aus, dass die Planungsfolien aller bekannten Implantathersteller eingebunden sind und somit in Kliniken mit verschiedenen breiten Spektren an Implantattypen universell einsetzbar ist. Die Erarbeitung der Planungsvorschläge zur Hüfttotalendoprothesenimplantation erfolgt mit Hilfe der Programmmodule „Hüfte“ bzw. „Hüfte/Biometrie“. Diese werden an standardisiert aufgenommenen, digitalisierten und kalibrierten Röntgenaufnahmen ähnlich einem CAD-Programm generiert.

Im Folgenden soll ein Bericht über zwei Studien der orthopädischen Klinik diese Methoden erläutern. Die erste Studie diente der Verifizierung des Programmmoduls „Hüfte/Biometrie“ (SI), die zweite der Vorhersagbarkeit von Implantattyp und -größe (SII).

### Material und Methoden

Zu SI: Das Tool „Hüfte/Biometrie“ dient der optimalen Positionierung der Implantatkomponenten im Becken-Bein-Skelett aus biomechanischer Sicht. Dies ist insbesondere bei anatomisch schwierigen Ausgangssituationen hilfreich. Das Tool basiert im Wesentlichen auf einem Hüftmodell, mit dessen Hilfe die Belastungssituation simuliert werden kann. Die in die Modellierung der Hüftgelenkbelastung einfließenden Annahmen externer Kräfte wurden mit der realen Belastungssituation verglichen. Dazu wurde bei 103 Patienten eine instrumentierte prä- und postoperative Ganganalyse durchgeführt und mittels Kraftmessplatten die Bodenreaktionskräfte beim Gehen bestimmt.

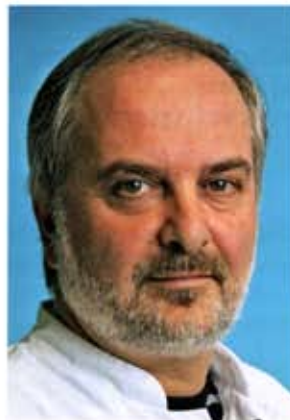
Zu SII: Um eine genaue Vorhersagbarkeit der Operationsplanungen beurteilen zu können, wurden die präoperativen Planungsdaten von 672 Hüftendoprothesenversorgungen (495 Frauen, 177 Männer) mit denen laut Operationsprotokollen dokumentierten Implantaten innerhalb der letzten sechs Jahre verglichen. Dabei wurden sowohl Typ als auch Größenangaben von geplantem und tatsächlich implantiertem Schaft/Pfanne gegenübergestellt. Die Größenübereinstimmung zwischen „Planungsfolie“ und Implantat erfolgte anhand der Konfektionsgröße, deren Schrittweite für die Pfannen bei allen Herstellern einheitlich 2 mm betrug und sich bei den Schäften herstellerabhängig in Schritten von einem mm bis zwei mm staffelte (ausgenommen Kurzschaftprothesen vom Typ „Mayo“ und C.F.P. mit einer nichtnumerischen Größeneinteilung sowie custom-made Prothesen, wo nur ein Vergleich des Parameters Prothesenoffset möglich war). Patienten mit Dysplasiekoxarthrosen machten mit 72% den Hauptteil der geplanten Fälle aus (Abb. 1). 42,1% wiesen einen einseitigen und 33,2% einen zweiseitigen Befund auf. 24,7% waren bereits auf der Gegenseite mit einer Endoprothese versorgt. Die Planungen wurden routi-



Dr.-Ing. Frank Layher  
Leiter Abteilung Biomechanik



Dr. Jürgen Babisch  
Oberarzt Orthopädische Klinik



Dr.-Ing. Klaus Sander  
Abt. Biomechanik

nemäßig in der Abteilung Biomechanik der Klinik durchgeführt. Ausgeführt wurden die Operationen von 22 Orthopäden mit unterschiedlicher operativer Erfahrung.

### Ergebnisse

Die SI ergab, dass zwischen den laut Modell berechneten und den extern gemessenen Kräften in der Phase der maximalen Belastung eine hohe Korrela-

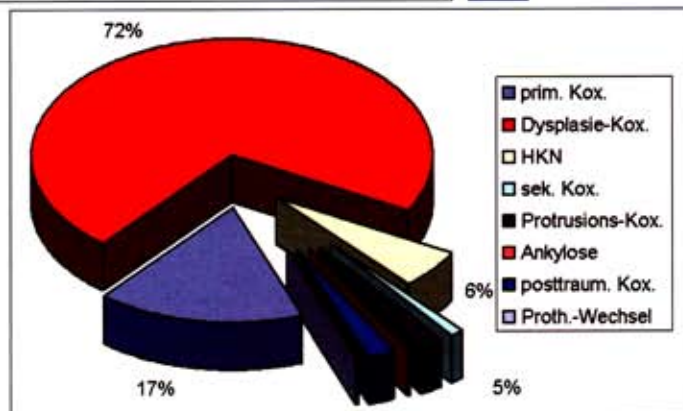


Abb. 1: Diagnoseverteilung

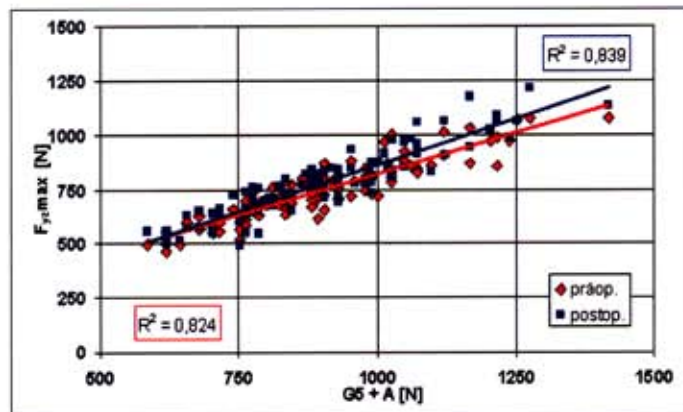


Abb. 2: Darstellung der prä- und postoperativen Übereinstimmung der maximalen Adduktionskräfte im Modell (G5 + A) und in der Ganganalyse (Fyzmax) im gesamten Patientengut

tion existierte (Abb. 2). Ebenso zeigten die prä- und postoperativ im Biometrie-Hüftmodell berechneten und die ganaganalytisch gemessenen Parameter eine signifikante Abnahme der resultierenden Gelenkbelastung nach der HTEP-Implantation. Die absoluten Beträge der Modellparameter lagen aber präoperativ ca. 20% über den Messwerten. Diese Differenz reduzierte sich jedoch postoperativ auf ca. 15%. Ursache dafür ist im Wesentlichen die für die Modellierung vorausgesetzte Gehgeschwindigkeit, die die Patienten sowohl prä- als auch postoperativ nicht erreichten.

Die SII ergab wiederum innerhalb des Untersuchungszeitraumes, dass 14 verschiedene zementfrei implantierte Schaftsysteme von sieben Prothesenherstellern eingesetzt wurden. Dabei handelte es sich sowohl um Standard-, Kurzschaft-, custom-made als auch Revisionsmodelle. Als Pfannenimplantate kamen 12 verschiedene zementfreie Systeme mit press-fit Verankerung von acht Herstellern zum Einsatz. Bei einer Wechseloperation wurde

nur die gelockerte femorale Komponente ersetzt.

Abweichend von der präoperativen Planung entschieden sich die Operateure auf Grund des intraoperativen Befundes für einen anderen Implantattyp bei ca. 9% der Schäfte und ca. 2% der Pfannen. Für eine vergleichende Auswertung verblieben somit 608 Schaft- und 659 Pfannenimplantate (Tab. 1). In 51,4% der Schaft- und 43,2% der Pfannenimplantate wurde die präoperative Planung exakt umgesetzt. Um eine Größe wichen 37,5% der Schäfte und 35,5% der Pfannenkomponenten von dem vorherbestimmten Implantat ab. Die maximalsten Differenzen zwischen Planung und operativem Ergebnis fanden sich bezüglich der Schäfte in vier Fällen mit einer Abweichung von vier und bezüglich der Pfannen in zwei Fällen mit einer Abweichung von sieben Implantatgrößen. Die Vorhersagegenauigkeit war somit insgesamt für die Schäfte präziser und im Bereich von  $\pm$  einer Prothesengröße um ca. 10% höher gegenüber denen der Pfannen.

Tab. 1: Abweichungen der implantierten (Impl) von den geplanten (Templ) Prothesengrößen von Schaft und Pfanne

| Abweichung   | Schaft |      | Pfanne |      |
|--------------|--------|------|--------|------|
|              | n      | %    | n      | %    |
| $\pm 0$      | 313    | 51,4 | 285    | 43,2 |
| $\pm 1$      | 228    | 37,5 | 233    | 35,5 |
| $\pm 2$      | 49     | 8,1  | 91     | 13,7 |
| $\pm 3$      | 14     | 2,3  | 22     | 3,3  |
| $\pm 4$      | 4      | 0,7  | 17     | 2,6  |
| $\pm 5$      |        |      | 6      | 0,9  |
| $\pm 6$      |        |      | 3      | 0,5  |
| $\pm 7$      |        |      | 2      | 0,3  |
| Impl < Templ | 105    | 17,3 | 175    | 26,6 |
| Impl > Templ | 190    | 31,3 | 199    | 30,2 |

### Schlussfolgerung

Zu SI: Das dem Modul „Hüfte/Biometrie“ zugrunde liegende Belastungsmodell spiegelt die Realität in hohem Maße wider. Es ist damit sowohl zur quantitativen Belastungsanalyse des Hüftgelenkes als auch zur Belastungsvorhersage im Rahmen der präoperativen Planung geeignet und ohne größeren Zeitaufwand in der täglichen Praxis einsetzbar. Die Anwendung dieses Tools ist insbesondere dann indiziert, wenn bei Vorliegen dysplastischer Pfannenlager „physiologische“ bzw. biomechanisch möglichst optimale Verhältnisse durch die Endoprothesenimplantation angestrebt werden.

Zu SII: Der Erfolg und somit die Vorhersagegenauigkeit einer präoperativen Planung ist in entscheidendem Maße von der Qualität und der Kalibrierung des verwendeten Röntgenbildmaterials abhängig. Als weiterer Parameter kommt die Lagerung des Patienten auf dem Röntgentisch (Femurrotationsfehlstellung, Beckenkipfung u.a.) hinzu. Für die Planung wurden ausschließlich anterior-posteriore Aufnahmen verwendet, die sich für eine hohe Vorhersagegenauigkeit im Schaftbereich als ausreichend erwiesen. Die größeren Abweichungen im Pfannenbereich sind der Diagnosestruktur des Patientengutes geschuldet:

Der überproportional hohe Anteil an Dysplasiekoxarthrosen erschwerte insbesondere die dysplastische, nichtsphärische Pfannenform mit kleinem ventro-dorsalen Durchmesser. Diese haben jedoch eine röntgenologisch messbare größere cranio-caudale Ausdehnung, die ei-

ne genaue Vorherbestimmung der Implantatgröße möglich macht. Die letzte Entscheidung zur Implantatgröße wurde durch die Operateure intraoperativ getroffen und wurde durch die in der Planung nicht vorhersagbare Knochenqualität mitbestimmt. Obwohl es sich bei dem Patientengut mit einem hohen Anteil an Sekundärarthrosen und schwieriger Ausgangsanatomie um eine „Negativauslese“ handelte und gleichzeitig eine Vielfalt an Implantaten zum Einsatz kam, belegt die sehr gute Übereinstimmung im Bereich von  $\pm$  einer Prothesengröße zwischen Planungsvorgabe und operativer Realisierung mit 88,9% im Schaft- und 78,7% im Pfannenbereich die hohe Praktikabilität der zweidimensionalen digitaler Planung mittels medcad.

► Kontakt:  
 Dr.-Ing. Frank Layher  
 Leiter Abteilung Biomechanik  
 Tel.: 036691/81551  
 Fax: 036691/81013  
 f.layher@krankenhaus-eisenberg.de

Dr. Jürgen Babisch  
 Oberarzt Orthopädische Klinik  
 Tel.: 036691/81010  
 Fax: 036691/81013  
 j.babisch@krankenhaus-eisenberg.de

Dr.-Ing. Klaus Sander  
 Abt. Biomechanik  
 Tel.: 036691/81551  
 Fax: 036691/81013  
 f.sander@krankenhaus-eisenberg.de  
 www.krankenhaus-eisenberg.de

Lehrstuhl für Orthopädie der  
 Friedrich-Schiller-Universität Jena  
 am Waldkrankenhaus  
 „Rudolf Elle“ GmbH in Eisenberg  
 Dir.: Prof. R.-A. Verbrocks  
 D-Eisenberg  
 www.krankenhaus-eisenberg.de