

A. B. Imhoff (Hrsg.)

Fortbildung Orthopädie

Die ASG-Kurse der DGOT

Band 3: **Knie**

Mit 136 Abbildungen in 163 Teilabbildungen
und 10 Tabellen

STEINKOPFF
DARMSTADT



Differentialindikation und OP-Technik bei der primären Knieendoprothetik

U. Malzer, P. Schuler

Einleitung

Die Aufgabe einer Knieendoprothese besteht im

- Ersatz zerstörter bzw. abgenutzter Gelenkflächen
- Übernahme der Gleitfunktion der Gelenknorpelflächen
- ggf. Ersatz der Bandführung des Gelenkes
- Übertragung der mechanischen Belastungskräfte auf den Knochen.

Entsprechend der Quantität und Qualität, in welcher die natürliche Gelenkfunktion ersetzt wird, können Knieendoprothesen in unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden. Diese Einteilung erweist sich als sinnvoll, weil sich hierdurch nicht nur das Indikations- und Anwendungsspektrum, sondern auch die spezifischen Vor- und Nachteile der einzelnen Systeme unterscheiden lassen.

Der geordnete Bewegungsablauf eines natürlichen Kniegelenkes wird im wesentlichen durch die Geometrie der knöchernen Gelenkpartner, die Führung des Kapsel-Band-Apparates und der Menisken sowie die Einwirkung muskulärer Kräfte beeinflusst.

Ein erkranktes Gelenk hat eine oder mehrere dieser Funktionen verloren, und es ist die Aufgabe des endoprothetischen Ersatzes, diesen Funktionsverlust in möglichst adäquater Weise zu ersetzen.

Verschiedene Endoprothesensysteme müssen deshalb danach unterschieden werden, in welchem Ausmaß sie die Bewegungskomponenten Valgus/Varusangulation, antero-posteriore Translation, Rotation, Rollen und Gleiten innerhalb des normalen Bewegungsumfanges ermöglichen und in welchem Umfang sie eine verlorene Stabilität des Kollateral- und Kreuzbandapparates ersetzen [15, 25].

Der „kinematische Konflikt“. Eines der wichtigen Probleme der Knieendoprothetik stellt der so-

genannte ‚kinematische Konflikt‘ dar. Hierbei handelt es sich um den Widerspruch zweier Prinzipien:

- einerseits sollte ein künstliches Kniegelenk bei erhaltener Bandführung eine möglichst große Bewegungsfreiheit aufweisen. Hierdurch wird eine gute Gelenkfunktion erreicht und die Entstehung von inneren Zwangskräften vermieden, welche zu einem Implantatversagen führen könnten
- auf der anderen Seite ist man bestrebt, eine möglichst große Kongruenz der Gelenkpartner zu erzielen, da hierdurch die mechanische Belastung der artikulierenden Flächen und somit die Verschleißneigung – insbesondere des Polyäthylens – reduziert wird.

Da das Kniegelenk kein Kugelgelenk ist, führt eine Erhöhung der Kongruenz der Gelenkpartner zu einer Verminderung der Bewegungsfreiheit. Jedes Design einer Knieendoprothese muß somit auch als Kompromiß verstanden werden, welcher diesen kinematischen Konflikt auf eigene Weise zu lösen versucht.

Einteilung der Prothesensysteme nach Kopplungsgrad und Design

In Anlehnung an die gängige Literatur [13, 15, 22] können je nach Art und Ausmaß der mechanischen Kopplung zwischen tibialer und femoraler Komponente die nachgenannten Designs unterschieden und klassifiziert werden (vgl. Tabelle 1).

Bei der Beschreibung der konstruktiven Auslegung werden der Übersichtlichkeit halber nur die für den jeweiligen Typ gängigsten Lösungen erwähnt. Es werden die angloamerikanischen Termini mitgenannt, da sie auch in unserem Sprachraum Verwendung finden.

Tabelle 1. Einteilung der heute gängigen Knieendoprothesensysteme

Hauptgruppe	Untergruppe	Rotation	a/p-Translation	valgus/varus
LINKED	Rigid Hinge	-	-	-
	Rotating Hinge	+	-	-
NON-LINKED	Constrained Condylar	+	-	(-)
	Posterior Stabilized	+	(-)	+
	Conforming Condylar	(-)	-	+
	PCL Retaining	+	+	+
	Unicondylar	+	+	+

Gekoppelte Systeme („Linked Devices“)

Gekoppelte Systeme zeichnen sich durch eine mechanisch feste Verbindung zwischen der femoralen und tibialen Komponente aus. Entsprechend der Art der Verbindung wird zwischen Starrachsgelenken und Rotationsknien weiter unterteilt.

Rigid Hinge. Starrachsgelenke („Rigid Hinge“) erlauben lediglich eine Flexions-/Extensionsbewegung, d.h. es findet nur eine Rotation um die Transversalachse statt. Hierbei werden die axialen Belastungskräfte in der Regel über das Scharnier von der femoralen auf die tibiale Komponente übertragen. Während die sehr frühen Designs über rein metallische Scharniere verfügten, wurden spätere Konstruktionen mit Polyäthylenlaufbuchsen versehen (Abb. 1).

Rotating Hinge. Beim Rotationsknie („Rotating Hinge“) besteht zusätzlich eine Bewegungsmöglichkeit um die Longitudinalachse. Diese ist typischerweise auf einen Winkel von etwa 15° in beide Richtungen limitiert. Durch verschiedene

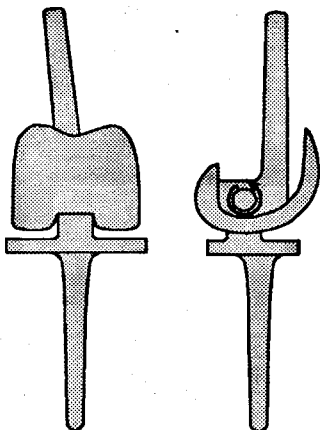


Abb. 1. Rigid Hinge

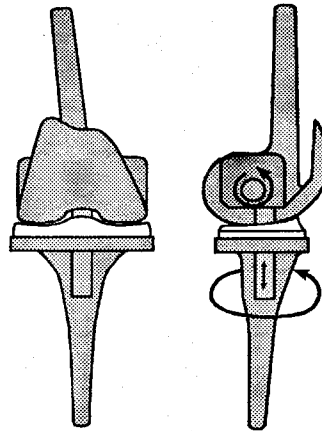


Abb. 2. Rotating Hinge

konstruktive Auslegungen wird die Rotation aber in Streckstellung verriegelt, so daß sich hier eine Rotationsstabilität ergibt. Die axialen Belastungskräfte werden zumeist durch ein Polyäthyleninlay übertragen. Im Gegensatz zu Starrachsgelenken besitzen die meisten Rotationskniegelenke auch über die Möglichkeit zur Längsdistraction, was den ‚constraint‘ (Kopplungsgrad) bei extremer Beugung zusätzlich reduziert (Abb. 2).

Ungekoppelte Systeme („Non-Linked Devices“)

Bei ungekoppelten Systemen findet sich keine feste Verbindung zwischen den Komponenten, d.h. eine Trennung von tibialer und femoraler Komponente ist ohne Disassemblierung möglich.

Trotz fehlender fester Verbindung können ungekoppelte Systeme unterschiedliche Freiheitsgrade haben. Hieraus ergibt sich die weitere Unterteilung

Posterior Stabilized Constrained. Bei diesen Gelenken findet sich in der Regel im Artikulations-

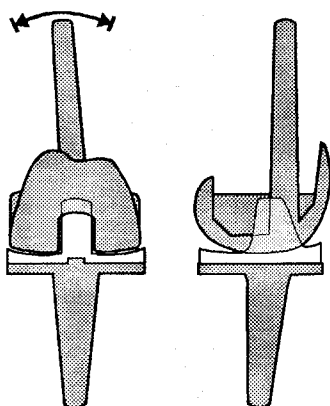


Abb. 3. Posterior Stabilized Constrained

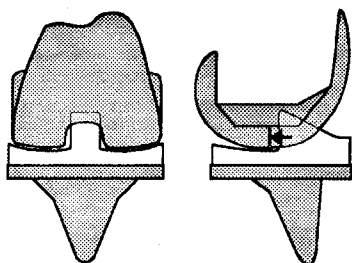


Abb. 4. Posterior Stabilized

zentrum der tibialen Komponente ein längerer Zapfen oder Kamm, welcher in einen Kasten der femoralen Komponente hineinragt. Durch den Kontakt der Komponenten im Kasten wird eine valgus/varus-Stabilität gewährleistet und die hintere Schubladenverschieblichkeit der Tibia limitiert. Je nach Auslegung des Zapfens ist zusätzlich die Rotation des Femurs begrenzt (Abb. 3).

Posterior Stabilized. Bei diesem Design ist der Zapfen kürzer ausgelegt, so daß sich keine wesentliche valgus/varus-Stabilisierung ergibt. Es liegt also lediglich eine Begrenzung der hinteren Schubladenbeweglichkeit sowie eine Begrenzung der mediolateralen Translation vor (Abb. 4).

Conforming Condylar. Bei diesen Systemen wird die Stabilität durch die Konformität der tibialen und femoralen Komponente in der Sagittal- und Frontalebene erzeugt. In Kombination mit der ligamentären und muskulären Verspannung des Gelenkes wird eine antero-posteriore Verschieblichkeit der Tibia sowie ein roll-back der femoralen Komponente verhindert. Das Ausmaß der

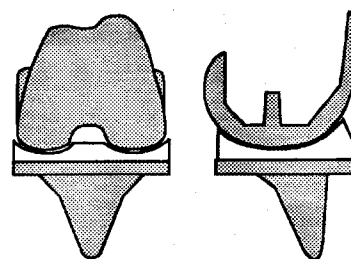


Abb. 5. Conforming Condylar

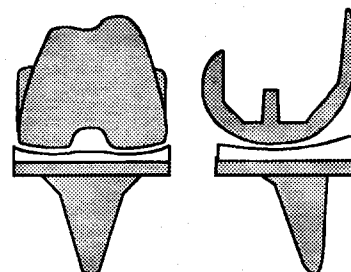


Abb. 6. PCL Retaining

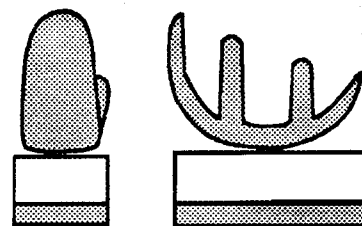


Abb. 7. Unicondylar

Konformität limitiert darüber hinaus das Rotationsverhalten der Prothese (Abb. 5).

PCL Retaining. Dieses Design wird heute üblicherweise für die Primärimplantation bei bandstabilen Gelenken verwendet. Hierzu sollte das hintere Kreuzband (PCL) möglichst erhalten sein, um die hintere Schubladenbeweglichkeit zu sichern (Abb. 6).

Unikondylar. Die monokondylären Schlittenprothesen werden bei der unikompartimentellen medialen oder (seltener) lateralen Gonarthrose verwendet. Die PE-Laufläche ist in den meisten Fällen flach ausgelegt (Abb. 7).

Fixed bearing – mobile bearing

Neben der o.g. funktionellen Klassifikation sei an dieser Stelle noch eine weitere häufig disku-

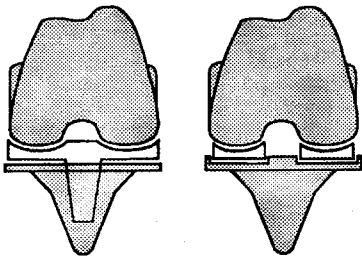


Abb. 8. Mobile bearings; links: rotating platform, rechts: gliding menisci

tierte Unterscheidung erwähnt, bei der es sich jedoch nur um eine *Design*differenzierung handelt:

Bei ‚fixed bearing‘-Implantaten ist das Polyäthyleninlay fest auf der tibialen Trägerplatte verankert. Die tibiofemorale Gelenkbewegung findet also ausschließlich im Interface zwischen femoraler Komponente und PE-Inlay statt.

Im Gegensatz hierzu finden sich sog. ‚mobile bearing‘-Designs, bei denen das Inlay beweglich auf der (polierten) tibialen Trägerplatte montiert ist. Durch dieses Konstruktionsdetail soll versucht werden, den PE-Abrieb durch eine größere Kongruenz zwischen femoraler Komponente und Inlay zu verbessern. Als weitere Untergruppen lassen sich die sog. ‚gliding menisci‘-Implantate von den ‚rotating platforms‘ unterscheiden (Abb. 8).

Je nach konstruktiver Auslegung lassen sich die ‚mobile bearing‘-Gelenke vom funktionellen Standpunkt und vom Indikationsspektrum in die Gruppen ‚PCL-Retaining‘ oder ‚Posterior stabilized‘ einordnen.

Differentialindikation

Die klinische Erfahrung hat gezeigt, daß für den Erfolg der Kniegelenksarthroplastik die Auswahl des passenden Prothesendesigns von entscheidender Bedeutung ist. Ganz allgemein kann formuliert werden, daß entsprechend den Stabilitätsverhältnissen des zu operierenden Gelenkes ‚sowenig Constraint wie möglich, aber auch soviel Constraint wie nötig‘ zur Anwendung kommen muß.

Man wird also bei instabilen Gelenken, hohem Knochensubstanzverlust und großer Achsabweichung eher zu Prothesen mit höherem Kopplungsgrad greifen.

‚Rigid Hinges‘ werden heutzutage nur noch selten eingesetzt. Ihre Benutzung ist allenfalls noch bei völlig destruierten und instabilen Gelenken mit insuffizientem Streckapparat gerechtfertigt, bei denen als Alternative eigentlich nur noch die Arthrodeese in Betracht kommt [13, 15, 25]. Außerdem werden Implantate dieser Gruppe häufig noch als Tumorprothesen eingesetzt. Aufgrund der starren Kopplung wurden vermehrt periprothetische Frakturen und Auslockerungen beobachtet [4, 14]. Auch das Infektionsrisiko ist im Vergleich zu anderen Designs relativ erhöht.

Als typische Indikationen für ‚Rotating Hinges‘ und ‚Posterior Stabilized Constrained‘-Systeme gelten Revisionsfälle und Gelenke mit Insuffizienz des Seitenbandapparates, extremer Valgus- und Varusfehlstellung bei relativ intaktem Streckapparat [13, 15, 25]. Diese Designs zeigen bessere klinische Resultate als die älteren ‚Rigid Hinge‘-Systeme.

Da auch die Implantate dieser Gruppen relativ ausgedehnte knöcherne Resektionen erfordern und sie im Falle einer Infektion oder Auslockerung schwieriger zu wechseln sind, sollte die Indikation zu ihrem Einsatz jedoch ebenfalls mit Bedacht gestellt werden.

‚Conforming Condylar‘ und ‚Posterior stabilized‘-Systeme haben einen geringen Constraint und werden deshalb als Primärimplantate verwendet. Sie werden auch als ‚PCL sacrificing devices‘ bezeichnet. Bei Resektion oder Instabilität des hinteren Kreuzbandes sollen sie eine posteriore Subluxation des Tibiakopfes mit konsekutiver Überbelastung des PE-Inlays verhindern.

Während für die ‚posterior stabilized‘-Gelenke gute und sehr gute Langzeitergebnisse vorliegen, sind ‚conforming condylar‘-Designs in ihrer ursprünglichen Form verlassen worden, weil die fehlende Rotationsmöglichkeit eine sehr exakte Implantatpositionierung erforderlich machte.

Eine gewisse Renaissance erfuhr diese Gruppe durch die Einführung sogenannter ‚ultra-kongruenter‘ Inlays, welche in Streckung des Gelenkes eine höhere Kongruenz haben, in Beugung aber eine größere Rotation erlauben.

‚PCL Retaining devices‘ gelten als Standard-Primärimplantate bei erhaltenem und intaktem Bandapparat. Die knöchernen Resektionen sind relativ sparsam, in der Regel ist jedoch eine Resektion des vorderen Kreuzbandes erforderlich. Wegen des relativ geringen Kopplungsgrades ist insbesondere in dieser Gruppe die Verwendung zementfreier Implantate möglich.

Der Einsatz *unicondylärer Schlittenprothesen* wird noch immer kontrovers diskutiert. Neben Berichten über gute und sehr gute Langzeitergebnisse wurden auch häufiger auftretende Implantatlockerungen beschrieben.

Für den erfolgreichen Einsatz von Schlittenprothesen scheint die korrekte Indikationsstellung und eine exakte Implantationstechnik die entscheidende Voraussetzung zu sein. Neben der isolierten medialen oder lateralen Gonarthrose sollte ein völlig intakter Bandapparat sowie eine weitgehend erhaltene gerade Beinachse vorliegen. Für das Zusammenspiel mit der kontralateralen Gelenkfläche erfordern Schlittenprothesen eine sehr exakte Implantatpositionierung ohne mechanische Spannungen und ohne Rotationsfehler.

Operationstechnik, Komponentenausrichtung

Im Folgenden soll auf einige Besonderheiten der Operationstechnik beim künstlichen Kniegelenkersatz eingegangen werden. Hierbei sollen nicht die speziellen Operationsverfahren (Zugangswege etc.) oder Fragen der speziellen Instrumentierung erläutert werden. Diese sind der einschlägigen Literatur bzw. den systemspezifischen OP-Anleitungen zu entnehmen. Das Augenmerk soll vielmehr auf einige anatomische Details sowie die korrekte Positionierung der Implantate gelegt werden, wie sie auch in [17] beschrieben wurde (Dieser Publikation wurden auch die folgenden Abbildungen entnommen).

Lage der Gelenkebene

Die natürliche Kniegelenkslinie steht nicht exakt in der Horizontalebene. Sie weist vielmehr eine

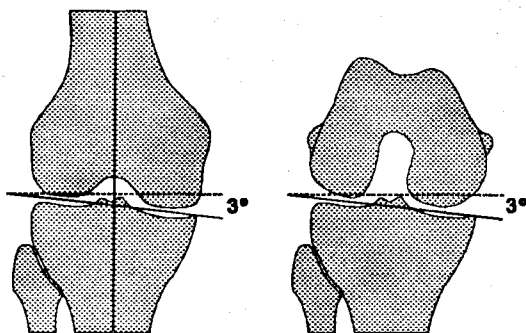


Abb. 9. Verlauf der Kniegelenkslinie

Varusneigung von etwa 3° auf. Anatomisch ausgedrückt, entspricht dies einer Prominenz des medialen Femurcondylus nach distal und dorsal sowie einer entsprechenden Neigung des Tibiaplateaus nach medial [11, 18] (Abb. 9).

In der Seitensicht ist das Tibiaplateau normalerweise um etwa 7° nach posterior geneigt. Hierbei finden sich aber relativ starke individuelle Schwankungen.

Resektionsverfahren

Bezogen auf die Lage der natürlichen Kniegelenkebene lassen sich grundsätzlich zwei Verfahren für das Anlegen der tibialen und femoralen Resektionen unterscheiden [12]:

Anatomische Resektion. Bei der ‚*anatomischen*‘ Resektion werden die Schnitte *parallel zur Kniegelenkebene* durchgeführt. Hierdurch werden an Tibia und Femur medial und lateral gleich dicke knöcherne Scheiben entfernt. Die selbe Resektionshöhe wird auch am posterioren Femur gewählt, so daß sich sowohl in Beugung als auch in Streckung ein paralleler Resektionsspalt ergibt (Abb. 10).

Im Normalfall ist zu erwarten, daß aus der identischen Höhe von ‚flexion gap‘ (Beugespalt) und ‚extension gap‘ (Streckspalt) ein gut balanciertes künstliches Gelenk resultiert.

Klassische Resektion. Die meisten modernen Instrumentare sind für die die sogenannte ‚*klassische*‘ Resektion (auch: ‚*Standardresektion*‘) ausgelegt (Abb. 11, 12).

Bei diesem Verfahren werden die Sägeschnitte senkrecht zur mechanischen Beinachse, also in die Horizontalebene gelegt. Hieraus resultieren unterschiedliche Resektionshöhen me-

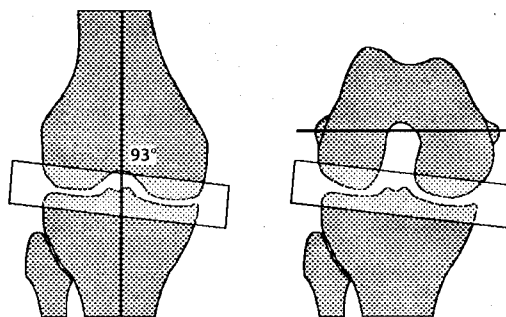


Abb. 10. Anatomische Resektion

dial und lateral an Femur und Tibia. In Streckung des Gelenkes gleichen sich die unterschiedlichen Resektionshöhen aus, so daß ein paralleles ‚extension gap‘ resultiert.

Bezüglich des ‚flexion gap‘ ergibt sich hieraus eine wichtige Konsequenz:

Wird die posteriore femorale Resektion parallel zur posterioren Condylentangente durchgeführt, so resultiert hieraus ein trapezförmiger Beugespalt, welcher medial relativ zu eng ist. Dieser Umstand erklärt sich durch die mediolaterale Asymmetrie der tibialen Resektion (Abb. 11).

Diese relative Enge des medialen Beugespaltes kann die Ursache für einen vorzeitigen Verschleiß des posteromedialen PE-Inlays sein.

Aus diesem Grunde ist eine Korrektur der posterioren femoralen Resektion erforderlich. Hierzu muß der entsprechende Sägeschnitt mit einer Außenrotation von 3° bezogen auf die dorsale Condylentangente durchgeführt werden (Abb. 12).

Eine fehlerhafte dorsale Femurresektion mit zu wenig Außenrotationskorrektur erzeugt nicht nur einen relativ engen medialen Gelenkspalt in Beugung. Sie führt auch dazu, daß die Patella-gleitbahn des Implantates innenrotiert, d.h. medialisiert positioniert wird. Die resultierende

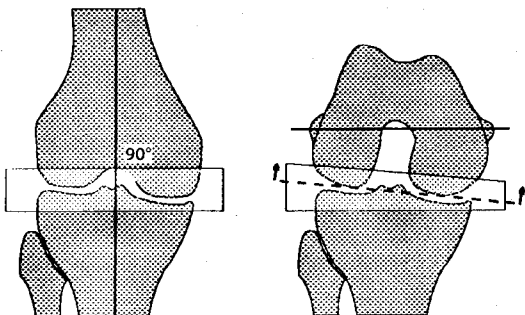


Abb. 11. Klassische Resektion ohne Rotationskorrektur

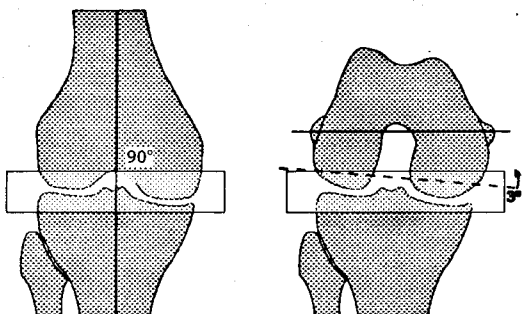


Abb. 12. Klassische Resektion mit Rotationskorrektur

Vergrößerung des Implantat-Q-Winkels birgt die Gefahr einer Patella(sub)luxation.

Rotationsausrichtung der Femurkomponente

Die oben beschriebenen Verfahren zur Rotationsausrichtung der femoralen Komponente sind nur in Fällen mit relativ geringem knöchernen Substanzverlust gültig.

Bei ausgeprägten knöchernen Formveränderungen ist die posteriore Condylentangente keine zuverlässige Referenz für die Rotationsausrichtung der femoralen Komponente. Insbesondere bei der schweren Valgusgonarthrose findet sich aufgrund der lateralseitigen Abnutzung eine innenrotierte Lage dieser Linie.

Zur Kontrolle der korrekten Rotation sollten daher konstantere anatomische Landmarken herangezogen werden (Abb. 13):

- Die *Epicondylenlinie* oder ‚*Insall-Linie*‘ [3] verbindet den medialen mit dem lateralen Epicondylus. Der dorsale Sägeschnitt sollte parallel zu dieser Linie gelegt werden. Diese Resektion entspricht im Normalfall (ohne knöcherne Defizite) der Resektion mit 3° Außenrotation bezogen zur Condylentangente.
- Da die Epicondylen nicht immer sicher zu identifizieren sind, empfiehlt sich zusätzlich die Markierung der sogenannten *a/p-Achse* oder ‚*Whiteside-Linie*‘ [28]. Es handelt sich um die Verbindungslinie vom tiefsten Punkt der Trochlea zum Zentrum des Intercondyli-cums. Der dorsale Sägeschnitt sollte senkrecht zu dieser Linie gelegt werden.

Epicondylenlinie und a/p-Achse liegen sowohl beim normalen als auch beim arthrotisch veränderten Femur praktisch immer senkrecht zuein-

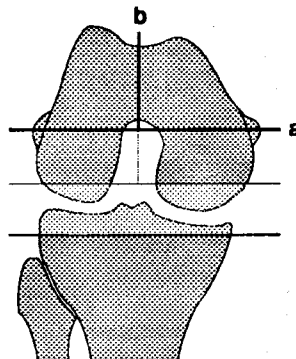


Abb. 13. Epicondylenlinie (a) und a/p-Achse (b)

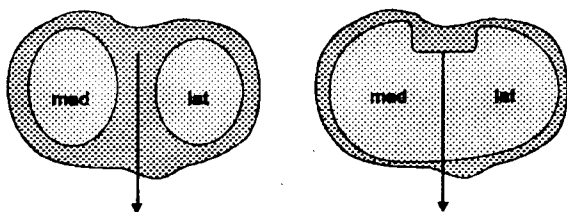


Abb. 14. Rotationsausrichtung der tibialen Komponente

ander, so daß es sich hier um eine äußerst zuverlässige anatomische Referenz handelt [2].

Ausrichtung der tibialen Komponente

Die *posteriore Neigung* der tibialen Komponente sollte sich an der natürlichen Anatomie orientieren. Hierdurch läßt sich in der Regel eine adäquate Weite des Gelenkspaltes in Beugung erreichen. Ist die Komponente zu stark geneigt, so besteht jedoch eine Gefährdung des posterioren Polyäthyleninlays durch ein exzessives ‚roll back‘ der femoralen Komponente in Kombination mit einer Flexionsinstabilität [26]. Aus diesem Grund scheint ein leichtes Unterschreiten des physiologischen Wertes sinnvoll und eine Neigung von ca. 3–5° angemessen [27].

Die *Rotationsausrichtung* der tibialen Komponente ist mitverantwortlich für einen zentrierten Lauf der Patella. Es ist zu beachten, daß eine *Innenrotation* der Komponente zu einer *Außenrotation* der Tuberositas Tibiae führt. Die resultierende Vergrößerung des Implantat-Q-Winkels kann zu einer Subluxationstendenz der Patella beitragen.

Für die korrekte Rotationsausrichtung der Komponente empfiehlt sich deshalb eine Orientierung am medialen Rand oder dem medialen Drittpunkt der Tuberositas tibiae [16] (Abb. 14).

Patellaführung

Das Erreichen einer zentrierten Patellaführung ist eine der wichtigsten Voraussetzungen für einen erfolgreichen Kniegelenkersatz. Die meisten Fälle einer Subluxationstendenz der Patella sind auf eine Implantation der femoralen und/oder tibialen Komponente in Innenrotationsfehlstellung zurückzuführen.

Wenn ein endoprothetischer Ersatz der Patella durchgeführt wird, so ist darauf zu achten,

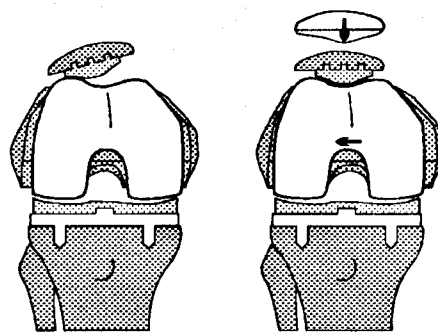


Abb. 15. Verbesserung der Patellaführung

daß die natürliche Asymmetrie der Patella berücksichtigt und das Implantat mit einem entsprechenden leichten Versatz nach medial eingesetzt wird.

Im Einzelfall kann die Zentrierung darüber hinaus durch einen geringen Versatz der femoralen Komponente nach lateral verbessert werden (Abb. 15).

Zusammenfassung

Der künstliche Kniegelenkersatz stellt eine Herausforderung an den operativen Orthopäden dar. Der Erfolg des Verfahrens ist dabei von vielen Faktoren abhängig.

Die Wahl des korrekten Implantattyps muß sich an Form und Ausmaß der vorgefundenen pathologischen Veränderungen orientieren. Nur hierdurch ist ein günstiges Zusammenspiel zwischen künstlichem und natürlichem Gelenk gewährleistet.

Eine anspruchsvolle operative Technik setzt eine genaue Kenntnis der Anatomie des gesunden und arthrotisch veränderten Gelenkes voraus. Die Abhängigkeit verschiedener Optionen der Komponentenausrichtung sollte ebenso bekannt sein wie die verschiedenen Möglichkeiten zur Durchführung von Weichteilkorrekturen.

Oft stellt sich das Problem, daß die Restauration einer geraden Beinachse mit der Erreichung einer ligamentären Balance konkurriert. In diesen Fällen muß entschieden werden, ob operative Möglichkeiten zu Beseitigung des Problems bestehen, oder ob auf ein Implantat mit höherem Kopplungsgrad zurückgegriffen werden muß.

Bei aller Präzision moderner Instrumentare sollte nicht vergessen werden, dass die wichtig-

ste Voraussetzung für den Erfolg der Operation in der Erfahrung und dem Geschick des Operateurs liegt.

Literatur

1. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT (1993) The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop* 287:170-177
2. Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE (1995) Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. *J Bone Joint Surg (A)* 77:1331-1334
3. Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS (1993) Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop* 286:40-47
4. Engelbrecht E, Heinert K (1988) Experience with a surface and total knee replacement: further development of the model St. Georg. In: Niwa S (ed) *Total Knee Replacement*. Springer, pp 257-273
5. Gschwend N, Siegrist H (1991) Das GSB-Kniegelenk. Revisionseingriffe und Infektionen. *Orthopädie* 20:197-205
6. Hoikka V, Vannka E, Eskola A, Lindholm TS (1989) Results and complications after arthroplasty with a totally constrained knee prosthesis (Guepar). *Ann Chir* 78:94-96
7. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY (1990) Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop* 255:215-227
8. Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J (1976) A Comparison of Four Models of Total Knee-Replacement Prostheses. *J Bone Joint Surg (A)* 58: 754-765
9. Insall JN, Dethmers DA (1982) Revision Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop* 170:123-130
10. Knutson K, Lindstrand A, Lidgen L (1986) Survival of Knee Arthroplasties. *J Bone Joint Surg (B)* 68:795-803
11. Krackow KA (1983) Approach to planning lower extremity alignment for the total knee arthroplasty and osteotomy about the knee. *Adv Orthop Surg* 7:69-88
12. Krackow KA (1990) *The technique of total knee arthroplasty*. Mosby, St. Louis
13. Laskin RS, Denham RA, Apley AG (1984) *Replacement of the Knee*. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
14. Lettin AWF, Kavanagh TG, Craig D, Scales JT (1984) Assessment of the Survival and the Clinical Results of Stanmore Total Knee Replacements. *J Bone Joint Surg (B)* 66:355-803
15. Lombardi AV, Mallory TH, Eberle RW (1994) *Constrained Knee Arthroplasty*. In: Scott WN (ed) *The Knee, Vol 2*, Mosby-Year Book, Inc, pp 1305-1323
16. Lotke PA (1995) *Knee Arthroplasty. 6: Standard principles and techniques*. In: Thompson RC (ed) *Master techniques in orthopaedic surgery*. Raven Press, New York
17. Malzer U, Schuler P (1998) Die Komponentenausrichtung beim Oberflächengleitersatz des Kniegelenkes. *Orth Prax* 3:141-146
18. Moreland JR, Basset LW, Hanker GJ (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg (A)* 69:745-749
19. Nobel le J, Patterson FP (1991) Guepar Total Knee Prosthesis. *J Bone Joint Surg (B)* 63:257-260
20. Ranawat CS, Rodriguez JA (1996) Malalignment and malrotation in total knee arthroplasty. In: Insall JN, Scott WN, Scuderi GR (eds) *Corrent concepts in primary and revision total knee arthroplasty*. Lippincott-Raven, Philadelphia
21. Rand JA, Ilstrup DM (1991) Survivorship analysis of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (A)* 73:397-409
22. Rand JA (1993) *Total knee arthroplasty*. Raven Press, New York
23. Scuderi GR, Insall JN, Windsor RE, Maran MC (1989) Survivorship of cemented knee replacements. *J Bone Joint Surg (B)* 71:798-803
24. Tew M, Waught W, Forster W (1985) Comparing the results of different types of knee replacement. *J Bone Joint Surg (B)* 67:775-779
25. Vince KG (1994) Evolution of total Knee arthroplasty. In: Scott WN (ed) *The knee, Vol 2*. Mosby-Year Book, Inc, pp 1045-1078
26. Wasielewski RC, Galante JO, Lightly RM, Natarjan RN, Rosenberg AG (1994) Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 299:31-43
27. Whiteside LA, Amador DD (1988) The effect of posterior tibial slope on knee stability after ortholoc total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 3(Suppl):51-57
28. Whiteside LA, Arima J (1995) The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321:168-172
29. Yoshii I, Whiteside LA, Anouchi YS (1992) The effect of patellar button placement and femoral component design on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 275:211-219