

Die Beiträge der Rubrik „Weiterbildung“ sollen dem Wissensstand zur Facharztprüfung für den Orthopäden entsprechen und zugleich dem Facharzt als Repetitorium dienen. Die Rubrik beschränkt sich auf klinisch gesicherte Aussagen zum Thema.

Alloarthroplastik des Kniegelenkes

▶ Alloarthroplastik bedeutet vollständiger oder teilweiser Ersatz eines Gelenkes durch körperfremdes Material. Der Begriff ist abzugrenzen von der allogenen Transplantation von Gelenkkomponenten oder Gelenken. Bei der Alloarthroplastik werden keine biologischen Materialien sondern die Endoprothese, aufgebaut meist aus Metall und Kunststoff, zum Gelenkersatz verwendet

Sind Hüft- und Kniegelenk gleichermaßen zerstört und symptomatisch, soll zuerst eine Hüftprothese und nach Rehabilitation die Knieprothese eingebaut werden. Dies erlaubt eine korrekte Achsenausrichtung der Knieprothese. Zudem wäre die liegende Knieprothese bei den Manipulationen während der Hüftprothesenimplantation gefährdet.

Sind beide Kniegelenke zerstört und symptomatisch, ist der einzeitige Ersatz durch Endoprothesen auf beiden Seiten möglich. Dieses Vorgehen ist ökonomischer, aber komplikationsträchtiger als der sukzessive Ersatz in zwei aufeinanderfolgenden Operationen im Abstand von 3-6 Monaten.

Die Zahl der pro Jahr implantierten Knieprothesen steigt weltweit. In den USA werden jährlich etwa 250000 ▶ Alloarthroplastiken des Kniegelenkes durchgeführt. Dies entspricht der Zahl der Hüftprothesen. Die Verbesserung von Implantaten einerseits und von Instrumentarien zur Implantation andererseits hat zu modernen Knieendoprothesensystemen geführt, die zuverlässig gute Resultate in einem hohen Prozentsatz der Implantationen ermöglichen. Mit einem weiteren Ansteigen der Operationszahlen ist zu rechnen. Eine endoprothetische Versorgung ist indiziert, wenn eine Zerstörung des Kniegelenkes vorliegt, die den Patienten in seiner Lebensqualität erheblich beeinträchtigt und die durch konservative oder durch gelenkerhaltende operative Maßnahmen nicht zu beherrschen ist. Verschiedene Ursachen kommen für die Gelenkzerstörung in Frage: Osteoarthrose (z.B. idiopathisch, posttraumatisch), entzündlich rheumatische Erkrankungen (z.B. rheumatoide Arthritis), Osteonekrose, hämophile Arthropathie, Morbus Paget, pigmentierte villonoduläre Synovialitis, neurogene Arthropathien.

Prothesentypen

Die Bezeichnungen für verschiedene Prothesentypen sind historisch entstanden und vielfältig. Anglizismen werden neben deutschen Ausdrücken gebraucht. Knieendoprothesen werden meist in 3 Gruppen unterteilt (Abb. 1):

1. Unikompartimenteller Oberflächenersatz
 - a) Unikondylärer Oberflächenersatz (monokondyläre Schlittenprothesen)
 - b) Femuropatellarersatz
2. Bi-/trikompartimenteller Oberflächenersatz (kondyläre Prothesen, bikondyläre Prothesen)
 - a) Ungekoppelt
 - b) Teilgekoppelt
3. Gekoppelte Totalendoprothesen
 - a) Achsgeführt
 - b) Gleitende Kopplung

Die Auswahl des für den betreffenden Patienten am besten geeigneten Prothesentyps hängt von folgenden Faktoren ab: Art, Ausdehnung und Lage des Gelenkschadens, Ausmaß der notwendigen Knochenresektion, Zustand des Bandapparates, Alter des Patienten. Die Indikationsbereiche verschiedener Prothesentypen überschneiden sich und sind teilweise Gegenstand der aktuellen wissenschaftlichen Diskussion. Der isolierte Ersatz des Femoropatellargelenkes hat sich bislang nicht bewährt und wird im Folgenden nicht erwähnt.

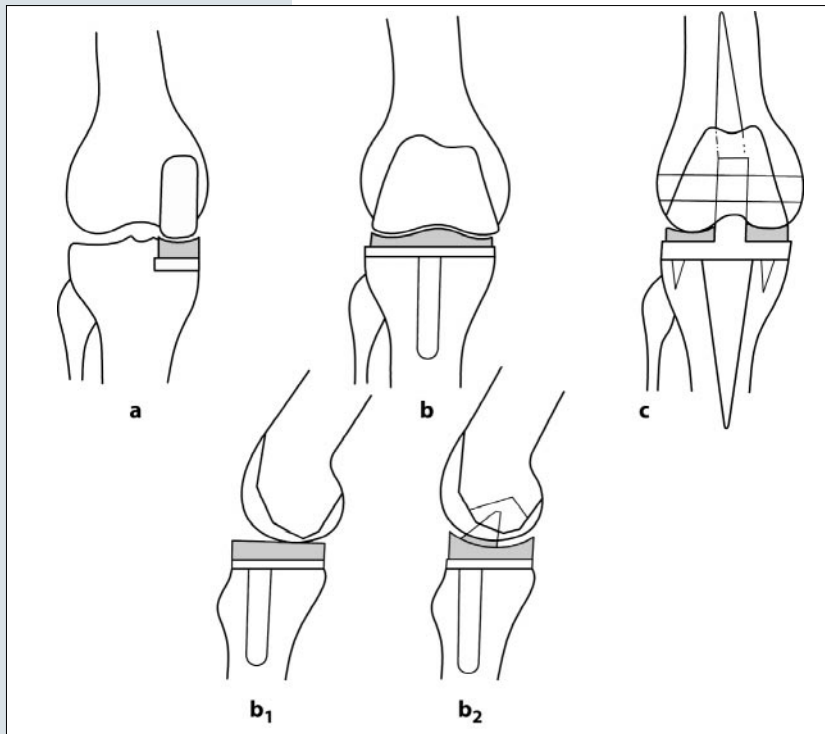


Abb.1 ◀
Prothesentypen.
 a unikondylärer Oberflächenersatz;
 b bikondyläre Prothese. b₁ ungekoppelt;
 b₂ teilgekoppelt; c gekoppelte achsge-
 führte Totalendoprothese

► **Gleitpaarung: Metall/Polyethylen**

Keramik/Keramik oder Metall/Metall Gleitpaarungen spielen in der Knieendoprothetik bislang keine Rolle. Es wird ausschließlich Metall/Polyethylen verwendet.

► **Cobaltlegierungen**

► **Titan**

Knieprothesen aus Titanlegierungen kommen besonders bei Patienten mit Metallallergien in Betracht.

Polyethylen läßt sich nicht zementlos am Knochen verankern. Für einen zementlosen Patellagleitflächenersatz muß deshalb eine Metallplatte an der Rückseite des Polyethylens angebracht werden. Das Polyethylen ist „metal backed“.

► **Polyethylen (PE, UHMWPE)**

► **Delamination**

Materialien

Anders als in der Hüftendoprothetik wird in der Knieendoprothetik ausschließlich die ► **Gleitpaarung Metall/Polyethylen** verwendet.

Metalle

Metalle bzw. Legierungen werden für die Femurkomponente (hier auch oberflächenbildend) sowie für Tibiabasisplatte und modulare Ergänzungskomponenten wie Schaftverlängerungen oder Spacer verwendet. Bei den „metal backed patellae“ besteht die Verankerungsfläche der Patellakomponente aus Metall. Zwei große Gruppen können unterschieden werden:

- Metalllegierungen auf ► **Cobaltbasis**, i.d.R. unter Zumischung von Chrom und Molybdän sowie weiterer Komponenten. Diese Legierungen zeichnen sich durch eine hohe Maximal- und Dauerfestigkeit sowie eine hohe Abriebfestigkeit aus. Das Material ist sowohl zur Lastübernahme als auch zur Oberflächenbildung sehr gut geeignet.
- ► **Titan oder Titanlegierungen**, i.d.R. kombiniert mit Aluminium und Vanadium. Vorteile des Werkstoffes Titan sind seine hohe Korrosionsbeständigkeit, gute „Gewebeverträglichkeit“ und ein Elastizitätsmodul, welches nur etwa 50% des Elastizitätsmoduls von Cobaltlegierungen ausmacht, aber immer noch fünffach höher als das E-Modul des Knochens ist. Nachteilig ist die geringe Abriebresistenz von Titanoberflächen, sodaß der Werkstoff nicht primär für artikulierende Oberflächen geeignet ist. Die Abriebfestigkeit der Oberflächen von Titanlegierungen kann durch Oberflächenhärtungsverfahren mit Stickstoffionen verbessert werden.

Polyethylen (PE)

Aus ► **Polyethylen** (UHMWPE = ultra high molecular weight polyethylene) sind die gelenkbildenden und lasttragenden Oberflächen des Tibiaplateaus und der Patella hergestellt. Während bei der Hüftendoprothetik der adhäsive Abrieb im Vordergrund steht, ist in der Knieendoprothetik die ► **Delamination** des Polyethylens

► Knochenzement

► Hybridtechnik

► Oberflächenstrukturierung

► Hydroxylapatit

Bei zementierten Prothesenkomponenten verbindet Knochenzement (Polymethylmetacrylat, PMMA) die Metall- oder Polyethylenkomponente mit dem Knochen. Mit dem Abbinden des Zementes ist die Verankerung erfolgt.

Bei zementloser Verankerung wird das Implantat zunächst am/im Knochen verklemt. Die definitive Befestigung erfolgt durch Anwachsen von Knochen an die Implantatoberfläche. Dieser Vorgang dauert etwa 6-12 Wochen.

Unikondyläre Prothesen benötigen wenig konforme Gleitflächen, um die physiologische Gelenkinematik nicht zu behindern.

► Morbus Ahlbaeck

nach Ermüdungsfraktur des Polyethylens unterhalb der Oberfläche ein besonderes Problem. Polyethylenbrüche treten bei Überschreiten der materialseitig tolerierten Grenzspannung auf.

Die mechanische Qualität des Polyethylens hängt unter anderem von Herstellungsprozeß und Sterilisationsverfahren ab. Um die Wahrscheinlichkeit oberflächennaher Ermüdungsschäden zu reduzieren, wird für das Tibiaplateau eine Mindestdicke des Polyethylens von 8 mm verwendet. Eine wesentliche Anforderung an das Prothesendesign ist, durch die Oberflächenformgebung eine möglichst günstige Lastverteilung unter Vermeidung unverträglicher Spannungsspitzen zu erreichen.

Verankerungen am Knochen

Metallkomponenten der Knieprothesen können mit ► **Knochenzement** oder zementfrei verankert werden. Diese Option besteht für jede Einzelkomponente. Die Kombination aus zementfreier Verankerung der Femurkomponente und zementierter Verankerung der Tibiakomponente wird als ► **Hybridtechnik** bezeichnet.

Moderne Implantate haben für zementierte und zementfreie Verankerung unterschiedlich ► **strukturierte Oberflächen**. Eine zementfrei zu verankernde Komponente muß sich zunächst am Knochen verkleben. Die definitive Befestigung erfolgt durch Anwachsen und Einwachsen von Knochen an und in die rückwärtige Oberfläche des Implantates. Die zur zementfreien Verankerung vorgesehenen Oberflächenstrukturierungen basieren auf dem Prinzip der Oberflächenvergrößerung. Durch eine bioaktive Beschichtung der Prothesenrückflächen mit ► **Hydroxylapatit** soll das An- und Einwachsen von Knochen stimuliert werden.

Unikondylärer Oberflächenersatz

Historie

Campbell (1940) fixierte ein Vitalliumplättchen auf dem Femurcondylus. In den 70er Jahren fanden Schlittenprothesen als Alternative zu den damals verfügbaren Scharnierprothesen Verbreitung. Bei bikompartimenteller Arthrose wurde gelegentlich ein beidseitiger Ersatz als Doppelschlitten durchgeführt. 1994 betrug in Deutschland der Anteil des unikompartimentellen Ersatzes an der gesamten Knieendoprothetik etwa 20%.

Design

Die Prothese besteht aus einer Femurkomponente, die die Oberfläche eines Femurcondylus ersetzt, ohne in das femuropatellare Gleitlager hineinzureichen, und aus einer Tibiakomponente, die das korrespondierende Tibiaplateau ersetzt. Hinsichtlich der Oberflächengestaltung gilt wie beim bikondylären Ersatz die Zielsetzung der Minimierung der Polyethylen-Belastung durch möglichst große Kontaktflächen. Deshalb verfügen neuere Entwicklungen über breitere Femurkomponenten. Da die physiologische Kinematik durch Erhalt der beiden Kreuzbänder und eines femurotibialen Kompartiments bestehen bleibt, dürfen die Oberflächen von Femur- und Tibiakomponente nicht konform sein. Die andere Möglichkeit ist der Einsatz eines mobilen Plateaus (s. S. 000).

Indikationen

Die Indikation zum unikondylären Oberflächenersatz besteht bei isolierter Zerstörung eines femorotibialen Kompartimentes. Ein intakter Kapsel-Band-Apparat ist erforderlich. Die Altersuntergrenze wird bei 65 Jahren gesehen.

Gute Indikationen sind die mediale Gonarthrose mit geringem Genu varum bei Patienten über 65 Jahren sowie der ► **Morbus Ahlbaeck**.

Kontraindikationen sind: Beugekontraktur $>10^\circ$, Achsabweichung in der Frontalebene $>10^\circ$, höhergradige Knorpelschäden des nicht zu versorgenden Kompartimentes oder höhergradige retropatellare Knorpelschäden, Kreuz- oder Seitenbandinsuffizienz, Osteoporose, rheumatoide Arthritis, starkes Übergewicht.

► Röntgendiagnostik

Beachte: Überkorrektur der Fehlstellung bei Varusgonarthrose durch eine Tibiakopfkorrekturosteotomie, aber leichte Unterkorrektur bei Varusgonarthrose und Einbau eines medialen Monoschlittens anstreben.

Gute mittelfristige Resultate aber ansteigende Versagensrate 8 bis 9 Jahre nach Implantation. Der Wechsel auf ein bikondyläres Implantat wird durch den tibialen Knochenverlust erschwert.

► Ungekoppelte Prothesen

► Teilgekoppelte Prothesen

Präoperative Diagnostik/Operationsplanung

► **Röntgendiagnostik:** Knie a.p. und seitlich, Patella tangential, Ganzbeinaufnahme im Stehen, 45° p.a. Belastungsaufnahme (alternativ 20° p.a. Belastungsaufnahme).

Operationsprinzip

Der operative Zugang entspricht dem bei der Implantation einer bikondylären Prothese (siehe dort). Wie bei der bikondylären Oberflächenprothese sollte das Tibiaimplantat die Tibiaresektionsfläche soweit wie möglich abdecken ohne überzustehen.

Wichtig ist das exakte Einpassen des Vorderrandes der Femurkomponente im Niveau des Knorpels am Übergang zum femoropatellaren Gleitlager. Nach ventral vorstehende Komponenten führen zu einem schmerzhaften Hängenbleiben des unteren Patellapols bei 30-60° Beugung mit Zerstörung des retropatellaren Knorpels. Varusfehlstellungen bei der medialen Gonarthrose und Valgusfehlstellungen bei der lateralen Gonarthrose dürfen beim Einbau der monokondylären Schlittenprothese nicht überkorrigiert werden. Dies würde die Belastung auf die unversorgte Kniehälfte verlagern und zu deren rascher Degeneration führen. Eine leichte Unterkorrektur ist anzustreben.

Resultate

In der Literatur wurden gute mittelfristige Ergebnisse mitgeteilt (Tabelle 1). Dabei zeigen Versorgungen der lateralen Gelenkhälfte schlechtere Resultate.

Vorteilhaft ist das im Vergleich zum bikondylären Oberflächenersatz geringere Operationstrauma. Die Rehabilitation verläuft rascher. Die weitgehend erhaltene physiologische Kinematik erlaubt einen größeren Bewegungsumfang. Die Kosten des Implantats sind geringer. Allerdings steigt die Versagensrate ab dem 8. bis 9. postoperativen Jahr. Ursächlich sind aseptische Lockerungen, insbesondere des Tibiaplateaus, Fortschreiten der Arthrose in den nicht versorgten Kompartimenten und seltener Implantatbrüche. Der tibiale Knochenverlust kann den Wechsel auf einen bikompartimentalen Oberflächenersatz erschweren.

Bei korrekter Indikationsstellung und OP-Technik hat die unikondyläre Endoprothese weiterhin ihren Platz in der rekonstruktiven Kniechirurgie.

Tabelle 1

Resultate nach monokondylärer Schlittenprothese

Autor	Jahr	Zahl	NU-Zeitraum	Survival
Marmor	1988	60	12 Jahre	70 %
Nieder	1991	548	10 Jahre	80 %
Scott et al.	1991	100	12 Jahre	85 %
Swank et al.	1993	82	8 Jahre	71 %
Rabenseiffner et al.	1996	55	5,5 Jahre	92 %
Wessinghage et al.	1996	216	5,5 Jahre	97 %
Murray et al.	1998	143	10 Jahre	97 %

Bikondylärer Oberflächenersatz

► **Ungekoppelte Prothesen** ersetzen nur die Oberflächen des Gelenkes. Die Gelenkführung erfolgt im Wesentlichen durch den erhaltenen Kapselbandapparat im Zusammenspiel mit der Geometrie der Prothese. ► **Teilgekoppelte Prothesen** ersetzen auch Teile des Kapselbandapparates, zumeist das hintere Kreuzband.

Historie

1972 stellten Freeman und Swanson die ICLH-Prothese, zwei zu einem Doppelschlitten verbundene Einzelschlitten vor. Insall et al. entwickelten bis 1976 die „Total Con-

Optimierung der Funktion bei Minimierung von Polyethylenabrieb und Scherkräften an der Knochen-Implantat-Grenzfläche sind Ziele modernen Prothesendesigns.

► **Forgiving design**

Schwachpunkt heutiger Knieendoprothesen ist der Werkstoff Polyethylen.

„dylar Prothese“, den ersten modernen bikondylären Oberflächenersatz. Das Design der Oberflächen verfolgte das „Round-on-round“-Prinzip (s.u.) mit nahezu vollständiger Kongruenz von Femur- und Tibiakomponente. Vorderes und hinteres Kreuzband wurden reseziert. Das Tibiaplateau bestand ausschließlich aus Polyethylen. In den darauffolgenden Jahrzehnten wurde das Konzept des bikondylären Oberflächenersatzes weiterentwickelt. Im Jahr 1994 machten ungekoppelte kondyläre Knieprothesen in Deutschland etwa zwei Drittel aller Implantationen aus. Es ist davon auszugehen, daß der Anteil steigen wird.

Design

Die Entwicklung zielt auf eine Annäherung an die physiologische Kinematik und damit auf eine Optimierung der Funktion (Beugefähigkeit, Stabilität, patellofemorale Artikulation) sowie auf eine Minimierung des Polyethylen-Abriebs und der Scherkräfte an der Knochen-Implantat-Grenzfläche ab. Diese Ziele sollten nicht nur bei günstigen präoperativen Ausgangsbedingungen, sondern auch bei erheblichen pathologischen Veränderungen (Achsabweichungen, Knochenverlust, Kontraktur) und vom durchschnittlichen Operateur erreichbar sein. Die Komponenten sollten so geformt sein, daß auch suboptimale Implantationen bis zu einem gewissen Grad toleriert werden (► „forgiving design“).

Wesentliche Aspekte des Prothesendesigns sind: Oberflächengeometrie, Grad der Kopplung von femoraler und tibialer Komponente, Verankerungsflächen auf der Prothesenrückseite und modulare Optionen.

Kontrovers diskutiert werden die Rolle des hinteren Kreuzbandes und die Notwendigkeit eines Patellarückflächenersatzes.

Oberflächengeometrie

Der Schwachpunkt aller Knieendoprothesen ist der Werkstoff Polyethylen. Die Oberflächengeometrie von Femur- und Tibiakomponente bestimmt die Kontaktfläche. Die Belastung des Polyethylens ist umgekehrt proportional zu dieser Fläche.

Die Form der Prothesenoberflächen bestimmt jedoch auch wesentlich die Kinematik. Somit entscheidet die Oberflächengeometrie mit über Funktion und Standzeit des Implantats (Abb. 2).

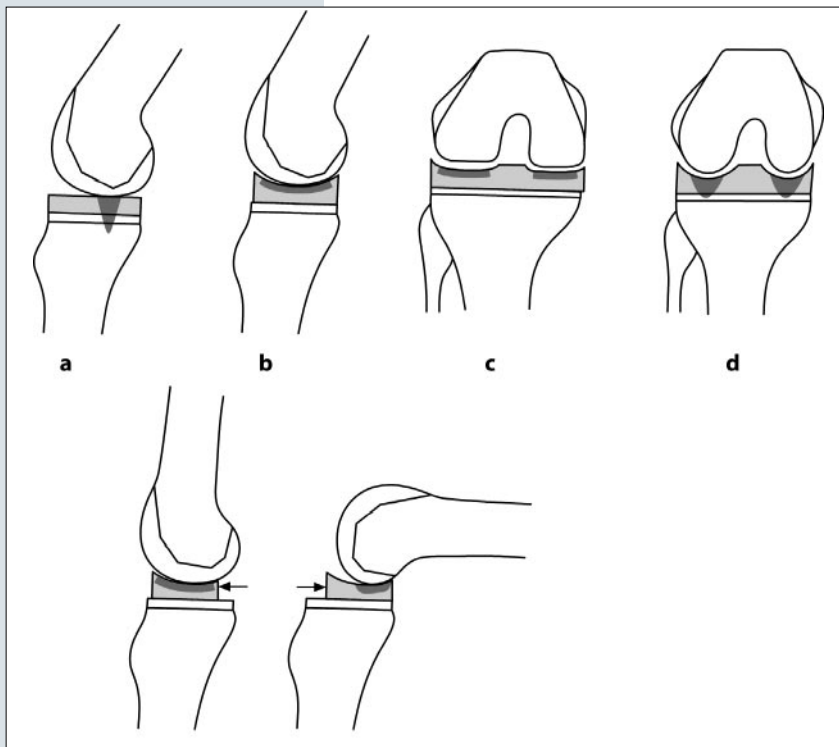


Abb.2 ◀

Oberflächengeometrie von Femur und Tibiakomponente.
 a Round-on-flat (Sagittalebene);
 b round-on-round (Sagittalebene);
 c flat-on-flat (Frontalebene);
 d curved-on-curved (Frontalebene);
 e mobile bearing

Femur-Tibia. Der Grad der Kongruenz kann sehr unterschiedlich sein. In der Sagittalebene können zwei unterschiedliche Extreme unterschieden werden

▶ **Round-on-round**

▶ **Round-on-round-Prinzip:** Die Radien der gekrümmten Oberflächen der Femurkomponente (konvex) und der Tibiakomponente (konkav) entsprechen einander zumindest bis zu einem bestimmten Beugewinkel, ab dem der Femurradius sich dann verringern muß. Dieses Design gewährleistet eine große Kontaktfläche und somit eine relativ geringe Druckspannung für das Polyethylen des Tibiaplateaus.

Ein Nachteil ist, daß die hohe Kongruenz in der Sagittalebene die natürliche Kinematik des Kniegelenkes stört: Das physiologische Zurückrollen des Femur auf der Tibia mit zunehmender Beugung, der Roll-Gleit-Mechanismus („femoral roll-back“) ist behindert. Daraus resultieren funktionelle Einschränkungen. Die maximal erreichbare Beugung ist limitiert. Der Hebelarm der Quadrizepsmuskulatur in Flexion ist ohne „femoral roll-back“ kleiner. Deshalb steht für die Kniestreckung weniger Drehmoment zur Verfügung, was beispielsweise das Aufstehen aus einem Sessel oder das Treppensteigen behindert.

Das hintere Kreuzband muß bei hochkongruenter Formgebung reseziert werden. Da die Polyethylenkomponente formbedingt höhere Kräfte aufnimmt als bei einem weniger kongruenten Design, werden höhere Scherkräfte auf die Implantatverankerung übertragen. Mit Verringerung der Kongruenz kehren sich Vor- und Nachteile um. Die Kontaktfläche wird kleiner und die Druckspannung im Polyethylen nimmt zu. Die Kinematik wird weniger stark behindert.

▶ **Round-on-flat**

▶ **Round-on-flat-Prinzip:** Die in der Seitansicht kreissektorenförmige Femuroberfläche artikuliert mit einer flachen Oberfläche der Tibiakomponente. Eine designbedingte Zwangsführung der Bewegung liegt nicht vor. Das Zurückrollen des Femur wird nicht behindert, wodurch in der Sagittalebene eine mehr physiologische Kinematik ermöglicht wird. Dies ist Bedingung für den Erhalt des hinteren Kreuzbandes. Die Belastung der Implantatverankerung durch Scherspannungen ist gering.

Auch in der Frontalebene können zwei grundsätzliche Varianten der Formgebung differenziert werden:

▶ **Curved-on-curved**

▶ **Curved-on-curved-Prinzip:** Bei Betrachtung von vorne sind die Oberflächen der Tibiakomponente (konkav) und der Femurkomponente (konvex) gekrümmt. Je mehr die Krümmungsradien übereinstimmen, umso konformer ist das Design und umso größer ist die lastübertragende Fläche. Diese Formgebung ist wenig anfällig für ein Varus-Valgus-Malalignment (durch Fehlimplantation oder während Alltagsbelastungen). Sie schränkt jedoch die tibiofemorale Rotation ein und ist sehr empfindlich gegenüber einer durch den Einbau bedingten Komponentenfehlrotation.

▶ **Flat-on-flat**

▶ **Flat-on-flat-Prinzip:** In der Frontalebene kontaktiert eine flach geformte Femurkomponente mit einer flachen Oberfläche der Tibiakomponente. Bei korrektem Alignment von Femur und Tibia und gleichmäßiger Belastung medial und lateral sind durch dieses Design relativ große Kontaktzonen zu erreichen. Die tibiofemorale Rotation wird durch die Prothese nicht eingeschränkt. Allerdings ist diese Form sehr problematisch bei Belastungen im Varus- oder Valgussinne. Die Kontaktflächen verkleinern sich dabei durch Aufkanten einer Femurcondyle im Randbereich des Tibiaplateaus dramatisch, und ein Versagen des Polyethylens durch Materialermüdung kann die Folge sein.

▶ **Bewegliche tibiale Einsätze (mobile bearings)**

▶ **Bewegliche tibiale Einsätze (Mobile bearings):** Eine Synthese aus Kongruenz der Kontaktflächen auf der einen Seite und Erhalt einer möglichst physiologischen Kinematik mit optimierter Funktion und verminderter Scherbelastung des Prothesenlagers auf der anderen Seite wird mit der Verwendung von beweglichen tibialen Einsätzen angestrebt. Zwischen Einsatz (Polyethylen) und Basisplatte (Metall) wird eine zusätzliche Bewegungsebene eingeschaltet, was die Vorteile eines kongruenten Oberflächendesigns unter Vermeidung seiner Nachteile bieten soll.

Diese Philosophie wurde technisch unterschiedlich realisiert:

- Gleitmeniszi (z.B. LCS; DePuy): Zwei mobile Polyethylenmenisken gleiten auf der Tibiabasisplatte.
- Gleitplateau (z.B. Interax I.S.A.; Stryker-Howmedica): Ein mobiles Polyethylenplateau gleitet auf der Tibiabasisplatte.
- Rotierende Plattform (z.B. LCS ; DePuy u.a.): Der tibiale Einsatz kann sich zwar drehen, kann jedoch nicht nach dorsal und ventral gleiten. Diese Konstruktion ermöglicht eine höhere Kongruenz in der Frontalebene (Curved-on-curved), da die Rotationsmöglichkeit in die separate Bewegungsebene zwischen Einsatz und Basisplatte verlagert. Sie trägt jedoch nicht zur Verbesserung der Kinematik in der Sagittalebene bei. Hinsichtlich des Roll-Gleitmechanismus sind diese Konstruktionen wie starre Plateaus anzusehen.

▶ Posterior stabilisierende Prothese (posterior stabilized)

▶ **Posterior stabilisierende Prothese:** In den tibialen Einsatz ist ein Zapfen integriert, der in eine interkondyläre Aussparung der Femurkomponente greift. Dieser Mechanismus verhindert, daß die Tibia in Beugstellung nach dorsal luxiert. Durch entsprechende Gestaltung und Positionierung des Zapfens tibialseitig und der Aussparung femurseitig kann ein Zurückrollen des Femur bei Beugung erzwungen werden. Die posterior stabilisierende Prothese ersetzt damit Funktionen des hinteren Kreuzbandes. Es handelt sich um eine teilgekoppelte Prothese. Eine nennenswerte Stabilisierung gegen Varus- oder Valguskkräfte bietet diese Formgebung jedoch nicht. Die über den Zapfen des tibialen Einsatzes auf die femorale Aussparung übertragenen Kräfte führen nach dem Gesetz von Actio und Reactio zu einer Scherbelastrung der Implantatverankerung. Am Femur ist interkondylär eine zusätzliche Knochenresektion zur Aufnahme der kastenförmigen Aussparung der Femurkomponente erforderlich.

▶ Interkondylär stabilisierende Prothese (super stabilized)

▶ **Interkondylär stabilisierende Prothese:** Der Polyethylenzapfen des tibialen Einsatzes ist größer dimensioniert als bei der posterior stabilisierenden Prothese. Er greift in eine größere kastenförmige Aussparung der Femurkomponente ein, in der er auch seitlich geführt wird. So können zusätzlich Varus- und Valgusmomente aufgenommen werden.

▶ Trikompartimentaler Oberflächeneinsatz

▶ Metal backed patella

Patella. Wird außer den Oberflächen des femorotibialen Gelenkes auch die Oberfläche der Patella ersetzt, spricht man von einem ▶ **trikompartimentalen Oberflächeneinsatz**. Der Ersatz der patellaren Gelenkfläche wird entweder durch eine Polyethylenscheibe oder durch eine metallverstärkte Polyethylenscheibe (▶ „**metal backed patella**“) vorgenommen. Auch die patellofemorale Artikulation ist bei verschiedenen Prothesenmodellen unterschiedlich kongruent. Hochkongruente Formgebungen haben eine günstige Lastübertragungscharakteristik, erfordern jedoch eine korrekte Ausrichtung des Implantates insbesondere auch in der Rotation. Weniger kongruente Designs sind diesbezüglich toleranter, weisen jedoch kleinere Kontaktzonen mit höherer Belastung des Polyethylen auf.

Modulare Optionen

▶ Modularität

Ein großer Vorteil moderner Prothesensysteme ist die ▶ **Modularität** (Abb. 3). Diese endet nicht bei der Möglichkeit, verschiedene Implantatgrößen für Femur, Tibia und Patella zu verwenden und mit verschiedenen hohen tibialen Einsätze aus Polyethylen zu kombinieren. Neue Systeme bieten zudem die Möglichkeit, verschieden kongruente Einsätze zu verwenden oder intraoperativ zwischen Standardplateaus, mobilen Plateaus oder einer teilgekoppelten Version (posterior stabilisierend, interkondylär stabilisierend) zu entscheiden. Zur Füllung von Knochendefekten stehen Keile und Blöcke für den Anbau an Femur- oder Tibiakomponente zur Verfügung. Es besteht die Möglichkeit, modulare Verlängerungsschäfte an der Tibiabasisplatte oder an der Femurkomponente anzubringen. Diese Schäfte sind entweder zur Verklebung im Markraum („press-fit“) oder zum Einzementieren konzipiert.

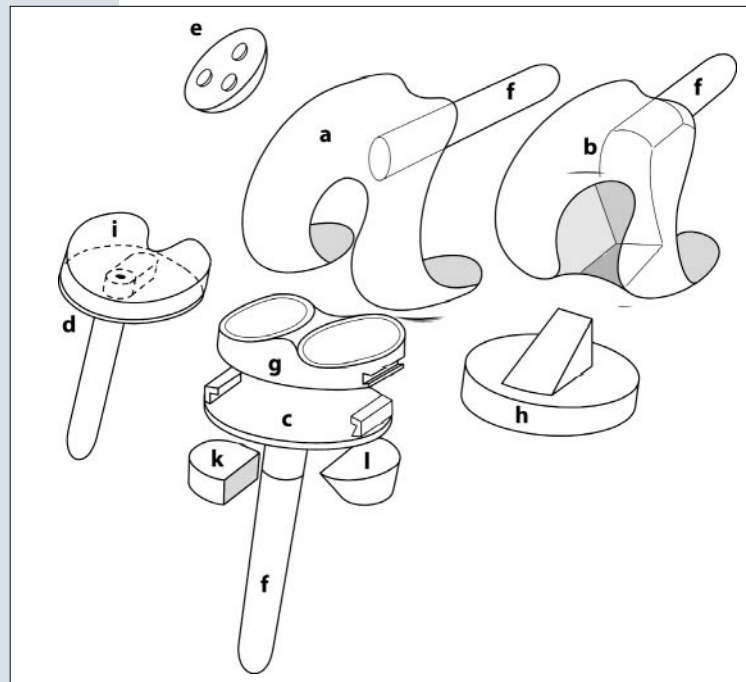


Abb.3 ◀
Bestandteile eines modularen kondylären Prothesensystems.
 a Standardfemurkomponente; b Femurkomponente „posterior stabilized“ mit interkondylärer Kastenführung für tibialen Polyethylenzapfen; c Standardtibiabasisplatte; d Tibiabasisplatte für mobilen Polyethyleneinsatz; e Patella-gleitflächenersatz; f Verlängerungsschäfte; g Standardpolyethyleneinsatz; h Polyethyleneinsatz für posterior stabilisierendes System; i Polyethyleneinsatz Typ mobiles Plateau; k Block, l Keil

Erhalt oder routinemäßige Resektion des hinteren Kreuzbandes werden kontrovers diskutiert.

Resektion des hinteren Kreuzbandes bei fixierter Varus- oder Valgusfehlstellungen >20° und bei Beugekontraktur >20° in der Regel erforderlich.

Rolle des hinteren Kreuzbandes

Während nahezu alle bikondylären Prothesen nur nach Resektion des vorderen Kreuzbandes eingebaut werden können, gilt dies nicht für das hintere Kreuzband.

Ob das hintere Kreuzband erhalten oder reseziert werden soll ist nach wie vor Gegenstand der Diskussion. Durch den Erhalt des Bandes soll eine annähernd physiologische Kinematik erreicht werden. Es ist bisher nicht eindeutig belegt, daß dies gelingt. Voraussetzung wäre, daß das Band im Arthroseknie des älteren Menschen strukturell und funktionell intakt bleibt.

Allerdings hat der Erhalt des hinteren Kreuzbandes auch Nachteile. Der Anspruch an die Präzision der Implantation ist hoch. Die Gelenklinie darf nicht nach kranial oder kaudal verschoben werden, da sich sonst die Position des Bandes in Relation zu den Gelenkflächen und damit die Kinematik ändert. Die Weichteilbalancierung ist erschwert. Ein wenig konformes Design oder ein mobiles Tibiaplateau sind erforderlich (Abb. 4).

Die Grenzen für den Erhalt des hinteren Kreuzbandes sind erreicht, wenn es aufgrund einer Verkürzung die ausreichende Balancierung der Weichteile unmöglich macht.

Indikationen

Die Indikation zum Oberflächenersatz besteht bei bi- oder trikompartimentaler Gelenkzerstörung, bei der konservative Maßnahmen und gelenkerhaltende Operationen nicht mehr sinnvoll erscheinen. Da die Gelenkführung im Wesentlichen vom Kapsel-

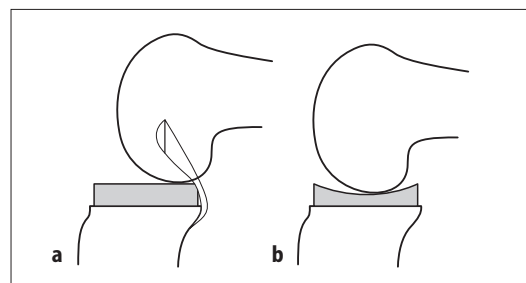


Abb.4 ◀
Erhalt des hinteren Kreuzbandes und Form der tibialen Prothesenkomponente. Ein Rollgleitmechanismus ist nur bei nichtkongruenten Oberflächen möglich.
 a Design für Erhalt des hinteren Kreuzbandes; b kongruentes Design bei Verzicht auf das hintere Kreuzband

Die präoperative Planung vor Einbau einer Knieendoprothese ist obligat.

Durch Knochenresektion, Weichteilrelease und Wahl der Implantate können korrekte Achsverhältnisse und ein stabiles, gut bewegliches Knie wiederhergestellt werden.

► **Mediale parapatellare Arthrotomie**

► **Subvastus approach**

► **Laterale parapatellare Arthrotomie**

Band-Apparat übernommen werden muß, sollten insbesondere die Kollateralbänder stabil oder stabilisierbar sein.

Bei stärkeren Deformitäten stößt der ungekoppelte Oberflächenersatz an seine Grenzen. Diese liegen bei Varusfehlern $> 25^\circ$, Valgusfehlern $> 20^\circ$ oder Beugekontrakturen $> 20^\circ$. Durch teilgekoppelte Implantate kann der Indikationsbereich über diese Grenzen hinaus ausgedehnt werden.

Kontraindikationen sind:

- Hochgradige Seitenbandinstabilität
- Neuromuskuläre Gelenkinstabilität
- Insuffizienz des Streckapparates
- Genu recurvatum

Präoperative Diagnostik/Operationsplanung

Röntgendiagnostik

Siehe unikondylärer Oberflächenersatz. Die Planung erfolgt anhand der Röntgenbilder:

- Bestimmung der voraussichtlichen Implantatgrößen mittels Planungsschablonen.
- Anhand der ap-Ganzbeinaufnahme im Stehen wird (Abb. 5)
 - die Tragachse von Femur und Tibia bestimmt,
 - entschieden, ob femoral oder tibial ein intramedulläres Ausrichtsystem verwendet werden kann,
 - bei Verwendung einer intramedullären Ausrichtlehre für die distale Femurosteotomie der Winkel (β) der anatomischen Achse des Femurschaftes zur Tragachse des Femur bestimmt und an der Ausrichtlehre eingestellt,
 - die günstigste Position für die femorale Eröffnungsbohrung abgeschätzt,
 - die distale Femurresektion sowie die Tibiaresektion rechtwinklig zur Tragachse geplant.

Knochendefekte, Osteophyten, freie Körper und eine Subluxation der Patella sind weitere für den operativen Eingriff wesentliche Befunde.

Operationsprinzip

Die korrekten Achsverhältnisse der Extremität müssen wiederhergestellt werden. Zwischen freier Beweglichkeit des Gelenkes und Stabilität in Sagittal- und Frontalebene muß ein Ausgleich geschaffen werden. Diese Ziele sind über Knochenresektionen, Weichteileingriffe (release) und Implantatwahl zu erreichen.

Zugang

Der meistverwendete Zugang ist die ► **mediale parapatellare Arthrotomie** mit Verlängerung nach kranial in die Quadrizepssehne hinein. Eine Modifikation ist der Zugang unter dem Musculus vastus medialis (► „subvastus approach“). Daneben ist auch ein ► **lateralen parapatellaren Zugang** möglich. Er bietet sich an, wenn stärkere Valgusfehlstellungen ein ausgedehntes Weichteilrelease auf der lateralen Seite erfordern.

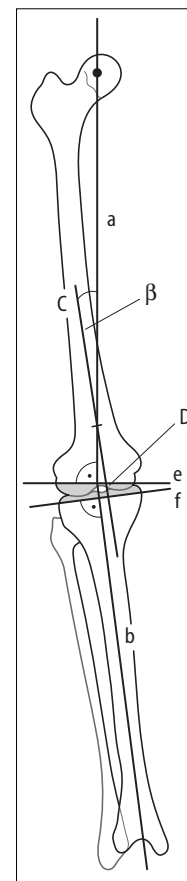


Abb. 5 ►

ap-Ganzbeinaufnahme mit Planungslinien.
 a Traglinie Femur; b Traglinie Tibia; C Anatomische Achse Femurschaft;
 Beta-Winkel: Schaft-Traglinie; D Eintrittspunkt für Markraumöffnung;
 e Resektionslinie distale Femurresektion; f Resektionslinie Tibiaresektion

Die Zurichtung des Knochens erfordert in der Regel 5 Sägeschnitte am Femur und jeweils einen Sägeschnitt an Tibia und Patella.

► Navigation

► Anatomical alignment

► Classical alignment

► Intramedulläre Ausrichtung (Femur)

► Extramedulläre Ausrichtung (Femur)

► Extramedulläre Ausrichtung (Tibia)

► Intramedulläre Ausrichtung (Tibia)

► Fettembolie

► Posterior slope

► Rotationsausrichtung



Abb. 6 ◀
Die Zurichtung des Knochens
(Sägeschnitte an Femur (5), Tibia (1)
und Patella (1))

Knochenresektion

Für die präzise Knochenresektion wurden umfangreiche Instrumentarien entwickelt. Sie basieren bislang noch auf mechanischen Prinzipien. Hier gewinnt jedoch die ► **Navigation**, also die optisch gesteuerte und computergestützte Führung des Operateurs voraussichtlich mehr und mehr an Bedeutung. Die Knochenresektionen werden instrumentiert durchgeführt. Ausrichtlehren, die sich an anatomischen Referenzen orientieren, dienen zur Orientierung von Schnittblöcken, die die oszillierende Säge führen.

Am Femur sind 5 Sägeschnitte (distale Osteotomie, anterior und posterior senkrecht und anterior und posterior schräg) üblich, an der Tibia ist ein Sägeschnitt durchzuführen. Bei Patellarrückflächenersatz kommt ein weiterer Sägeschnitt hinzu (Abb. 6).

Ausrichtung der Komponenten. In der Frontalebene fällt der Kniegelenkspalt physiologischerweise um 3° nach medial ab (► „**anatomical alignment**“). Die meisten Endoprothesensysteme vollziehen diesen Winkel nicht nach, sondern geben eine Einstellung der Gelenklinie rechtwinklig zur Traglinie des Beines vor (► „**classical arthroplasty alignment**“).

Am Femur weicht die anatomische Schaftachse um 7° von der Traglinie ab. Bei Verwendung einer ► **intramedullären** Ausrichtlehre dient der Femurmarkkanal (entsprechend der anatomischen Schaftachse) als Referenz. Alternativ kann auch ► **extramedullär** ausgerichtet werden. Referenz ist dann die Traglinie des Femur. Ein externer Peilstab wird mit Bildwandlerunterstützung auf die Verbindungslinie von Femurkopf und interkondylärer Notch ausgerichtet.

Für die Tibiaosteotomie stehen ebenfalls beide Optionen zur Verfügung. Die ► **extramedulläre** Ausrichtung orientiert sich an der Traglinie der Tibia. Die Ausrichtlehre verbindet die Mitte des Tibiaplateaus mit der Mitte des Sprunggelenkes. Die Verwendung der ► **intramedullären** Ausrichtlehre ist alternativ möglich, wenn der Markkanal gerade und in Linie mit der Tragachse verläuft. Liegt eine Krümmung der Tibia in der Frontalebene vor, ist diese Form der Ausrichtung unpräzise. Ein weiterer Nachteil ist die Notwendigkeit, den Führungsstab in die Markhöhle einzuführen mit der Gefahr der Auslösung von ► **Fettemboli** durch eine intramedulläre Druckerhöhung.

In der Sagittalebene fällt das Tibiaplateau um $3-10^\circ$ nach dorsal ab (► „**posterior slope**“). Die Ausrichtung des tibialen Sägeschnitts in der Sagittalebene wird von verschiedenen Prothesensystemen unterschiedlich vorgegeben. Prinzipiell besteht die Möglichkeit, den Neigungswinkel mit dem tibialen Sägeschnitt nachzuvollziehen oder die Tibia auch in der Sagittalebene rechtwinklig zur Tragachse zu resezieren und den „posterior slope“ in den Polyethylen-Einsatz zu integrieren.

Kritisch ist die ► **Rotationsausrichtung** der Komponenten in der Horizontalebene, die insbesondere auch die patellofemorale Funktion beeinflusst. Als anatomi-

▶ **Transkondyläre Achse**▶ **Dorsale Kondylentangente**

Unter Balancing versteht man die Einstellung der Weichteilspannung von Kniegelenkkapsel und Bändern. Sie erfolgt durch Ablösen, Durchtrennen oder Einkerbungen kontrakter Kapselbandanteile nur im Ausnahmefall durch Raffens oder Versetzen lockerer Bänder.

▶ **Extensionsspalt (extension gap)**▶ **Flexionsspalt (flexion gap)**

sche Referenz für die Femurkomponente gilt die ▶ **transkondyläre Achse**. Die Epikondylen sind intraoperativ jedoch nicht immer eindeutig zu lokalisieren. Viele Systeme benutzen deshalb die ▶ **dorsale Kondylentangente** als Referenz. Im Idealfall weist diese Referenz eine geringgradige Innenrotation von etwa 3° in Relation zur transkondylären Achse auf. Diese Abweichung ist variabel und muß berücksichtigt werden. Problematisch wird diese Referenzierung bei größeren Knochendefekten einer Kondyle. Eine weitere Möglichkeit der Rotationsausrichtung besteht darin, nach Balancierung der Weichteile und Tibiasägeschnitt den dorsalen und ventralen Femursägeschnitt parallel zur Tibiaebene auszurichten.

Die Rotation der Tibiabasisplatte kann sich ebenfalls an unterschiedlichen anatomischen Referenzen orientieren: Mediales Drittel der Tuberositas tibiae, zweiter Mittelfußstrahl, transkondyläre Achse, dorsale Plateautangente. Meist sind diese Referenzen nicht kongruent, sodaß ein Kompromiß gefunden werden muß. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, eine Probekapsel temporär frei rotierbar zu fixieren und das Knie dann passiv durchzubewegen, um schließlich das Plateau in der passiv eingenommenen Rotationsposition zu fixieren.

Einstellung der Weichteilspannung (Balancing)

Fixierte Fehlstellungen des Kniegelenkes gehen mit Dysbalancen des Kapselbandapparates einher. In der Frontalebene finden sich Kontraktionen auf der Konkavseite und in fortgeschrittenen Fällen Überdehnungen auf der Konvexseite. Beugekontraktionen gehen mit einer Verkürzung der dorsalen Kapsel-Band-Strukturen einher. Bei höhergradigen Achsabweichungen tritt eine Kontraktur des hinteren Kreuzbandes hinzu.

Der Oberflächenersatz des Kniegelenkes erfordert einen funktionstüchtigen, „balancierten“ Kapselbandapparat (Abb. 7). Durch schrittweises Release der kontraktierten Seite kann eine funktionstüchtige Kapselbandführung wiederhergestellt werden, die eine korrekte Achsausrichtung der Prothesenkomponenten erlaubt.

Die exakte Abfolge der einzelnen Schritte wird in der Literatur uneinheitlich diskutiert. Sinnvoller als eine strenge schematische Reihenfolge erscheint die Verlängerung der palpatorisch als kontrakt identifizierten Strukturen. Es erfolgt keine komplette Durchtrennung der kontraktierten Band-Strukturen oder der Muskelansätze, sondern eine kontrollierte Verlängerung durch subperiostales Ablösen oder durch schrittweises Einkerbungen.

Knochenresektion und Weichteilspannung sind für die Breite von ▶ **Extensionsspalt** („extension gap“) und ▶ **Flexionsspalt** („flexion gap“) ausschlaggebend (Tabellen 2-4).

Verbleibt bei einliegenden Probekomponenten eine Instabilität in sagittaler oder in frontaler Ebene so kann durch Verwendung modularer tibialer Polyethyleneinsätze (konforme Inlays, posterior stabilisierende oder interkondylär stabilisierende Inlays) der Grad der Koppelung erhöht und damit die Stabilität verbessert werden. Ein Verlust des medialen Kollateralbandes oder eine erhebliche laterale Instabilität lassen sich jedoch mit teilgekoppelten Oberflächenprothesen nicht beherrschen.

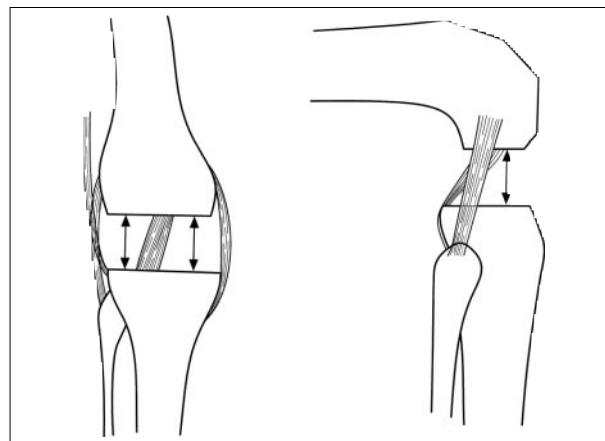


Abb. 7 ◀
Die Breite des Spaltes zwischen den Resektionsflächen muß medial und lateral gleich groß sein. Zudem sollten Extensionsspalt (links) und Flexionsspalt (rechts) übereinstimmen

Tabelle 2

Beseitigung einer medialen Kontraktur bei Varusgonarthrose

- Entfernen von Osteophyten an Femurkondylus und Tibiaplateau
- Subperiostales tibiales Ablösen der Kapsel und der tiefen Schicht des medialen Kollateralbandes bis zur Einstrahlung der Semimembranosussehne
- Subperiostale tibiiale Desinsertion des oberflächlichen medialen Kollateralbandes, des Pes anserinus und des Musculus semimembranosus am Tibiakopf
- Quere Durchtrennung der hinteren medialen Kapsel
- Subperiostales Abschieben des hinteren Kreuzbandes am Tibiakopf oder fraktionierte Einkerbung

Tabelle 3

Beseitigung einer lateralen Kontraktur bei Valgusfehlstellungen

- Entfernung aller Osteophyten
- Subperiostale Ablösung des Tractus iliotibialis am Tuberculum Gerdi
- Schrittweises subperiostales Ablösen des Außenbandes und der Popliteussehne vom lateralen Femurkondylus
- Release des hinteren Kreuzbandes
- Quere Durchtrennung der hinteren lateralen Kapsel

Tabelle 4

Beseitigung einer Beugekontraktur

- Abtragen dorsaler Osteophyten und knöcherner Kondylenüberstände
- Subperiostales Abschieben der dorsalen Kapsel von der Femurrückfläche
- Release des hinteren Kreuzbandes
- Kranialisierung der distalen Femurresektionsebene (mindestens 2 mm) in Kombination mit einer posterior stabilisierenden Prothese

Probleme nach Patellarückflächenersatz sind die häufigste aseptische Komplikation nach Knieendoprothesen.

Beim Rheumatiker sollte die Patellagleitfläche stets ersetzt werden.

- ▶ **No thumb rule**
- ▶ **Laterales Release**

Während die Notwendigkeit des Patellarückflächenersatzes bei der Gonarthrose kontrovers diskutiert wird, ist man sich über die Notwendigkeit einer korrekten Zentrierung der Kniescheibe einig.

- ▶ **Hybridtechnik**

Ersatz der Patellarückfläche

Die Notwendigkeit des Ersatzes der Patellarückfläche ist derzeit Gegenstand der wissenschaftlichen Diskussion. Während in den USA der Rückflächenersatz nahezu routinemäßig durchgeführt wird, wurde in Deutschland 1994 nur bei 48% der Knieprothesen die Retropatellarfläche ersetzt. Alternativ wird eine Glättung der Rückfläche mit Denervierung durch Elektrokoagulation der Synovialmembran entlang des Randes der Kniescheibe durchgeführt.

Gegen den Ersatz der Rückfläche spricht, daß Patellaprobleme der häufigste Grund für Frührevisionen sind. Für den primären Ersatz spricht, daß ein Teil der Patienten mit unversorgten Patellae aufgrund hartnäckiger peripatellarer Schmerzen sekundär einen Ersatz der Gleitfläche benötigen. Prospektive Vergleichsstudien konnten bisher bei Gonarthrose keinen Vorteil des Patellagleitflächenersatzes nachweisen. Beim Rheumatiker sollte die Patellagleitfläche stets ersetzt werden.

Unabhängig davon, ob die Rückfläche der Patella ersetzt wird oder nicht, ist das Ziel, die Patella korrekt zu zentrieren. Intraoperativ wird mit eingesetzten Probestandteilen das Knie über 90° gebeugt. Die Patella darf bei offener medialer Kapsel und ohne Stabilisierung durch den Operateur (▶ „no thumb rule“) die Gleitbahn der Femurkomponente nicht verlassen. Anderenfalls muß ein ▶ laterales Release erfolgen.

Fixation der Komponenten

Bisher gibt es keine einheitliche Meinung zur Frage der Prothesenverankerung. Am Femur ist die zementfreie Verankerung der zementierten Verankerung ebenbürtig. An der Tibia scheint die zementfreie Verankerung problematisch. Eine stärkere Migration zementfrei verankerter Komponenten wurde beobachtet. Nach aktuellem Stand der Literatur ist davon auszugehen, daß eine zementierte Verankerung der Tibiakomponente im Hinblick auf die Langzeitresultate überlegen ist. Bioaktive Oberflächenbeschichtungen (Hydroxylapatit) können möglicherweise das Knochenwachstumsverhalten und damit die Verankerung verbessern. Sie erhöhen jedoch die Implantatkosten.

Derzeit erscheint die Verankerung aller Komponenten mit Zement oder die ▶ **Hybridtechnik** (Femur zementfrei, Tibia zementiert) als beste Alternative.

Bei osteoporotischem Knochen, insbesondere beim Rheumapatienten, sollten alle Prothesenkomponenten zementiert werden.

Entlastung des operierten Beines bis zur Wiederherstellung von Streckung und muskulärer Kontrolle.

Ausnahme: Refixation der Tuberositas tibiae, Defektauffüllung durch autologen oder allogenen Knochen.

Die aseptische Lockerung ist die häufigste Komplikation in der Knieendoprothetik.

Gekoppelte Knieendoprothesen müssen langstielig in Tibia und Femur verankert werden. Dies erschwert einen nötigen Prothesenwechsel erheblich. Heute beschränkt sich ihr Einsatz auf Fälle, die mit ungekoppelten oder teilgekoppelten Modellen nicht mehr beherrschbar sind.

Nachbehandlung

Motorschiene oder Krankengymnastik ab dem ersten postoperativen Tag, Begrenzung der Flexion auf 90° in der ersten postoperativen Woche. Ziel ist die volle Streckung und eine Beugung von 90° nach 10 Tagen.

Teilentlastung an Unterarmgehstützen bis das operierte Bein ausreichend muskulär kontrolliert werden kann. Nach 2 Wochen ist dies in der Regel erreicht, sodaß auf Vollbelastung übergegangen werden kann. Auch die sofortige Vollbelastung wurde empfohlen. Antithrombosestrümpfe werden während der Teilbelastungsphase getragen. Die medikamentöse Thromboseprophylaxe vorzugsweise mit niedermolekularen Heparinpräparaten sollte bis zur Vollbelastung, mindestens jedoch für 2 postoperative Wochen durchgeführt werden.

Besonderheiten

Bei präoperativ stark kontrakten Gelenken muß der intraoperativ wiedergewonnene Bewegungsumfang durch intensive krankengymnastische Nachbehandlung, ergänzt durch Einsatz der Motorschiene am besten unter periduraler Analgesie, erhalten werden.

Die Osteotomie und Refixation der Tuberositas tibiae oder die Auffüllung ossärer Defekte mit autologem oder allogenen Knochen erfordert eine Entlastung des operierten Beines (4 Wochen nach Refixation; 6-12 Wochen nach Aufbauplastik).

Resultate

Die Resultate (Tabelle 5) nach Einbau bikondylärer Prothesen hängen unter anderem von der lokalen Ausgangssituation (Fehlstellung, Knochendefekte), dem verwendeten Prothesenmodell und den patientenspezifischen Faktoren (Diagnose, Körpergewicht, Begleiterkrankungen, Lebensalter) ab. Leider wurde in vielen klinischen Studien nicht zwischen den Resultaten nach Osteoarthritis und nach rheumatoider Arthritis unterschieden. Übergewicht, Diabetes mellitus und kontrakte Achsabweichungen haben einen ungünstigen Einfluß auf das Behandlungsergebnis.

Komplikationen

Prothesenbezogene Komplikationen sind: Aseptische Lockerungen, Instabilität, tiefe Infektion, Patellakomplikationen (Subluxation, Nekrose, Fraktur), Nervenschädigungen (N. peroneus bei starker Valgusdeformität), Weichteilimpingement (bei überstehenden Prothesenkomponenten, „patella clunk syndrome“), periprothetische Frakturen und Rupturen des Kniestreckapparates.

Gekoppelte Prothesen (Totalendoprothesen)

Historie

Die ersten Modelle waren Scharniergelenke mit lasttragender Achse (Walldius 1960, Shiers 1961). Aus der unphysiologischen Kinematik resultierte eine starke Belastung der Prothesenverankerung mit entsprechend hohen Lockerungsraten. Auch hohe Infektionsraten wurden berichtet.

Tabelle 5

Resultate nach bikondylärem Oberflächenersatz

Autor	Jahr	Zahl	Fixation	NU-Zeitraum	Survival
Vince et al.	1989	74	Zementiert	10 Jahre	93 %
Rand u. Ilstrup	1989	134	Zementiert	10 Jahre	91 %
Ranawat et al.	1993	112	Zementiert	15 Jahre	94 %
Whiteside	1994	163	Zementfrei	10 Jahre	94 %

Durch die Koppelungsmechanismus werden auch Varus- und Valguskraften übernommen.

Bei der Operationsplanung Beurteilung der intramedullären Verankerungsstrecke.
Cave: langstielige Hüftendoprothesen!

Design

Die heute verfügbaren Modelle übertragen die Last überwiegend über die Gelenkflächen (Blauth-Knie, Link Rotationsknie, GSB-Knie). Während beim Blauth-Knie und beim Link Rotationsknie eine Achse Femur- und Tibiakomponente koppelt, beruht die Verbindung beim GSB-Knie auf einer Gleitführung mit wandernder Drehachse in ap-Richtung. Das Link-Knie erlaubt eine Rotation der Tibia gegenüber dem Femur.

Langstielige zementierte Verankerungen in der Femur- und Tibiamarkhöhle sind erforderlich, um die erhöhte Grenzflächenbelastung auf ein ausreichend großes Knochenlager zu übertragen

Indikationen

Die Koppelungsmechanismen übernehmen Varus- und Valguskraften. Dieser Prothesentyp ist insbesondere in Ausgangssituationen indiziert, die mit einem kondylären Oberflächenersatz nicht mehr zu versorgen sind.

Es handelt sich um erhebliche, kontrakte Achsabweichungen sowie um schwere Instabilitäten. Die notwendige langstielige, zementierte intramedulläre Verankerung sowie der designbedingte interkondyläre Knochensubstanzverlust erschweren die Rückzugsmöglichkeiten nach Implantation. Die Indikation ist deshalb insbesondere bei jüngeren Patienten sehr kritisch zu stellen.

1994 wurde dieser Prothesentyp in Deutschland bei etwa 16 % aller Implantationen verwendet

Präoperative Diagnostik/Operationsplanung

Röntgendiagnostik wie zur Planung eines kondylären Oberflächenersatzes. Wichtig ist die Beurteilung der intramedullär notwendigen Verankerungsstrecke. Probleme können sich bei Achsenfehlern des Femur- oder Tibiaschaftes oder bei Einliegen langstieliger Hüftendoprothesen ergeben.

Operationsprinzip

Der Zugang entspricht dem Vorgehen beim kondylären Oberflächenersatz. Beide Kreuzbänder werden durchtrennt. Die Seitenbänder werden am Femur subperiostal desinertiert. Ein Weichteilbalancing wie beim Oberflächenersatz ist nicht erforderlich. Femur- und Tibiaresektion erfolgen instrumentiert, wobei die Instrumentarien weniger aufwendig gestaltet sind. Die Tibia sollte in frontaler und sagittaler Ebene senkrecht zur Tragachse reseziert werden.

Resultate

Die Standzeiten der gekoppelten Totalendoprothesen sind denen der kondylären Oberflächenprothesen vergleichbar. Auch die langfristigen funktionellen Ergebnisse sind gut (Tabelle 6).

Komplikationen

Im Vergleich zum Oberflächenersatz werden häufiger Patellaprobleme und höhere Infektraten beschrieben.

Revisionsalloarthroplastik

10–15% der Alloarthroplastiken am Kniegelenk entfallen auf Revisionseingriffe. Komplikationen nach Primärimplantation wie Lockerung oder Infekt sollten frühzeitig operativ angegangen werden, da von einer Progression auszugehen ist, die die Versorgung weiter erschweren wird.

Trotz der Komplexität der Problematik muß sich das Vorgehen an einigen Prinzipien ausrichten:

Tabelle 6

Resultate nach gekoppelten Totalendoprothesen

Autor	Jahr	Zahl	NU-Zeitraum	Survival
Blauth u. Hassenpflug	1990	497	10 Jahre	96 %
Geschwend u. Siegrist	1991	638	10 Jahre	86 %
Böhm u. Holy	1998	422	10 Jahre	96,7 %

Tabelle 7

Ursachen der schmerzhaften Knieendoprothese

Mechanisch	Biologisch
Implantatlockerung	Infektion
Patellaprobleme	Reflexsympathische Dystrophie
Weichteilimpingement	Muskelschwäche
Periprothetische Fraktur	Neurom

„The most common failure mode of revision total knee arthroplasty is to repeat the preceding errors.“ (Insall)

▶ Radiolucent line

▶ Patella clunk-syndrome

▶ Weichteilimpingement

▶ Giving way

Vor dem Revisionseingriff muß der Versagensmodus erfaßt werden.

- Ausschluß einer Infektion
- Analyse und Identifikation des Versagensmodus
- Sorgfältige Planung des Revisionseingriffes
 - Kenntnis der implantierten Typen und Größen
 - Röntgenanalyse (insbesondere Knochensubstanzverlust)
- Adäquate Ausstattung (modulares Revisionssystem)

Analyse des Versagensmodus**Die schmerzhaft Knieprothese**

Der Belastungsschmerz aufgrund mechanischer Probleme ist vom Ruheschmerz bei biologischen Ursachen abzugrenzen (Tabelle 7).

Auftreten röntgendurchlässiger Säume (▶ **radiolucent line**) von mehr als 2 mm Breite, Migration von Komponenten und Änderung der Beinachsen sind Lockerungszeichen. Instabilität, Malalignment durch Fehlimplantation, Granulome durch Polyethylen-Abrieb und Infektion sind Ursachen für eine Prothesenlockerung. Patellaprobleme treten in Form einer patellofemorale Subluxation, einer avaskulären Nekrose/Fraktur der Kniescheibe oder beim ▶ „**Patella clunk-Syndrom**“ auf. Beim „Patella clunk-Syndrom“ handelt es sich um das schmerzhaft Hängenbleiben einer zyklipsartigen Bindegewebsvermehrung, die sich am kranialen Patellarand ausbildet, in der interkondylären Aussparung der Femurkomponente beim Übergang von der Beugung in die Streckung. Überstehende Prothesenkomponenten können an mechanisch exponierten Stellen besonders im Bereich des Ligamentum collaterale mediale einen lokalen Reizzustand provozieren. Man spricht von ▶ **Weichteilimpingement**.

Die funktionseingeschränkte Knieprothese

Bei einem Streckdefizit von $>10^\circ$ ist ein amuskuläres Stehen nicht mehr möglich. Die Quadrizepsmuskulatur wird vermehrt beansprucht. Es kommt zur schmerzhaften Ermüdung, zu Instabilitätsgefühl und hinkendem Gang (Tabelle 8).

Folgende Beugewinkel sind für Aktivitäten des täglichen Lebens notwendig:

- Gehen 65°
- Treppensteigen aufwärts 85°
- Treppensteigen abwärts 90°
- Aufstehen von einem Stuhl 100°

Einschränkungen der Beugefähigkeit über diese Winkel hinaus behindern diese Alltagsaktivitäten. Eine patellofemorale oder tibiofemorale Instabilität führt zur Gangunsicherheit mit Neigung zum plötzlichen Nachgeben (▶ „**giving way**“) des Gelenkes.

Evaluation

Die Erfassung des zugrundeliegenden Versagensmodus ist entscheidend. Anamnese, klinische Untersuchung, Labordiagnostik, Röntgenuntersuchung und Szintigraphie bilden die Grundlagen der Therapieentscheidung.

Tabelle 8

Funktionseinschränkungen und Ursachen

Streckdefizit	<ul style="list-style-type: none"> • Kontraktur hintere Kapsel • Kontraktur hinteres Kreuzband • Streckspalt zu eng (Resektion distales Femur zu sparsam)
Beugedefizit	<ul style="list-style-type: none"> • Knochenüberstände an den dorsalen Kondylen • Beugespalt zu eng (zu große Femurkomponente) • Kranialisierte Gelenklinie, Patella baja
Instabilität femurotibial	<ul style="list-style-type: none"> • Falsche Komponentenwahl • Ungenügendes Weichteilbalancing • Polyethylenabnutzung
Instabilität patellofemoral	<ul style="list-style-type: none"> • Kontraktes laterales Retinakulum • Fehlrotation der Femur- oder Tibiakomponente

Anamnese

- Belastungsschmerz: mechanische Ursache
- Ruheschmerz: biologische Ursache
- Giving way: Instabilität, Patellasubluxation

Klinische Untersuchung (Tabelle 9)

- Erguß: Infekt, Abriebsynovitis
- Glanzhaut, Hyperaesthesie: sympathische Reflexdystrophie
- Lokalisierter Druckschmerz : Weichteilimpingement über Prominenzen (Osteophyt, Implantatüberstand), Neurom
- Eingeschränktes Bewegungsausmaß: Arthrofibrose, RSD, Fehlimplantation (Achsausrichtung, mangelndes Weichteilbalancing, Verschieben der Gelenklinie etc.)
- Instabilitätsprüfung: Bandinstabilität oder Komponentenlockerung mit Einsinken
- Varisierung oder Valgisierung des Knies beim Gehen: Bandinstabilität oder Komponentenlockerung mit Einsinken
- Genu recurvatum unter Belastung: HKB Insuffizienz, exzessiver dorsaler PE-Abrieb
- Tinel-Zeichen: Neurom
- Click-Phänomen, Einklemmung: Belassene Meniskusreste, freie Körper, Zementpartikel, Patella clunk-Syndrom

Die Sensitivität einer über 30 mm in der ersten Stunde beschleunigten Senkung für die Infektdiagnose beträgt 60-80%. Im Punktat sind >25000 Zellen pro mm³ oder mehr als 90% Granulozyten ein Infekthinweis. Die Sensitivität der Bakteriologie aus dem Gelenkpunktat beträgt etwa 75% bei einmaliger und 85% bei mehrfacher Aspiration. Allerdings führt die Gabe von Antibiotika zu falsch negativen Befunden. Das Antibiotikum muß in fraglichen Fällen 2-4 Wochen vor der Punktion abgesetzt werden. Der Nachweis von Bakterien-DNA im Punktat mit der Polymerasekettenreaktion (PCR) hat unabhängig von einer Antibiotikagabe eine Sensitivität nahe 100% und könnte künftig die Infektdiagnostik verbessern.

Antibiotikagabe führt zu falsch negativen Befunden beim Versuch eines Erregernachweises aus dem Gelenkpunktat. Ein Absetzen der Medikation 2-4 Wochen vor der Punktion ist erforderlich.

► **Polymerasekettenreaktion (polymerase chain reaction, PCR)**

Tabelle 9

Laboruntersuchungen bei Verdacht auf Infektion

- BSG,CRP,Blutbild
- Bakteriologie aus dem Gelenkpunktat
- ► Polymerasekettenreaktion (unabhängig von Antibiotikagabe)

▶ Leukozytenszintigrafie

▶ Frühinfekte
▶ Spätinfekte**Röntgen**

Siehe hierzu die Tabelle 10.

Szintigrafie

In der Infektdiagnostik kann das Technetium-Szintigramm zusätzliche Informationen liefern. Die Kombination aus Sensitivität und Spezifität reicht jedoch nicht aus, um die Diagnose ausschließlich auf dieses Verfahren zu stützen. Eine geringe Verbesserung der Aussagekraft kann durch die ▶ **Leukozytenszintigrafie** erreicht werden. Auch in der Lockerungsdiagnostik sind die Ergebnisse der Technetium-Szintigrafie nur wenig verlässlich.

Indikationen/Besonderheiten

Die häufigsten Indikationen zur Revision einer Knieendoprothese sind:

- Aseptische Lockerung
- Implantatversagen
- Instabilität femuro-tibial
- Patellaprobleme, Infekt
- Sekundäre Bewegungseinschränkung
- Weichteilimpingement
- Periprothetische Fraktur

Infekt

Die bakterielle Infektion bei einliegender Prothese kann nach rein zeitlichen Kriterien in akut (bis 12 Wochen), subakut (12-52 Wochen) und spät (> 1 Jahr) unterteilt werden. Die Verwendung der Begriffe Frühinfekt und Spätinfekt impliziert neben dem Zeitverlauf unterschwellig den Infektionsweg. ▶ **Frühinfekte** entstehen im zeitlichen Zusammenhang mit dem operativen Vorgehen. ▶ **Spätinfekte** werden in der Regel hämatogen verursacht. Die infizierte Knieendoprothese sollte aggressiv behandelt werden. Zielsetzung der Behandlung ist zum einen das Ausheilen der Infektion, zum anderen der Erhalt bzw. die Reimplantation einer Endoprothese mit möglichst guter Funktion. Ein Erhalt des Implantats mit Debridement, Wechsel der

Tabelle 10

Röntgendiagnostik nach Knieendoprothese

AP-Aufnahmen:	<ul style="list-style-type: none"> • Radiolucent lines Es besteht das Problem der Überdeckung durch Prothesenkomponenten bei nicht idealer Projektion. Wenn verfügbar sollte die korrekte Projektion mit Bildwandler eingestellt werden. • PE-Abrieb
Seitaufnahme:	<ul style="list-style-type: none"> • Achsausrichtung • Recurvatum • Dicke der Restpatella, Fraktur, Nekrose • Patella baja • Dorsale Osteophyten
Patella tangential:	<ul style="list-style-type: none"> • Dicke der Restpatella, Fraktur, Nekrose • Patellaführung (Verkippung, Subluxation, Luxation) • PE Abrieb
Ganzbeinaufnahme im Stehen:	<ul style="list-style-type: none"> • Ausrichtung der Komponenten in der Frontalebene • Ligamentbalance, Instabilität
Gehaltene Aufnahmen AP:	<ul style="list-style-type: none"> • Ligamentbalance, Instabilität
Röntgenverlauf:	<ul style="list-style-type: none"> • Einsinken des Implantates oder Achsänderung als Hinweis auf Lockerung

► Antibiotikahaltiger Zement

modularen Polyethyleneinsätze, lokaler und systemischer Antibiotikagabe kann versucht werden, wenn die Infektion in einem frühen Stadium erkannt wird, die Implantate gut fixiert sind und grampositive antibiotikasensible Bakterien vorgefunden werden. Aber auch unter günstigen Voraussetzungen liegt die kurzfristige Erfolgsrate unter 50%.

Wird das infizierte Implantat entfernt, so kann die Reimplantation einzeitig oder zweizeitig erfolgen. Beim einzeitigen Wechsel wird ► **antibiotikahaltiger Zement** mit Refobacin und bei Resistenz gegen dieses Antibiotikum mit Vancomycin-zumischung (z.B. 4 g Vancomycin auf 40 g Refobacin-Palacos) verwendet. Eine im Operationssaal durchgeführte resistenzgerechte Zumischung weiterer Antibiotika ist problematisch, da viele Präparate aus dem Knochenzement nicht freigesetzt werden. Eine mechanische Schwächung des Zementes insbesondere hinsichtlich der Dauerschwingfestigkeit ist zu erwarten. Vorteile des einzeitigen Vorgehens sind: Es ist nur ein Eingriff notwendig. Die Weichteilsituation ist für die Reimplantation noch günstig.

Der zweizeitige Wechsel wird als erfolgversprechender hinsichtlich der Infektanierung angesehen. Die Prothese muß zunächst entfernt werden. Als lokaler Antibiotikaträger können PMMA-Ketten eingelegt werden. Zur temporären Stabilisierung muß ein überbrückender Fixateur externe angelegt werden. Alternativ kann ein antibiotikahaltiger PMMA-Block als Abstandhalter zwischen Femur und Tibiaresektionsfläche eingebracht werden. Beide Verfahren sind durch erhebliche Weichteilkontrakturen belastet, die die Reimplantation erschweren und die Funktion durch starke Reduzierung des Bewegungsausmaßes beeinträchtigen. Eine Verbesserung ist durch artikulierende PMMA-Spacer mit Antibiotikazusatz zu erreichen, die eine Umlagerung der Extremität zwischen Beuge- und Streckstellung ermöglichen.

Kann der Infekt mit den genannten Maßnahmen nicht beherrscht werden, kommt als Rückzugsoption eine Kniearthrodese in Frage.

Periprothetische Fraktur

Suprakondyläre Fraktur: Die suprakondyläre Region ist die häufigste Lokalisation von Frakturen nach Endoprothese. Risikofaktoren sind Osteopenie, rheumatische Grunderkrankung, Zustand nach Wechseloperation sowie das ► „**anterior notching**“ (anterioren femoralen Sägeschnitt verläuft in die ventrale Femurkortikalis). Die Versorgung richtet sich nach der Frakturdislokation und danach, ob das Implantat fest sitzt oder gelockert ist. Bei feststehendem Implantat werden gering dislozierte Frakturen (Achsenabweichung <5°, Seitenverschiebung <5 mm) konservativ behandelt. Stärker dislozierte Frakturen werden nach Reposition mittels Plattenosteosynthese oder Marknagel stabilisiert. Der retrograde Marknagel ist eine elegante Form der Stabilisierung. Allerdings hängt seine Verwendbarkeit von der Formgebung der Femurkomponente ab. Tiefgezogene Patellaschilde können den retrograden Marknagelverlauf verhindern.

Bei Fraktur und Implantatlockerung bieten sich zwei grundsätzliche Möglichkeiten: Beim ► **einzeitigen Vorgehen** wird die Frakturversorgung mit dem Implantatwechsel kombiniert. Durch Verwendung entsprechend dimensionierter Verlängerungsschäfte kann die Fraktur intramedullär stabilisiert werden. Beim ► **zweizeitigen Vorgehen** wird zunächst nur die Fraktur stabilisiert. Nach Konsolidierung wird in einem zweiten Eingriff das Implantat gewechselt.

Tibiafraktur: Auch hier ist zu unterscheiden, ob das Implantat fest sitzt oder gelockert ist. Ein gelockertes Implantat sollte ausgewechselt werden. Bei feststehendem Implantat gelten die Prinzipien der Osteosynthese bei Tibiafrakturen mit Wahl des Vorgehens in Abhängigkeit von Frakturtyp und -lokalisierung.

Patellafraktur: Bei funktionstüchtigem Quadrizepsmechanismus kann konservativ behandelt werden. Anderenfalls muß entschieden werden, ob eine Osteosynthese evtl. mit erneutem Rückflächenersatz möglich ist, oder eine Patellektomie erfolgen muß.

► Anterior notching

► Einzeitiges Vorgehen

► Zweizeitiges Vorgehen

Operationsprinzip

Die Prinzipien der Revisionsalloarthroplastik entsprechen denen der Primärimplantation. Allerdings können zusätzliche Probleme aufreten:

- Vernarbung mit Erschwernis des operativen Zugangs
- Knochensubstanzverlust
- Weichteilimbalance
- Bandinstabilität
- Unphysiologische Verschiebung der Gelenklinie

Der Zugang zum Gelenk kann in der Revisionsituation deutlich erschwert sein. Alte Narben müssen respektiert und wenn möglich in die Schnittführung integriert werden. Schnitte parallel zu alten Narben sind zu vermeiden. Sie beinhalten ein hohes Risiko der ▶ **Nekrose** der zwischen dem Schnitt und der Narbe liegenden Haut.

Bei kontrakten Gelenken kann eine Zugangserweiterung proximal oder distal erforderlich werden. Proximal wird die Quadrizepssehne quer durchtrennt (▶ „**Quadrizeps snip**“) oder der Schnitt wird V-förmig nach distal in den kontralateralen Reservestreckapparat verlängert (modifizierter Coonse-Adams Zugang nach Insall oder ▶ „**Quadriceps turn down**“). Wir bevorzugen die distale Zugangserweiterung mit temporärer Desinsertion des Ligamentum patellae durch eine ▶ **Tuberositasosteotomie** (Abb. 8).

Die schonende, nicht-destruktive Komponententfernung erlaubt den bestmöglichen Erhalt von Knochensubstanz. Beim Einbau der Revisionskomponenten muß der Wiederherstellung der Gelenklinie in korrekter Höhe besondere Aufmerksamkeit gelten. Das Weichteilbalancing entspricht dem Vorgehen bei der Primäroperation. Die Versorgung von Knochensubstanzdefekten hängt von ihrer Lage und Größe sowie von der Knochenqualität des noch verfügbaren Prothesenlagers ab. In der Literatur werden ausführliche und differenzierte Defektklassifikationen beschrieben, die jedoch nur für wissenschaftliche Fragestellungen relevant sind.

Grundsätzlich können ▶ **Knochensubstanzdefekte** wie folgt unterschieden werden:

- Zentrale Defekte mit erhaltener kortikaler Begrenzung,
- randständige Defekte mit teilweisem Verlust der kortikalen Auflagemöglichkeit und
- Defekte mit dem Verlust ganzer Knochensegmente.

Defekte können mit Knochenzement, mit autologem oder mit allogenen Knochen aufgefüllt werden. Andererseits läßt sich das Implantat durch Anbringen von Keilen oder Blöcken paßgerecht für einen entsprechenden Knochendefekt zurichten. Bei großvolumigem Knochenverlust kann die Verwendung von individuell gefertigten Maßprothesen erforderlich werden. Der Vorteil der Knochentransplantation liegt bei Inkorporation des Knochenmaterials im Erhalt einer möglichst großen Knochensubstanz. Der Vorteil der ▶ **implantatseitigen Defektversorgung** liegt in der vorhersehbaren Primärstabilität und der problemlosen Verfügbarkeit. Eine Zemen-

▶ **Hautnekrose**

▶ **Quadrizeps snip**

▶ **Quadrizeps turn down**

▶ **Tuberositasosteotomie**

▶ **Knochensubstanzdefekte**

▶ **Implantatseitige Defektversorgung**

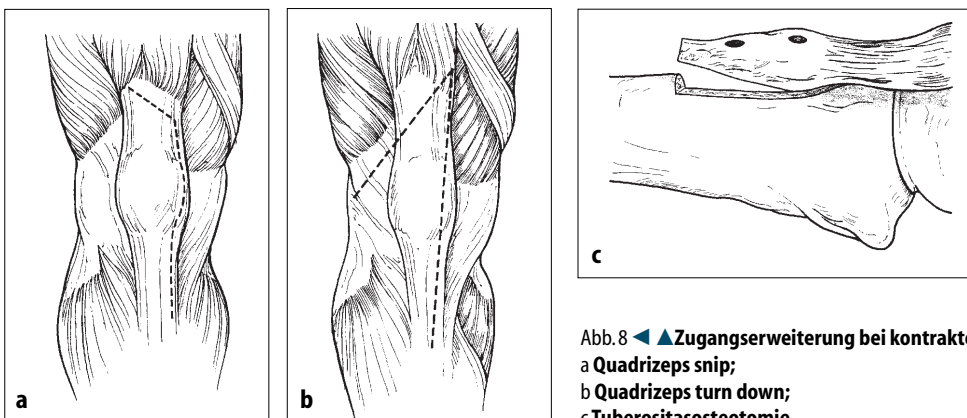


Abb. 8 ◀ ▲ **Zugangserweiterung bei kontrakttem Streckapparat**

a **Quadrizeps snip**;

b **Quadrizeps turn down**;

c **Tuberositasosteotomie**

Versorgung von Substanzdefekten des Knochens: Knochentransplantation versus implantatseitigem Ersatz durch Blöcke und Keils.

► **Molulare Verlängerungsschäfte**

1. Was sind die wichtigsten strittigen Fragen in der Knieendoprothetik?

2. Wo stößt die bikondyläre ungekoppelte oder teilgekoppelte Prothese an ihre Grenzen?

3. Nennen Sie verschiedene Arten des Oberflächendesigns kondylärer Prothesen mit ihren Vor- und Nachteilen.

Tabelle 11

Resultate der Revisionsalloarthroplastik am Knie

Autor	Jahr	Zahl	NU-Zeitraum	Erfolgsrate	Komplikationen
Friedman et al.	1990	137	5,2 Jahre	62 %	6 %
Rand	1991	21	4,0 Jahre	50 %	33 %
Rosenberg et al.	1991	36	4,0 Jahre	69 %	47 %
Haas et al.	1995	74	3,5 Jahre	84 %	13 %
Vince et al.	1995	44	2-6 Jahre	86 %	7 %
Engh et al.	1997	30	4,2 Jahre	87 %	23 %

tauffüllung ist allenfalls für sehr oberflächliche (<5 mm) kleine Defekte mit erhaltener Kortikalisbegrenzung geeignet.

Bei randständigen Defekten, größeren zentralen Defekten oder Segmentverlusten ist es aufgrund des quantitativ und meist auch qualitativ reduzierten Knochenlagers für den Oberflächenersatz erforderlich, die benachbarten kortikalen Markraumbegrenzungen von Femur- und Tibiaschaft zur Lastübertragung zu rekrutieren. Ideal sind ► **modulare Verlängerungsschäfte**, die press-fit verankerbar und flexibel exzentrisch an die Oberflächenkomponenten koppelbar sind.

Resultate

Die Ergebnisse der Revisionsarthroplastik sind schlechter, die Komplikationsrate ist höher als bei der Primärimplantation (Tabelle 11).

Fragen zur Erfolgskontrolle

Nach wie vor ist ungesichert, ob die zementfreie Verankerung einen Vorteil gegenüber der Befestigung mit Knochenzement darstellt. Die Oberflächenbeschichtung mit Hydroxylapatit wird kontrovers beurteilt. Langzeitresultate liegen diesbezüglich nicht vor. Die Notwendigkeit zum Oberflächenersatz der Kniescheibe beim Arthroseknie wird unterschiedlich gesehen: Während manche Operateure den primären Ersatz vorziehen, führen andere nur eine Anpassung der Patellaoberfläche an die Prothesenform durch. Grund sind die nach wie vor häufigen Komplikationen nach Einbau von Patellakomponenten.

Das Oberflächendesign kondylärer Prothesen ist uneinheitlich. Neue Prothesenmodelle besitzen häufig bewegliche Polyethyleneinsätze. Damit soll bei geringem Flächenpressdruck eine physiologische Kniekinematik imitiert und die Verankerung wenig belastet werden. Bessere Funktion oder längere Standzeiten konnten jedoch bislang für Prothesen mit „Mobile bearings“ nicht nachgewiesen werden.

Achsenfehlstellungen über 20° bis 30° und schwere Instabilitäten sind nach wie vor mit gekoppelten Knieendoprothesen einfacher und sicherer zu beherrschen. Insbesondere die ausgeprägte Kollateralbandinstabilität lässt sich mit teilgekoppelten Implantaten schlecht versorgen.

Beim round-on-flat-Typ wird die sphärisch begrenzte Femurkomponente von der ebenen oder nahezu ebenen Tibiakomponente kaum geführt. Dies erlaubt einen Roll-Gleitmechanismus und eine tibiofemorale Rotation. Eine Zwangsführung wird vermieden und damit eine hohe Belastung der Implantatverankerung. Andererseits kommt es durch die kleine Auflagefläche zu hoher mechanischer Belastung und frühem Verschleiß des Polyethyleneinsatzes. Beim round-on-round-Design sind die Oberfläche der Femurkomponente und die Oberfläche des tibialen Polyethyleneinsatzes kongruent oder nahezu kongruent. Dadurch wird die eingeleitete Kraft auf eine große Polyethylenfläche verteilt. Die Belastung des Polyethylen ist gering. An-

4. Die Kontraktur des Streckapparates ist ein typisches Problem bei der Revisionsalloarthroplastik. Welche Zugangsvarianten werden in diesem Falle eingesetzt?

5. Welcher Prothesentyp beinhaltet die schwierigsten Voraussetzungen für eine notwendige Revisionsoperation?

dererseits bedingt das Design eine Zwangsführung des Gelenkes und damit eine höhere Belastung der Implantatverankerung.

In der Frontalebene unterscheidet man das flat-on-flat- vom curved-on-curved-Design. Während beim Ersteren die Femurkomponente dem Polyethyleinsatz breit aufliegt, ist die Auflagefläche beim letzteren Design kleiner und damit die Belastung des Polyethylen höher. Das flat-on-flat-Design ist allerdings sehr empfindlich gegen ein Aufkanten im Varus- oder Valgussinne. Dies ist beim curved-on-curved Design nicht der Fall. Das curved-on-curved-Design erlaubt keine tibiofemorale Rotation.

Während im europäischen Raum eher eine Osteotomie der Tuberositas tibiae vorgenommen wird, ist im angloamerikanischen Raum die proximale temporäre Durchtrennung des Streckapparates in Form des Quadrizeps snip oder des Quadrizeps turn down üblich. Sämtliche Methoden schwächen den Streckapparat temporär.

Achsgeführte langstielig zementierte Totalendprothesen sind schwierig zu revidieren. Die Entfernung von Prothese und Zement birgt die Gefahr einer Zerstörung von Femur- oder Tibiadiaphyse. Bereits beim Einbau solcher Prothesen muß femurseitig ein relativ großes Knochenvolumen geopfert werden. Die Indikation ist insbesondere bei der Primärversorgung von Patienten unter 70 Jahren mit äußerster Zurückhaltung zu stellen.

Literatur

Handbücher

- Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, Rosenberg AG (eds) (1995) **Orthopaedic Knowledge Update: Hip and Knee Reconstruction**. Am Acad Orthopaedic Surgeons, Rosemont
- Engh GA, Rorabeck CH (1997) **Revision Total Knee Arthroplasty**. Williams & Wilkins, Baltimore
- Fu FH, Harner CD, Vince KG (1994) **Knee Surgery (vol 2)**. Williams & Wilkins, Baltimore
- Insall JN (1993) **Surgery of the Knee**. Churchill-Livingstone, New York
- Jerosch J, Heisel J (1999) **Knieendoprothetik**. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Krackow KA (1990) **The Technique of Total Knee Arthroplasty**. Mosby, St. Louis
- Laskin RS (1991) **Total Knee Replacement**. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Lotke PA (ed) (1995) **Knee Arthroplasty**. Raven Press, New York
- Rand JA (ed) (1993) **Total Knee Arthroplasty**. Raven Press, New York
- Scott WN (ed) (1994) **The Knee**. Mosby, New York

Resultat nach monokondylärem Oberflächenersatz

- Marmor L (1988) **Unicompartmental arthroplasty of the knee with a minimum ten-year follow-up period**. Clin Orthop 228: 171-177
- Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ (1998) **The Oxford medial unicompartmental arthroplasty**. J Bone Joint Surg 80-B: 983-989
- Nieder E (1991) **Schlittenprothese, Rotationsknie und Scharnierprothese Modell St. Georg und Endo-Modell**. Orthopäde 20: 170-180

Rabenseiffner L, Stutz W, Schweigert B (1996) **Persönliche Erfahrungen mit dem unikondylären Gleitflächenersatz nach Stulberg**.

- In Stuhler T (Hrsg) Gonarthrosen. Thieme, Stuttgart, S 156-157
- Scott RD, Cobb AG, Mc Queary FG, Thornhill TS (1991) **Unicompartmental knee arthroplasty: eight to 12 year follow-up evaluation with survivorship analysis**. Clin Orthop 271:96-100
- Swank M, Stulberg SD, Jiganti J, Machairas S (1993) **The natural history of unicompartmental arthroplasty**. Clin Orthop 286: 130-142
- Wessinghage D, Kießlinger E, Stucki L (1996) **Erfahrungen mit der unikompartiment-Schlittenprothese nach Wessinghage**. In: Stuhler T (Hrsg) Gonarthrosen. Thieme, Stuttgart, S 134-145

Resultat nach bikondylärem Oberflächenersatz

- Ranawat CS, Flynn WF jr, Saddler S, Hansranj KK, Maynard MJ (1993) **Long-term results of the total condylar knee arthroplasty: A 15 year survivorship study**. Clin Orthop 286:94-102
- Rand JA, Ilstrup DM (1991) **Survivorship analysis of total knee arthroplasty: Cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties**. J Bone Joint Surg 73-A 397-409
- Vince KG, Insall JN, Kell MA (1992) **The total condylar prosthesis: 10-12 year results of a cemented replacement**. J Bone Joint Surg 74-A: 980-986
- Whiteside LA (1994) **Cementless total knee replacement: 9-11 year results and 10 year survivorship analysis**. Clin Orthop 309: 185-192

Resultat nach gekoppelten Totalendprothesen

- Blauth W, Hassenpflug J (1991) **Scharnierendprothesen des Kniegelenkes**. Orthopäde 20: 206-215
- Böhm P, Holy T (1998) **Is there a future for hinged prostheses in primary total knee arthroplasty?** J Bone Joint Surg 80-B: 302-309
- Geschwend N, Siegrist H (1991) **Das GSB-Kniegelenk: Revisionseingriffe und Infektionen**. Orthopäde 20: 197-205

Resultat nach Revisionsalloarthroplastik

- Engh GA, Herzworm PJ, Parks NL (1997) **Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty**. J Bone Joint Surg 79-A: 1030-1039
- Friedman RJ, Hirst P, Poss R, Kelley K, Sledge CB (1990) **Results of revision total knee arthroplasty performed for aseptic loosening**. Clin Orthop 255: 235-241
- Haas SB, Insall JN, Montgomery W III, Windsor RE (1995) **Revision TKA with use of modular components with stems inserted without cement**. J Bone Joint Surg 77-A: 1700-1707
- Rand JA (1991) **Revision total knee arthroplasty using the total condylar III prosthesis**. J Arthroplasty 6: 279-284
- Rosenberg AG, Verner JJ, Galante JO (1991) **Clinical results of total knee revision using the total condylar III prosthesis**. Clin Orthop 273: 83-90
- Vince KG, Long W (1995) **Revision knee arthroplasty: The limits of press fit medullary fixation**. Clin Orthop 317: 172-177