

Knieendoprothetik – Operationstechnische Aspekte

Zusammenfassung

Der Einbau einer kondylären Knieendoprothese stellt nach wie vor hohe Ansprüche an Ausbildung des Operateurs und Ausstattung der Klinik. Im Gegensatz zum Einbau einer Hüftendoprothese spielt außer der Zurichtung des Knochens zur Aufnahme der Implantate insbesondere die korrekte Einstellung der „Weichteilbalance“ eine entscheidende Rolle. Darunter ist einerseits die gleichmäßige Einstellung der medialen und lateralen Kapsel-Band-Spannung in Beugung und Streckung, andererseits die Zentrierung der Kniescheibe im Gleitlager zu verstehen.

Das Kniegelenk ist nur von einem dünnen Weichteilmantel umgeben und dieser demzufolge bei mehrfach operierten Gelenken nekrosegefährdet. Ein funktioneller Ausfall des Kniestreckapparats setzt auch die Knieendoprothese außer Funktion. Der Abriss des Lig. patellae an der Tuberositas tibiae ist deshalb unter allen Umständen zu vermeiden. Das passgenaue Zurechtsägen des distalen Femurs gelingt nur bei bester instrumenteller Ausstattung und manuellem Geschick des Operateurs. Dasselbe gilt für eine achsengerechte Ausrichtung der Sägeschnitte.

Beide Aufgaben werden künftig durch Verwendung von Navigationssystemen bzw. Möglicherweise auch durch den Einsatz von Operationsrobotern vereinfacht werden. Da die endgültige Auswahl der Prothesenkomponenten intraoperativ erfolgt, muss eine modulare Ausstattung mit der Möglichkeit der Beherrschung von knöchernen Defekten und Instabilitäten zur Ausstattung jeder Klinik gehören, die kondyläre Prothesen einsetzt.

Schlüsselwörter

Endoprothese · Kniegelenk · Komplikation

Operationsziel beim Einbau einer bi- oder trikompartimentalen kondylären Knieendoprothese ist die Schmerzbehebung bei guter Funktion. Eine Haltbarkeit von Implantat und Verankerung von mindestens 10 Jahren wird in über 90 % der Fälle erreicht [24]. Dabei geht es im Einzelnen um die Wiederherstellung mechanisch korrekter Beinachsen, genügender kapsulärer und ligamentärer Stabilität, Gewährleistung eines ausreichenden Bewegungsumfanges und dauerhafter Befestigung der Implantate am Knochen.

Die ungestörte Funktion des Kniestreckapparats ist von besonderer Bedeutung. Durch knochensparenden Einbau ist bereits bei der Primärversorgung der Möglichkeit späterer Revisionsoperation Rechnung zu tragen [23]. Auch für den erfahrenen Operateur stellt der einwandfreie Einbau einer kondylären Knieprothese nach wie vor eine Herausforderung dar.

Probleme können dadurch entstehen, dass einzelne Schritte des prinzipiell standardisierten Operationsablaufs insbesondere aufgrund individueller Besonderheiten sehr schwierig sind. Probleme können aber auch dadurch entstehen, dass intraoperativ nicht vorhersehbar Komplikationen auftreten, die eine Problemlösung abweichend vom geplanten Operationsablauf erforderlich machen.

Präoperative Planung

Die präoperative Planung ist untrennbar mit der Operation verbunden. Mögliche intraoperativ auftretende Probleme können erkannt werden. Das operative Vorgehen kann darauf abgestimmt werden.

Wesentlich erscheint die präoperative Analyse des Alignment, etwaiger Knochendefekte und des Ausmaßes der Weichteilkontraktur. Dabei sind jedoch auch bei einer technisch einwandfreien a.-p.-Röntgenaufnahme des gesamten Beins, sowie eines seitlichen Bildes des Kniegelenkes und einer Patellatangentialeaufnahme einige Ungenauigkeiten nicht zu vermeiden.

Die Lage des Zentrums von Knie, Sprunggelenk und Hüftkopf ist jeweils exakt definiert [28]. Allerdings ergibt sich eine projektionsbedingte Veränderung des CCD-Winkels auf dem Röntgenbild und damit die Tendenz, den Winkel zwischen anatomischer, distaler Femurschaftachse und Traglinie zu unterschätzen. Dies resultiert in einer leichten Unterkorrektur im Varussinne. Der am Röntgenbild gemessene β -Winkel (Abb. 1) ist also meist der kleinste mögliche Wert. Liegt eine Knie-Beugekontraktur vor, so erscheint der $-\beta$ -Winkel projektionsbedingt zu groß.

Auf Standardröntgenaufnahmen können eventuelle Fehlrotationen des distalen Femurs und der Tibia in der Transversalebene nicht zuverlässig erkannt werden, sodass auch bei sorgfältiger Röntgenplanung das dreidimensionale Alignment nur unvollständig eingeschätzt werden kann. Besteht klinisch der Verdacht auf eine relevante Fehlrotation (anlagebedingt oder posttraumatisch), kann präoperativ eine computertomographische Abklärung erfolgen.

Prof. Dr. D. Kohn
Orthopädische Klinik,
Universitätskliniken des Saarlandes,
Kirrbergerstraße, Gb. 37, 66424 Homburg/Saar,
E-Mail: dieter.kohn@med-rz.uni-sb.de

D. Kohn · S. Rupp

Knee endoprosthesis – Aspects of operation techniques

Abstract

The implantation of a condylar knee has remained a challenge for surgeons and the equipment of the hospital. In contrast to total hip arthroplasty, not only is the correct insertion of the implant crucial, but also the treatment of the surrounding soft tissues. Mediolateral soft tissue balance and balance between flexion and extension gaps, as well as centering the patella, have to be done carefully.

The soft tissue envelope of the knee joint is thin and prone to necrosis after multiple incisions. Damage to the extension mechanism can make a total joint useless. Tearing the patellar ligament from the tibial tuberosity must therefore be avoided by all means during operation. Precise cutting of the distal femur is only possible if excellent equipment is used by a skillful surgeon. The same is true for orientating saw cuts related to the long leg axes.

These tasks can probably be taken over by navigation systems and robots in the future. Because the definite choice of implants has to be made intraoperatively, a complete modular system has to be present in the hospital. Only hospitals that can properly equip their surgeons to manage upcoming soft tissue problems and bony deficiencies should offer treatment to patients requiring condylar knee arthroplasty.

Keywords

Total knee arthroplasty · Complications · Condylar knee

Zum Thema: Knieendoprothetik

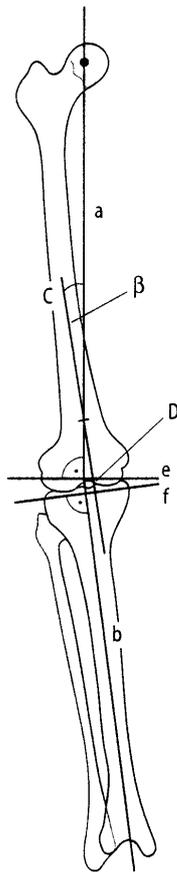


Abb. 1 ▲ a.-p.-Ganzbeinaufnahme mit Planungslinien (a Traglinie Femur, b Traglinie Tibia, c anatomische Achse Femurschaft, β -Winkel: Schaft-Traglinie, D Eintrittspunkt für Markraumeröffnung, e Resektionslinie distale Femurresektion, f Resektionslinie Tibiaresektion)

Die Größenbestimmung der Komponenten wird mit Schablonen am seitlichen und am a.-p.-Bild vorgenommen. Schablonen sind von Firmenseite zu meist auf einen Vergrößerungsfaktor von 110 oder 115 %, also den durchschnittlichen Vergrößerungsfaktor eines Röntgenbildes ausgerichtet.

Nur bei Maßaufnahmen stimmen Schablonengröße und Bildgröße tatsächlich überein. Hieraus ergibt sich, dass mit den derzeit üblichen Messverfahren häufig eine Über- oder Unterschätzung der Prothesengröße erfolgt. Die Planung schützt jedoch vor grober Fehleinschätzung.

Zugang

Hautnekrose, eine ungenügende Darstellung und damit suboptimale Implantation. Abriss des Lig. patellae von der Tuberositas tibiae und Durchtren-

nung oder Abriss des Innenbandes sind die häufigsten mit dem Zugang verbundenen Probleme und Komplikationen.

Haut

Zahlreiche Knie, die zur Endoprothesenversorgung anstehen, sind voroperiert. Kurze, bis 3 cm lange Narben können bei der Schnittführung zur Prothesenimplantation unberücksichtigt bleiben. Längsverlaufende, lange Schnitte sind am besten in die neue Schnittführung einzubeziehen, um nicht schlecht durchblutete Hautbrücken herzustellen, die zur Hautnekrose, und damit zu einer schweren Komplikation, an dem nur von einem dünnen Weichteilmantel geschützten Kniegelenk, führen können [11]. Bei Knien mit zahlreichen Narben und fraglicher Vitalität der Haut sollte der letzte, problemlos verheilte Zugang erneut verwendet werden.

Zugangserweiterung

Der medial parapatellare Zugang wird wohl am häufigsten verwendet. Er bietet eine sehr gute Übersicht und kann in den meisten Situationen Anwendung finden. Die Auswahl anderer Zugänge richtet sich zum einen nach den individuellen Gegebenheiten zum anderen aber auch nach der Erfahrung des Operateurs. Bei kontrakten Valgusdeformitäten erweist sich nach unserer Erfahrung der lateral parapatellare Zugang mit Osteotomie der Tuberositas tibiae [22] als vorteilhaft. Die Auswahl des Zugangs ist Bestandteil der präoperativen Planung.

In seltenen Fällen insbesondere bei tiefstehender Patella gelingt es bei Verwendung des medialen Zugangs nicht, die Patella zu evertieren und das Gelenk ausreichend zu exponieren. Die Mobilität der Patella kann durch folgende Maßnahmen schrittweise verbessert werden:

- ▶ Durchtrennung des lateralen patellofemoralen Ligamentes sowie aller Vernarbungen,
- ▶ Teilresektion des Hoffa-Fettkörpers und Ablösen der Verbindungen zur ventrolateralen Tibia,
- ▶ Außenrotationsposition der Tibia nach subperiostalem medialem Aus-

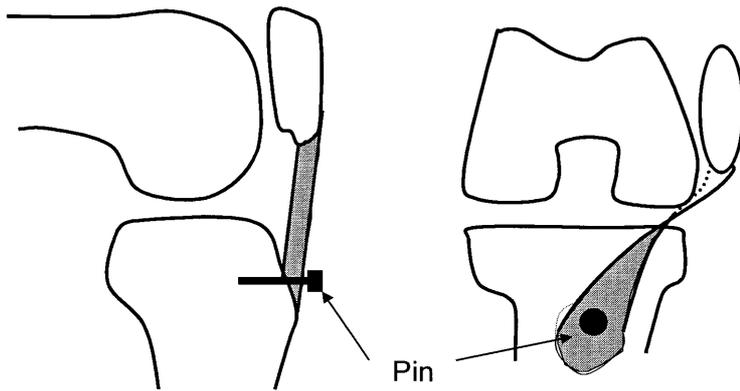


Abb. 2 ▲ Der Ansatz des Lig. patellae an der Tuberositas tibiae wird temporär mit einem ca. 1,5 cm langen Metallstift (Pin) vor einer Desinsertion geschützt

lösen des Tibiakopfes und Durchtrennung des vorderen Kreuzbands,
 ▶ laterales Release (s. unten).

Ein Abreißen des Lig. patellae während der Operation ist eine schwere und kaum beherrschbare Komplikation. Deshalb sind alle Vorkehrungen zu treffen, dieses Ereignis zu vermeiden [1, 42]. Steht das Ligament trotz der beschriebenen Maßnahmen noch unter kräftigem Zug, kann es durch temporäres Einsetzen eines Pins gesichert werden (Abb. 2).

Gelingt auch dann kein Evertieren der Patella, muss zur Verbesserung der Exposition eine Zugangserweiterung durchgeführt werden. Diese kann proximal oder distal am Streckapparat ansetzen.

Die proximale Erweiterung [24] besteht in einer zusätzlichen Durchtrennung des lateralen parapatellaren Reservestreckapparats, die im Bereich der Quadrizepssehne spitzwinklig auf die Verlängerung der medial parapatellaren Arthrotomie trifft (modifizierter Coonse-Adams-Zugang). Dadurch kann die aus dem Streckapparat gelöste Patella nach unten weggeklappt werden. Dieser Zugang kompromittiert die Durchblutung der Patella und es besteht die Gefahr der dauerhaften Schwächung des Extensormechanismus des Kniegelenks.

Wir wenden ausschließlich die distale Zugangserweiterung mittels Osteotomie der Tuberositas tibiae an. Wichtig ist, dass die Osteotomie genügend lang (mindestens 5–6 cm) und möglichst flach (geringe Schwächung der proximalen Tibia) ausgeführt wird.

An einer Seite (beim medialen Zugang lateral und beim lateralen Zugang medial) soll der Weichteilverbund erhalten bleiben. Wir refixieren die Tuberositas mit 3–4 3,5-mm-Kortikalisschrauben, die als Zugschrauben unter Fassen der posterioren Kortikalis ausgelegt werden. Kommt es zum Abriss des Lig. patellae, kann, sofern ausreichend Material zur Verfügung steht, der Versuch gemacht werden, das Lig. patellae zu refixieren. Aufgrund geringer Fallzahlen bildet sich in der Literatur keine Standardtechnik heraus.

Wichtig erscheint das suffiziente Armieren der Sehne mit einer kräftigen Naht (z.B. Ethibond 5 USP, Krackow-Naht) und der Schutz der Naht durch Anlage einer Drahtcerclage, die Patella und Tibiakopf verbindet. Die Refixationsstelle am Tibiakopf sollte spongiosiert werden. Alternativ kann die Sehne in einen Knochenschlitz oder unter eine mit einer Schraube refixierte Knochenschuppe eingezogen werden. Auch die primäre Augmentation mit autologem Material wird empfohlen [14]. Geeignet sind der Tractus iliotibialis sowie die Semimembranosussehne. Auch die Verwendung von Allografts wurde vorgeschlagen [42].

Generell kann festgestellt werden, dass die Endresultate nach dieser Komplikation häufig unbefriedigend sind und in der Regel eine Schwäche des Extensormechanismus sowie eine Bewegungseinschränkung verbleibt.

Zurichtung von Femur und Tibia

Distaler Femurschnitt

Die Orientierung des distalen Sägeschnitts bestimmt die Achsausrichtung in der Frontalebene (Varus-Valgus) und in der Sagittalebene (Flexion-Extension). Angestrebt wird, die Femurkomponente in beiden Ebenen 90° zur Tragachse des Femurs auszurichten. Die Resektionstiefe beeinflusst die Weite des Streckspalts.

Die üblichen Instrumentierungen sehen eine Ausrichtung an der Femurschaftachse durch Einbringen eines intramedullären Führungsstabes vor. Die Resektionstiefe wird in Relation zur prominenteren Kondyle referenziert und ist in der Regel in 1- bis 2-mm-Schritten variabel einstellbar.

Üblicherweise weicht die Femurschaftachse 5–7° im Valgussinn von der Tragachse des Femur ab. Individuell sind jedoch abweichende Winkel zwischen Femurschaftachse und -tragachse möglich und sollten in der präoperativen Planung erkannt und durch die Instrumentierung nachvollzogen werden.

Problematisch wird die intramedulläre Ausrichtung bei nicht eindeutiger Bestimmbarkeit der Femurschaftachse durch Krümmungen des Schafts. Sehr weite Femurmarkhöhlen geben nur unzureichende Führung für den Markraumstab. Sowohl die Verwendung dicker, als auch dünner Markraumstäbe beinhaltet Probleme: Der dicke Stab führt zwar vergleichsweise gut in der Markhöhle, erhöht aber das Risiko von Fettembolien [26]. Dagegen führt der dünne Stab weniger genau. Zudem ist die exakte Eintrittspforte des Markraumstabs nicht definiert. Das Eintrittsloch für den Markraumstab sollte deshalb individuell anhand des seitlichen Röntgenbildes in Relation zum Dach der Fossa intercondylaris und anhand des a.-p.-Bilda so exakt als möglich geplant werden.

In schwierigen Situationen kann die Option der extramedullären Kontrolle der Ausrichtung vorteilhaft sein. Mit Bildwandler kann geprüft werden, ob der extramedulläre Ausrichtstab auf den Femurkopf zentriert ist. Alternativ kann vor Abdeckung des Patienten ein tastbarer Gegenstand (Kugel oder Pflasterrolle) unter Bildwandlerkontrolle in der Leiste über dem Femurkopf auf die

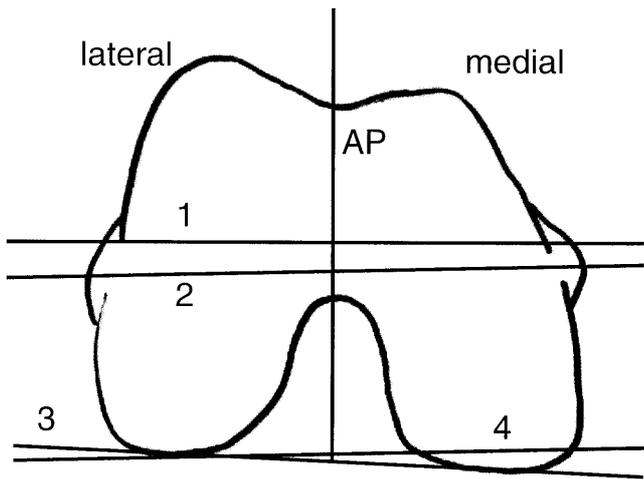


Abb. 3 ▲ Anatomische Landmarken zur Rotationspositionierung der Femurkomponente [AP a.-p.-Femurachse, 1 Whiteside-Linie (verläuft senkrecht zur AP-Achse), 2 transepikondyläre Achse, 3 posteriore Kondylentangente, 4 anteriore Kondylentangente + 3° Außenrotation]

Haut geklebt werden, sodass intraoperativ die Möglichkeit besteht, die Ausrichtung extramedullär palpatorisch zu prüfen. Fortschritte in der Genauigkeit der Ausrichtungen sind von der navigierten Positionierung der Sägelehren zu erwarten.

Anteriore, posteriore und schräge Sägeschnitte

Diese bestimmen über die Größe und Passgenauigkeit sowie über die Rotation der Femurkomponente in der Transversalebene.

Insbesondere die Bestimmung der korrekten Rotationsausrichtung der Femurkomponente ist kritisch. Sie beeinflusst direkt verschiedene essentielle Funktionsparameter der Prothese:

- ▶ Patellofemorale Kinematik: Insbesondere die Innenrotationsfehlstellung bzw. die ungenügende Außenrotation der Femurkomponente spannt das laterale Retinakulum an und führt zur Subluxations- oder Luxationstendenz der Patella.
- ▶ Femorotibiale Kinematik: Eine relative Fehlrotation der Femurkomponente zur Tibiakomponente resultiert in verstärkter Scherbelastung der PE-Einlage der Tibiakomponente mit verstärktem Abrieb.
- ▶ Stabilität: Eine inkorrekte Rotationsausrichtung der Femurkomponente führt zu einem asymmetrischen Beugespalt. Je nach Richtung der Fehlro-

tation entsteht in Beugung eine Instabilität im Varus- bzw. im Valgussinn.

In der Literatur werden im wesentlichen 4 unterschiedliche Methoden dargestellt, intraoperativ eine „korrekte“ Rotationsausrichtung der Femurkomponente zu erreichen (Abb. 3):

- ▶ Außenrotation um 3° in Relation zur Tangente an die dorsalen Femurkondylen [26],
- ▶ Ausrichtung parallel zur transepikondylären Linie [3],
- ▶ Ausrichtung parallel zur Whiteside-Linie („AP-axis method“) [2, 39, 40],
- ▶ Erzeugung eines symmetrischen Beugespaltes durch Ausrichtung senkrecht zur Tragachse der Tibia [18, 37].

Keine der vorgeschlagenen Methoden ist unproblematisch.

Eine Vielzahl von Instrumentarien sehen die Orientierung an der dorsalen Kondylentangente vor. In der Frontalebene fällt beim „normalen“ Kniegelenk das Tibiaplateau um 3° nach medial ab. Der prothetische Oberflächenersatz strebt in der Regel jedoch das „klassische Alignment“ an, indem das Tibiaplateau im Winkel von 90° zur Tragachse der Tibia reseziert wird. In Beugstellung des Kniegelenks muss deshalb korrespondierend zur „klassischen“ Tibiaresektion am medialen Femurkondylus mehr Knochen reseziert werden als am lateralen Femurkondylus, um einen rechteckigen Beugespalt zu erzeugen.

Die Resektionsebene muss um die 3° nach außen (oder nach laterokaudal) rotiert werden, um die die „klassische“ Tibiaresektion vom anatomischen Tibiaalignment abweicht (Abb. 4). Bei normalen Achsverhältnissen verläuft die posteriore Kondylentangente um 3° zur transepikondylären Achse nach innen rotiert. Viele zu operierende Kniegelenke haben jedoch ein pathologisches Alignment, welches auch die Rotation des Femurs in der Transversalebene einschließt.

Insbesondere Valgusdeformitäten weisen hypoplastische laterale Femurkondylen auf, die eine Bestimmung der korrekten Rotationsstellung der zu implantierenden Femurkomponente stark erschweren [40]. Bezogen auf die transepikondyläre Achse ist die Tangente an die posterioren Femurkondylen verstärkt nach innen rotiert [10]. Auch Varusdeformitäten mit stark nach medial abfallender Gelenklinie weisen ähnliche Abweichungen auf [10]. Eine schematische Orientierung an der posterioren Femurkondylentangente unter Berücksichtigung

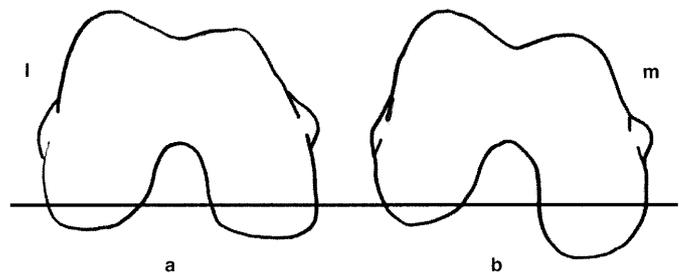


Abb. 4 a, b ▲ Asymmetrie der Femurkondylen. a Normale anatomische Situation. Die posteriore Kondylentangente ist etwa 3° gegenüber der transepikondylären Achse nach innen rotiert. b Valgusdeformität mit hypoplastischer lateraler Femurkondyle. Die posteriore Kondylentangente ist deutlich stärker nach innen rotiert

sichtigung einer zusätzlichen Außenrotation um 3° würde zur Einstellung der Femurkomponente in Innenrotation führen.

Ein ähnliches Problem ergibt sich, wenn es aufgrund einer einseitigen Destruktion des subchondralen Knochenlagers auch im posterioren Kondylenbereich zum Knochensubstanzverlust gekommen ist. In dieser Situation existiert keine verlässliche posteriore Femurkondylentangente mehr.

Die transepikondyläre Achse ist als Verbindungslinie des höckerförmig ausgebildeten Zentrums des lateralen Epikondylus mit dem sulkusförmigen Zentrum des medialen Epikondylus „nach Tastkontrolle und Augenmaß“ zu bestimmen. Nach Erfahrung der Autoren gelingt die intraoperative Festlegung der anatomischen Landmarken nicht immer eindeutig und präzise.

Deshalb hat Whiteside [2, 40] vorgeschlagen, die Rotationsachse auf die a.-p.-Achse des distalen Femurs zu beziehen. Diese Achse ergibt sich durch die Verbindung des Zentrums der Trochlea mit dem Zentrum der interkondylären Notch. Die Rotation soll parallel zu einer Linie ausgerichtet werden, die senkrecht auf der a.-p.-Achse steht (Whiteside-Linie). Diese Linie soll der transepikondylären Achse entsprechen, aber besser zu bestimmen sein [40].

Aber auch diese Methode ist nicht unproblematisch. Feinstein et al. [16] konnten zeigen, dass die Relation der nach Whiteside bestimmten Rotationsachse und der transepikondylären Achse sehr variabel ist und eine Abweichung von $10,8 \pm 4,5^\circ$ aufweist. Die intraoperative Bestimmung der a.-p.-Femurachse ist nach unserer Erfahrung häufig durch asymmetrischen Substanzverlust im femoropatellaren Gleitlager und durch die Ausbildung teils erheblicher Notchosteosteophyten erschwert.

Die Festlegung der Rotationsausrichtung der Femurkomponente in Relation zur Resektionsfläche der Tibia führt zu einem rechteckigen Beugespalt bezogen auf die zum Zeitpunkt des Sägens hergestellte Weichteilbalance. Im übertragenen Sinn reseziert man nicht nur parallel zur Tibia sondern auch „parallel zur Weichteilspannung“. Die Weichteilkomponente geht somit in die Rotationsausrichtung mit ein. Dieses Vorgehen beinhaltet die Gefahr, dass

im Hinblick auf die femoropatellare Kinematik und die femorotibiale Kinematik unphysiologische Rotationsstellungen resultieren [41]. Es setzt voraus, dass die Balancierung der Weichteile abgeschlossen ist bevor die Knochenresektion durchgeführt wird und dass eine Balance eingestellt werden kann, die sowohl in Streckung als auch in Beugung gut funktioniert. Aus Sicht der Autoren ist beides problematisch. Es gelingt nicht immer, das Weichteilrelease der kontrakten Seite so durchzuführen, dass sowohl in Beugung als auch in Streckung eine gleiche Bandspannung entsteht. Häufiger ist die Situation, dass die ursprünglich kontrakte Seite in Streckung ein korrektes Spannungsverhalten zeigt in Beugung aber eine mehr oder weniger relevante Laxität oder noch eine Kontraktur aufweist. Die vor Zurichtung des Femur erzielbare Weichteilbalance kann sich nach Ausführung der Sägeschnitte nochmals verändern. Das Abtragen dorsaler Femurkondylenüberstände kann zu einer Veränderung des Spannungsverhaltens der dorsomedialen oder dorsolateralen Kapsel führen.

Whiteside [41] hat in einer neueren Publikation betont, dass eine effektive Balancierung der Weichteile auf dem Prinzip beruhe, zuerst eine anatomisch korrekte Achs- und Rotationsausrichtung der Komponenten vorzunehmen.

Die transepikondyläre Achse scheint die konsistenteste anatomische Landmarke zur Orientierung der Rotationsstellung der Femurkomponente zu sein. Biomechanisch ist dies dadurch zu erklären, dass die transepikondyläre Achse am besten der optimalen Beugeachse entspricht [8]. Im direkten Vergleich der Methoden konnten [30] damit am zuverlässigsten einen balancierten Beugespalt erreichen. In 90 % der Kniegelenke war eine nahezu korrekte Rotationsausrichtung möglich. Mit der Whiteside-Linie gelang dies in 83 % und mit der Orientierung an der dorsalen Kondylentangente mit 3° Außenrotation nur in 70 %. Alle Methoden waren weniger zuverlässig bei Valgusdeformitäten (86 %, 77 %, 50 %).

Da sich die „funktionellen Zielgrößen“ der Rotationsausrichtung teilweise widersprechen, sollte der Operateur wissen, mit welcher Methode er welches Ziel in erster Linie anstrebt. Der rechteckige Beugespalt betont mehr die Be-

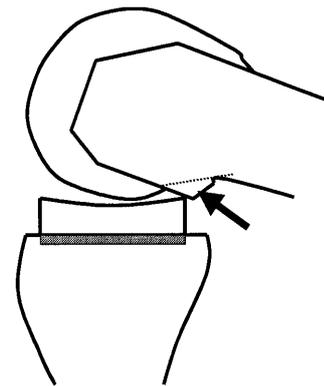


Abb. 5 ▲ **Ungenügende Resektion der Hinterkanten der Kondylen führt zu einem Anstoßen des überstehenden Knochens am Rand des Polyethylenplateaus (Pfeil) und damit zu einer Einschränkung der Beugefähigkeit**

deutung der mediolateralen Stabilität in Beugung, die Ausrichtung an anatomischen Landmarken des Femur wie der transepikondylären Achse legt das Hauptaugenmerk auf die femoropatellare und femorotibiale Kinematik.

Abtragen posteriorer Überstände der Femurkondylen

Stets sollte am Femur für die Entfernung von Knochen, der über die hinteren Anteile der Prothesenkondylen übersteht, Sorge getragen werden. Dieser Schritt der Operation muss unter guter Sicht und mit geeignetem Instrumentarium erfolgen, da kein unerhebliches Risiko der Verletzung neurovaskulärer Strukturen besteht. Unterlässt der Operateur aus Angst vor den genannten Komplikationen die Kondylenglättung, ist damit zwangsläufig der Bewegungsumfang der Prothese für die Beugung reduziert (Abb. 5).

Wir führen diese Osteotomie mit einem geraden Lambotte-Meißel der Breite 15 mm bei aufgesetzter Femurprobestkomponente durch. Das Knie sollte stark gebeugt werden. Die Sicht kann dadurch verbessert werden, dass das Femur vom Assistenten an der Probestkomponente angehoben wird. Die Verwendung gebogener Osteotome erscheint uns gefährlich, da die Möglichkeit der Schädigung der posterioren Schaftkortikalis besteht.

Tibiasägeschnitt

Die axiale Ausrichtung muss in der Frontal- und in der Sagittalebene erfolgen.

In der Frontalebene wird die Ausrichtung des Sägeschnitts in einem rechten Winkel zur Tragachse („klassisches Aligement“) angestrebt. Die Tragachse kann prinzipiell extramedullär oder intramedullär referenziert werden. Bei der extramedullären Ausrichtung obliegt es dem Operateur, nach visueller Einschätzung die Mitte des Sprunggelenks festzulegen und über das Ausrichtinstrumentarium mit der Mitte des Tibiaplateaus zu verbinden. Ob eine intramedulläre Ausrichtung verwendet werden kann, hängt von der anatomischen Form der Tibia ab. Häufig weist die proximale Tibia jedoch eine andere anatomische Achse auf als die Tibiadiaphyse, sodass bei Verwendung eines intramedullären Instrumentariums keine korrekte Ausrichtung des Sägeblocks möglich ist.

Die Ausrichtung des tibialen Sägeschnitts in der Sagittalebene folgt je nach Prothesenmodell unterschiedlichen Philosophien. Anatomisch fällt die Gelenkfläche der Tibia in einem individuell sehr variablen Winkel dorsal ab.

Prinzipiell sind je nach Prothesenmodell 3 unterschiedliche Varianten realisiert. Der Sägeschnitt kann um einen festen Winkel nach dorsal abfallend, um einen variablen Winkel nach dorsal abfallend (Reproduktion des individuellen Neigungswinkels) oder senkrecht zur Tragachse auch in der Sagittalebene (die posteriore Neigung wird dann in festem Winkel vom Polyethyleninlay vorgegeben) ausgeführt werden.

Da eindeutige anatomische Landmarken fehlen, ist der Operateur stark auf sein Augenmaß angewiesen. Die Einschätzung der Parallelität des externen Ausrichtinstrumentariums zur Tibia wird dadurch erschwert, dass die Tibiavorderkante keine gerade Linie bildet und auch nicht parallel zur Tragachse verläuft. Es kann hilfreich sein, extern an der Medial- oder Lateralseite des Unterschenkels einen Peilstab anzulegen, der die Mitte des Tibiaplateaus mit der Mitte des Sprunggelenks verbindet und visuell die Parallelität mit dem externen Ausrichtinstrumentarium zu prüfen.

Eine weitere Fehlerquelle entsteht dadurch, dass der Sägeblock in Distanz zum Tibiakopf ausgerichtet und in dieser Position mit Bohrern oder Stiften am Tibiakopf fixiert wird. Erst nach Abbau des Ausrichtinstrumentariums wird der Block näher an den Knochen geschoben. Wenn ein Bohrer oder Fixierstift trotz Führung im Sägeblock an der gekrümmten Tibiakortikalis abrutscht, so kann eine Position des Sägeblocks entstehen, die von der ursprünglichen Ausrichtung abweicht. Gleiches gilt, wenn ein Bohrer in sehr weichem Knochen beim Heranschieben des Sägeblocks seine Position verändert. Eine nochmalige Kontrolle der Ausrichtung des Sägeblocks vor Ausführung des Sägeschnitts ist deshalb obligat. Die Achsausrichtung des tibialen Sägeschnitts wird in Zukunft durch die Verwendung von Navigationssystemen sicherlich einfacher und zuverlässiger.

Bei der Ausrichtung des Sägeblocks muss auch die Resektionstiefe festgelegt werden. Diese wirkt sich gleichermaßen auf die Weite des Beugespaltes wie des Streckspalts aus. Üblicherweise wird eine Resektionstiefe gewählt, die der Dicke der Tibiakomponente unter Verwendung des dünnsten Polyethyleninlays entspricht.

Bei einer Tibiaresektion, die mehr als 10 mm distal der Plateauoberfläche verläuft, wird das hintere Kreuzband (HKB) am abgetrennten Knochenstück inserieren, falls es nicht zuvor supbe-

riostal vom Knochen abgeschoben wurde. Systeme, die nach dorsal abfallend resezierten, vergrößern die Gefahr einer unfreiwilligen tibialseitigen Desinsertion des HKB und schränken die Möglichkeit einer Rotation der Tibiaplatte auf der Sägefläche ein: Mit jeder Rotation ist bei abfallendem Sägeschnitt zwangsläufig ein Abweichen des Unterschenkels im Varus- oder Valgussinne verbunden.

Nach Ausführung des Tibiasägeschnitts, der die Achsausrichtung in Frontal- und Sagittalebene festlegt, muss die Größenauswahl und Positionierung bzw. Rotationsausrichtung der Tibiakomponente in der Transversalebene erfolgen.

Größenauswahl und Positionierung wirken sich auf die Knochenabdeckung durch das Implantat aus, die wichtig für die Lastübertragung und damit für die Lebensdauer ist. Die Rotationsausrichtung der Komponente ist mindestens ebenso wichtig wie die Achsausrichtung, denn sie wirkt sich auf folgende Parameter aus:

- ▶ **Patellofemorale Kinematik:** Die Innenrotationsfehlstellung bzw. die ungenügende Außenrotation der Tibiakomponente führt zu einer Lateralisierung der Tuberositas tibiae (Abb. 6) und vergrößert den Q-Winkel, was in einer Subluxations oder Luxationstendenz der Patella münden kann.

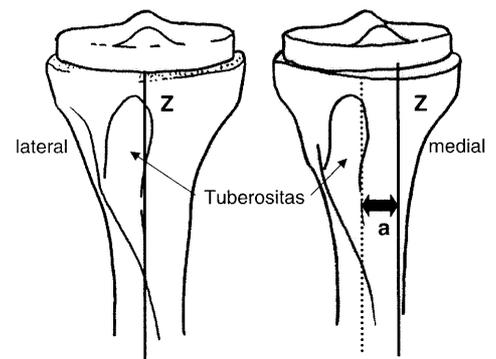


Abb. 6 ▲ Einfluss der Rotation der Tibiakomponente auf die Stellung der Tuberositas tibiae. Links ist die Tibiakomponente auf das mediale Drittel der Tuberositas zentriert (Z Projektion der Zentralachse auf den Tibiaschaft). Rechts ist die Tibiakomponente zu stark nach innen rotiert; a markiert den Rotationsfehler. Um diese Strecke steht die Tuberositas zu weit lateral. Daraus ergibt sich ein größerer und somit ungünstiger Q-Winkel mit schlechter Patellaführung

- ▶ **Femorotibiale Kinematik:** Eine relative Fehlrotation der Femurkomponente zur Tibiakomponente resultiert in verstärkter Scherbelastung der PE-Einlage der Tibiakomponente mit verstärktem Abrieb.
- ▶ **Stellung des Sprunggelenks und des Fußes zum Kniegelenk:** Eine Innenrotation der Tibiakomponente führt zu einer verstärkten Außendrehstellung des Fußes.
- ▶ **Abdeckung der Tibiaresektionsfläche durch das Implantat:** Die Abdeckung unter Vermeidung von Überständen kann durch die Veränderung der Rotation verbessert werden.

Der Tibiakopf des Menschen ist asymmetrisch ausgebildet. Das mediale Tibiaplateau ist in der Regel um 10 % größer als das laterale [19]. Deshalb ist das Tibiaplateau einiger Prothesenmodelle asymmetrisch geformt. Ein Vorteil hinsichtlich der zu erreichenden Plateauabdeckung konnte jedoch nicht eindeutig belegt werden [38].

Der Operateur muss die Größe der Komponente so bestimmen, dass eine bestmögliche Abdeckung der Resektionsfläche erreicht werden kann. Ein Überstand medial sollte wegen der Gefahr einer schmerzhaften Reizung des Pes anserinus vermieden werden. Ein Überstand dorsolateral kann zur mechanischen Irritation der Popliteussehne führen [38]. Die maximal erreichbare Abdeckung der Resektionsfläche liegt bei etwa 85 % [38].

Die Rotationsausrichtung kann sich an unterschiedlichen anatomischen Landmarken orientieren oder aufgrund funktioneller Gesichtspunkte eingestellt werden. Jede Methode zielt hauptsächlich auf einen Funktionsparameter (in Klammern angegeben), der optimiert wird, was u. U. zu Lasten anderer durch die Rotationsstellung der Tibiakomponente beeinflusster Funktionen geht:

- ▶ **Anatomische Landmarken:**
 - ▶ mediales Drittel der Tuberositas tibiae (femoropatellare Kinematik),
 - ▶ posteriore Tangente an den Tibiakopf (Plateauabdeckung),
 - ▶ transverse Tibiakopfachse (Plateauabdeckung),
 - ▶ 2. Mittelfußstrahl (Fußstellung).
- ▶ **Funktion:** ROM- (Range-of-motion-) Methode (femorotibiale Kinematik):

Das Probeplateau ist so fixiert, dass es frei rotieren kann. Nach Implantation aller Probekomponenten wird das Knie passiv durchbewegt und das Tibiaplateau sucht sich die „optimale“ Rotationsstellung.

Die mit den einzelnen Methoden am selben Knie erreichbaren Rotationseinstellungen sind sehr unterschiedlich. Keine dieser Techniken führt für sich alleine betrachtet bei jedem Knie zu überzeugenden Ergebnissen [13]. Die Autoren favorisieren die Kombination mehrerer Methoden.

Da die für die Rotationspositionierung an Femur und Tibia auszuwählenden Landmarken beim Arthroseknie nicht in einer konstanten Beziehung zueinander stehen [12], ist eine Methode sinnvoll, die die Einstellung der Tibiarotation in Relation zur Rotationsstellung der Femurkomponente erlaubt (z. B. ROM-Methode).

Das so erreichte Ergebnis wird mit der Einstellung zu den anatomischen Landmarken an der Tibia verglichen und ggf. nach funktionellen Gesichtspunkten modifiziert. Führt die in der ROM-Methode gefundene Einstellung beispielsweise zu einer Lateralposition der Tuberositas tibiae, die mit einer Subluxationstendenz der Patella verbunden ist, so muss die Rotationseinstellung verändert werden, in dem die Tibiakomponente weiter nach außen rotiert wird, um die Tuberositas zu medialisieren.

Eine Veränderung der Plateauabdeckung und das Auftreten von Implantatüber- oder -unterständen bezogen auf die Tibiakortikalis sollte beachtet werden. In vielen Fällen muss aus Sicht des Operators unter anatomischen und funktionellen Gesichtspunkten eine bestmögliche Kompromissposition gefunden und realisiert werden.

Technische Ausführung der Sägeschnitte

Nach wie vor werden überwiegend Knochensägen zum Zurichten in der Knieendoprothetik benutzt. Hitzeentwicklung, Abweichen des Sägeblattes von der geplanten Sägerichtung und Abrieb sind die bekanntesten Probleme. Keines der propagierten Systeme hat sich hundertprozentig bewährt. So erlauben Sägeblöcke eine hervorragende Sicht auf

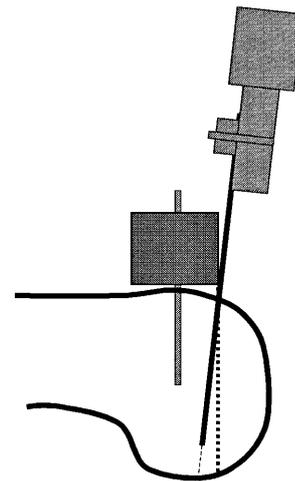


Abb. 7 ▲ Bei Verwenden von Sägeblöcken kann es zu aggressiven Sägefehlern mit Wegnahme von zuviel Knochensubstanz kommen, falls das Sägeblatt dem Block nicht plan aufliegt

den zu bearbeitenden Knochen, ermöglichen aber andererseits den sog., aggressiven Sägefehler (Abb. 7).

In Schlitzten geführte Sägen können nur geringfügig von der geplanten Richtung abweichen. Schlitzblöcke verdecken aber die Sicht, die Dicke der verwendeten Sägeblätter muss auf die lichte Weite des Schlitzes abgestimmt sein und die Schlitzführung ist letzten Endes ein Kompromiss. Alternative Methoden, wie z. B. Fräsverfahren, konnten sich nicht durchsetzen. Innovationen sind gefragt. Unter Umständen bietet sich hier künftig ein Feld für die sinnvolle Verwendung des Operationsroboters.

Einstellen der Weichteilspannung

Weichteilbalance

Nach Anlegen der Sägeschnitte muss durch eine subperiostale Desinsertion oder eine kontrollierte inkomplette Durchtrennung der Weichteile auf der kontraktanten Seite ein gleich großer medialer und lateraler, sowie ein in Streckung im Vergleich zur 90°-Beugung ebenfalls ähnlich großer Spalt hergestellt werden. Sowohl für die Medialseite als auch für die Lateralseite sind standardisierte Verfahren angegeben, die sich in der klinischen Praxis bewährt haben [6, 9, 41].

Für das Einstellen der Weichteilspannung (Balancing) werden mittler-

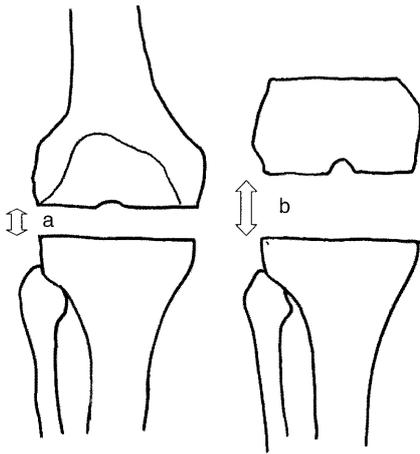


Abb. 8 ▲ Streckspalt (a) und Beugespalt (b). Streckspalt und Beugespalt sind idealerweise rechteckig (symmetrisch) und gleich weit. Im Beispiel ist der Beugespalt deutlich weiter als der Streckspalt. Daraus resultiert in Abhängigkeit von der Implantatdicke bei ausreichend weitem Streckspalt eine Instabilität in Beugung

weile Instrumente angeboten, die das Vorgehen objektivieren [36]. Ob Extensionspalt oder Flexionsspalt als primäre Referenz dienen sollen, ist ungeklärt. Die Autoren bevorzugen die primäre Herstellung eines korrekten Streckspalts, da die Hauptbelastung des Kniegelenks in Streckung, nicht in Beugung erfolgt.

Die Kombination aus Sägeschnitten und Weichteilrelease soll zugleich Beweglichkeit und Stabilität erreichen. Dies gelingt zunächst nicht immer problemlos. Weitere Maßnahmen können erforderlich werden.

Das zu straffe Knie

Vor Einsetzen der Probekomponenten können Beuge und Streckspalt (Abb. 8) mit geeigneten Hilfsmitteln vermessen werden [36]. Die so gewonnenen Daten vermitteln die Möglichkeit der objektiven Einschätzung des Beugespalts in Relation zum Streckspalt. Die Beurteilung bei eingesetzten Probekomponenten obliegt dem klinischen Eindruck des Operateurs. Es ist nicht eindeutig was „zu straff“ oder „zu locker“ bedeutet. Das Knie sollte passiv unter Eigenschwere problemlos die freie Streckung erreichen, ohne wesentlich überstreckbar zu sein.

Whiteside [41] beurteilt in Streckung ein mediales Aufklappen von mehr als 2 mm und ein laterales Auf-

klappen von mehr als 3 mm als zu lax und ein Aufklappen von weniger als 1 mm medial oder lateral als zu straff. In 90° Beugung definiert er ein mediales Aufklappen von mehr als 4 mm und ein laterales Aufklappen von mehr als 5 mm als zu lax und ein Aufklappen von weniger als 2 mm medial oder lateral als zu straff.

Ist das Kniegelenk in Beugung und Streckung zu straff, so sind sowohl der Streckspalt als auch der Beugespalt zu eng. Eine Nachresektion an der Tibia ist erforderlich.

Ist das Kniegelenk nur in Streckstellung zu straff, d.h. nicht frei streckbar jedoch frei beugbar, so muss lediglich der Streckspalt erweitert werden. Dazu kann zunächst (falls nicht bereits geschehen) versucht werden, die dorsale Kapsel und die Gastrocnemiusansätze vom Femur abzuschleifen. Reicht dies nicht aus, so muss eine Nachresektion am Femur erfolgen.

Ein kontraktives HKB, welches zunächst belassen wurde, ist häufig dafür verantwortlich, dass das Gelenk in Beugung zu straff ist. Dies ist in der Regel an einem ventralen Hochkippen der tibialen Probekomponente abzulesen. In dieser Situation ist zunächst das HKB zu durchtrennen. Außerdem sollte überprüft werden, ob der tibiale Sägeschnitt in der Sagittalebene korrekt ausgeführt worden ist.

Ein nach posterior ansteigender Sägeschnitt wirkt sich verengend auf den Beugespalt aus, da das Femur bezogen auf die Tibia in Flexion weiter dorsal steht als in Extension. Der tibiale Sägeschnitt sollte korrigiert werden. Ist die Femurkomponente zu groß, so

kann der Beugespalt selektiv durch Verwenden einer kleineren Femurkomponente erweitert werden, wobei darauf zu achten ist, dass die Nachresektion im Wesentlichen an den dorsalen Femurkondylen und nicht ventral erfolgt, damit das Implantat „nach vorne kommt“.

Bei zusätzlich zu kranial eingestellter Gelenklinie kann tibial nachreseziert werden. Dann muss jedoch am distalen Femur aufgebaut werden, um die Weite des Streckspalts zu erhalten, und keine Instabilität in Streckung zu verursachen.

Das zu lockere Knie

Ursachen sind entweder eine unzureichende Weichteilbalance oder eine deutlich ungleiche Weite von Beuge- und Streckspalt (Abb. 9). Ein unzureichendes Weichteilrelease auf der kontraktanten Seite wird zur Instabilität in der Frontalebene mit Aufklappen der Konvexseite der Deformität führen. Ein zu weiter Beugespalt entsteht durch zu ausgedehnte posteriore Femurresektion mit Wahl einer zu kleinen Femurkomponente.

Das Knie ist in Streckung stabil. Die Instabilität zeigt sich in Beugstellung sowohl in der Frontalebene als auch in der Sagittalebene mit Subluxation der Komponenten. Eine Fehlrotation der Femurkomponente kann zu einem asymmetrischen Beugespalt mit einseitiger Instabilität in Varus- oder Valgusrichtung führen. Eine sagittale Instabilität auch extensionsnah geht in der Regel auf eine Insuffizienz des HKB zurück.

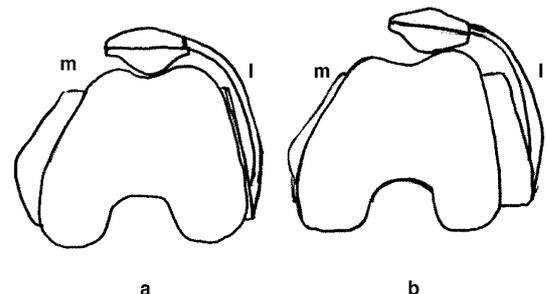


Abb. 9 a, b ▲ Auswirkung der Femurposition (mediolateral) auf die Patellaführung. a Lateralverschiebung der Femurkomponente führt zur guten Zentrierung der Patella. b Medialverschiebung führt zur Dezentrierung und Verkippung der Patella über eine verstärkte Anspannung des lateralen Retinakulums

Ist das Kniegelenk mit einliegenden Probeimplantaten instabil, so sind Ligamentbalance sowie Symmetrie und Kongruenz des Beuge- und Streckspaltes zu prüfen und je nach Erfordernis und Möglichkeit zu korrigieren. An dieser Stelle muss darauf hingewiesen werden, dass das Beugespalt-Streckspalt-Konzept modellhaft die tatsächliche Weichteilbalance auf 2 gut prüfbare Positionen reduziert. Es ist durchaus denkbar, dass die erreichte Weichteilbalance in mittleren Beugegraden von den Situationen in Streckung und in 90° Beugung abweicht. Die Nachbalancierung der Weichteile erfolgt nach den zitierten Schemata (s. oben).

Eine Fehlrotation der Femurkomponente kann durch Nachresektion ggf. mit Wechsel auf die nächst kleinere Größe oder mit Aufbau entstehender Defekte korrigiert werden. Eine zu großzügige posteriore Femurresektion wird durch Verwendung einer größeren Femurkomponente mit dorsalem Aufbau angegangen. Dadurch wird der Beugespalt verkleinert.

Sind die Möglichkeiten der Balancierung des Beuge- und Streckspaltes ausgeschöpft, so besteht die Möglichkeit, den Grad der Kopplung der Prothesenkomponenten zu erhöhen. Die Optionen reichen von der ungekoppelten Prothese über die posterior stabilisierende, die interkondylär stabilisierende bis hin zur voll gekoppelten Prothese.

Reichel [33] hat in einer Übersicht die Indikationen zur schrittweisen Prothesenkoppelung in Abhängigkeit vom Ausmaß der Instabilität dargestellt. Eine ungekoppelte Prothese ist nur indiziert, wenn das Knie a.-p. in Beugung und Streckung stabil, mediolateral in Streckung und medialeseitig in Beugung stabil ist. Lateral wird in Beugung ein „Lift-off 1+“ toleriert.

Eine posterior stabilisierende Prothese wird eingesetzt, wenn die a.-p.-Translation deutlich mehr als 5 mm beträgt und das mediale Seitenband weitgehend stabil ist. Lateral kann eine erstgradige Instabilität toleriert werden. Interkondylär stabilisierende Implantate und vollgekoppelte Prothese sind dann indiziert, wenn zur a.-p.-Instabilität eine erhebliche mediolaterale Instabilität hinzukommt. Hieraus folgt, dass eine solche Rückzugsprothese zur Ausrüstung der versorgenden Klinik zählen

muss, um tatsächlich dem gesamten möglichen Spektrum der intraoperativ auftretenden Situationen gewachsen zu sein.

Patella

Patellakinematik

Nach Literaturangaben sind bei 1,5–12 % der implantierten Knieendoprothesen Komplikationen zu verzeichnen, die auf die patellofemorale Artikulation zurückgehen [4, 5, 27]. Die Patella ist für bis zu 50 % aller Komplikationen verantwortlich.

Die korrekte Führung der Patella in der „Trochlea“ der Femurkomponente wird durch eine komplexe Kombination statischer und dynamischer Faktoren gewährleistet. Femurkomponente und Patellarückfläche der verschiedenen Implantate weisen Designunterschiede auf, die sich auf die Patellaführung auswirken [7, 32]. Dieser Faktor ist vom Operateur allenfalls durch die prinzipielle Implantatauswahl, nicht jedoch intraoperativ zu beeinflussen.

Weitere Faktoren, die die sich auf die Patellakinematik auswirken, sind:

- ▶ Größe der Femurkomponente,
- ▶ Position der Femurkomponente:
 - ▶ Frontalebene,
 - ▶ Rotation in der Transversalebene.
- ▶ Rotation der Tibia,
- ▶ Höhe der Gelenklinie,
- ▶ Versorgung der Patellarückfläche:
 - ▶ Gesamthöhe der Patella,
 - ▶ Resektion parallel zur Patellaebene,
 - ▶ Positionierung des Rückflächenersatzes.
- ▶ Weichteilbalance.

Wir empfehlen, nach Probeimplantation von Femur- und Tibiakomponente die Kinematik der Patella zu prüfen. Dies sollte auch bei geplantem Rückflächenersatz noch vor der Zurichtung der Rückfläche erfolgen. Das Knie wird durch den Operateur passiv durchbewegt. Die Patella muss sich bei offenem Retinakulum, ohne vom Operateur gehalten zu werden („No-thumb-Technik“), zentral einstellen. Besteht eine Subluxations- oder gar Luxationstendenz, so müssen Maßnahmen ergriffen werden, die die Patellaführung verbessern.

Zunächst sollte die Position der Femur- und Tibiakomponente optimiert werden. Die Größe und die Rotationsposition der Femurkomponente liegen bereits fest und wären nur mit größerem Aufwand zu korrigieren. Gut zu beeinflussen sind die Position der Femurkomponente in der Frontalebene sowie die Rotationsposition der Tibia.

Durch eine Lateralverschiebung der Femurkomponente kann das laterale Retinakulum entspannt werden. Die Gleitbahn wird gewissermaßen unter die Patella geschoben, die dadurch besser zentriert werden kann (s. Abb. 9). Das Implantat darf jedoch lateral nicht überstehen. Die Rotation der Tibiakomponente wirkt sich auf die Stellung der Tuberositas tibiae aus und beeinflusst so den Q-Winkel und damit die dynamische Patellaführung (s. Abb. 6).

Eine Innenrotationsfehlstellung der Tibiakomponente resultiert in einer Lateralisierung der Tuberositas. Deshalb ist die Stellung der Tibiakomponente zu prüfen. Eine weitere Außenrotation kann die Patellaführung verbessern, da eine Medialisierung der Tuberositas entsteht. Ist ein Ersatz der Patellarückfläche vorgesehen, so kann eine asymmetrische Positionierung der Prothesenkomponente nach medial das laterale Retinakulum entspannen.

Sind die Optionen der Komponentenpositionierung ausgeschöpft, so muss bei unbefriedigender Zentrierung die Weichteilbalance durch ein laterales Release verbessert werden. Dies ist insbesondere bei der Verwendung des medial parapatellaren Standardzuganges ein Problem. Die Restdurchblutung der Patella wird durch diesen Schritt weiter reduziert.

Ogata et al. [29] konnten an Primaten zeigen, dass die Patelladurchblutung durch ein zusätzliches laterales Release bei medial parapatellarem Zugang von 65 auf 53 % sinkt. Die zusätzliche Entfernung des Hoffa-Fettkörpers reduziert die Patelladurchblutung auf 17 %. Das Release wird von der Gelenkinnenseite her in einem Abstand von 1,5–2 cm zur Patella durchgeführt. Ob der Erhalt der A. genus superior lateralis sinnvoll ist, ist nach klinischen Daten umstritten [35].

Die Wahl eines alternativen Primärzuganges auf der Medialeseite wie des Subvastuszuganges oder des Midvastuszuganges sollen die Notwendigkeit eines

lateralen Release signifikant reduzieren [15, 17, 34, 31], haben jedoch den Nachteil der schlechteren Übersicht und bergen beim Midvastuszugang die Gefahr der Verletzung neurovaskulärer Strukturen. Die primäre Verwendung des lateralen Zugangs mit Tuberositasosteotomie beim Valgusknie [22] beugt diesem Problem vor.

Patellarrückflächenersatz

Ob die Kniescheibenrückfläche ersetzt werden soll oder nicht, ist nach wie vor strittig. Wird sie ersetzt, so ist dieses Verfahren technisch nicht unproblematisch. Es ist schwierig, den Sägeschnitt exakt parallel zur vorderen Kniescheibenfläche auszurichten. Der beste Anhalt für den Operateurs sind die Ansätze von Lig. patellae und Quadrizepssehne. Die Patella sollte durch das Anbringen der prothetischen Gleitfläche nicht verdickt werden. Deshalb ist eine Dickenmessung vor Anlegen des Sägeschnitts erforderlich.

Kommt es beim Zurichten der Kniescheibe zur Fraktur derselben, so lässt sich nach Reposition bei Verwendung zementierter Patellarrückflächenkomponenten zumeist eine ausreichende Stabilität ohne zusätzliche Osteosynthese erzielen. Auch an Femur oder Tibia sollten intraoperative Frakturen anatomisch reponiert und durch Repositionszangen während des Einbringens von Zement und Prothesenkomponenten gehalten werden. Dies gewährleistet zumeist ohne zusätzliches Osteosynthesematerial eine stabile Situation.

Prothesenkomponenten

Die endgültige Auswahl der Komponenten fällt intraoperativ. Sie reicht von der Endoprothese mit beweglichem Plateau über die Standardversion der kondylären Prothese über die posterior stabilisierende Prothese schließlich zum gekoppelten Gelenk. Unzementierte Implantate stellen höhere Ansprüche an den Operateur, was die Passgenauigkeit der Sägeschnitte betrifft.

Bisher existiert kein Beweis dafür, dass die unzementierte Knieendoprothetik der zementierten überlegen wäre. Für die zementlose Verankerung konzipierte Prothesen kosten mehr als zu zementierende Prothesen. Die Autoren führen deshalb generell eine zemen-

tierte, primäre Kniealloarthroplastik durch. Die Qualität des Zementbettes hängt von der Vorbereitung des knöchernen Prothesenlagers ab. Spülung mit der pulsierenden Lavage und Austrocknung vor Einbringen des Zements sind empfehlenswert, wenngleich am Kniegelenk nie wissenschaftlich validiert.

Blutstillung und Blutungskomplikationen

Das Arbeiten in Blutsperre erleichtert sowohl die korrekte Zurichtung der Knochen, als auch das Zementieren. Nach Aushärten des Zements sollte die Sperre jedoch geöffnet und eine Kontrolle auf arterielle Blutungen vorgenommen werden. Eine blutrockene Wunde ist wegen der Blutung aus den Bohrlöchern und den unbedeckt gebliebenen Sägeflächen in fast keinem Falle zu erreichen. Häufig ist es sogar erforderlich, Überlaufdrainagen an Stelle von Saugdrainagen zu verwenden, um die Blutung aus dem Knochen nicht durch den Sog der Drainage anzuregen. Eine Wiederverwendung des Drainagenblutes wird kontrovers diskutiert [20].

Größere, spritzende Gefäße finden sich im Ansatzbereich des Außenmeniskushinterhorns und im Bereich des gespaltenen Retinaculum patellae laterale.

Die größte Gefahr für die Verletzung von Blutgefäßen besteht im Bereich der dorsolateralen Kapsel. Hier liegen kräftige arterielle Gefäße sehr gelenknahe [21]. Es besteht sogar ein Verletzungsrisiko für die nur wenige Millimeter dorsal der Gelenkkapsel liegenden großen poplitealen Gefäße.

Unstillbare Blutungen aus dieser Region können zur Notwendigkeit einer erneuten Blutsperre, des raschen Abschlusses der Prothesenoperation und der Exploration der Fossa poplitea über einen dorsalen Zugang zwingen. Die Beiziehung eines Gefäßchirurgen sollte bereits während des Verschlusses der ventralen Wunde und des Umlagerens des Patienten in die Wege geleitet werden.

Postoperative Phase

Die Nachblutung in die Drainagen ist unserer Erfahrung nach das häufigste Problem. Betragt der Blutverlust in der 1. Stunde nach Wundverschluss mehr

als 500 ml sollten die Drainagen als Überlaufsysteme weiterbetrieben werden. Es besteht eine Tendenz das operierte Bein zu beugen was einer späteren Beugekontraktur Vorschub leistet. Eine Schienelagerung in Streckstellung wirkt dieser Tendenz entgegen.

Für eine kontinuierliche und ausreichende analgetische Medikation ist bei den in der Regel erheblichen postoperativen Schmerzen während der ersten postoperativen Tage Sorge zu tragen. Mit Wiedererlangen der muskulären Kontrolle darf das operierte Bein zunehmend belastet werden. Abhängig vom Muskelzustand wird Vollbelastung 3–6 Wochen nach dem Eingriff erreicht.

Fazit für die Praxis

Der Einbau einer kondylären Knieprothese gelingt bei präziser präoperativer Planung, Verwendung zeitgemäßer Implantate und Ausrichteinstrumentarien für die Knochenresektion, sowie korrektem Behandeln der Weichteile. Ausrichtung der Sägeblöcke und Durchführung der Sägeschnitte sind bis heute schwierige Operationsschritte geblieben. Navigation und Robotik, bzw. der Einsatz von innovativen Knochenresektionsverfahren werden diese kritischen Abschnitte der Operation künftig hoffentlich vereinfachen. Das sorgfältige Handling der Weichteile bleibt wohl die genuine Aufgabe des Operateurs.

Literatur

1. Abril JC, Alvarez L, Vallejo JC (1995) Patellar tendon avulsion after total knee arthroplasty. A new technique. *J Arthroplasty* 10: 275–279
2. Arima J, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS (1995) Femoral rotational alignment in the valgus total knee arthroplasty based on the anterior-posterior axis: A technical note. *J Bone Joint Surg Am* 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. Boyd Jr AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, Sledge CB (1993) Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patellar. *J Bone Joint Surg Am* 75: 674–681
5. Brick GW, Scott RD (1988) The patellofemoral component of total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 231: 163–178

6. Buechel FF (1990) A sequential three-step lateral release for correcting fixed valgus knee deformities during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260: 170–175
7. Chew TH, Stewart NJ, Hanssen AD, Luo ZP, Rand JA, An KN (1997) Differences in patellar tracking and knee kinematics among three different total knee designs. *Clin Orthop* 345: 87–98
8. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon DB (1998) The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop* 356: 111–118
9. Clayton ML, Thompson TR, Mack RP (1986) Correction of alignment deformities during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 202: 117–124
10. Cooke TDV, Bryant JT, Scudamore RA (1994) Biomechanical factors in alignment and arthritic disorders of the knee. In: Fu FH, Harner CD, Vince KG (eds) *Knee surgery*. Williams & Wilkins, Baltimore, pp 1061–1078
11. Dennis DA (1997) Wound complications in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 20: 837–840
12. Eckhoff DG, Johnston RJ, Stamm ER et al. (1994) Version of the osteoarthritic knee. *J Arthroplasty* 9: 73–79
13. Eckhoff DG, Metzger RG, Vandewalle MV (1995) Malrotation associated with implant alignment technique in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321: 28–31
14. Emerson RH (1994) Extensor mechanism rupture. In: Fu FH, Harner CD, Vince KG (eds) *Knee surgery*. Williams & Wilkins, Baltimore, pp 1483–1490
15. Faure BT, Benjamin JB, Lindsey B, Volz RG, Schutte D (1993) Comparison of subvastus and parmedian surgical approaches in bilateral knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8: 511–516
16. Feinstein WK, Noble PC, Kamaric E, Tullos HS (1996) Anatomic alignment of the patellar groove. *Clin Orthop* 331: 64–73
17. Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE (1991) Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 224: 70–77
18. Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA (1985) Total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 192: 13–22
19. Insall JN (1993) Surgical techniques and instrumentation in total knee arthroplasty. In: Insall JN, Windsor RE, Scott WN, Kelly MA, Aglietti P (eds) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York, pp 739–804
20. Jensen CM, Pilegaard R, Hviid K et al. (1999) Quality of reinfused drainage blood after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14: 321–318
21. Karkos CD, Thomson GJ, D'Souza SP, Prasad V (2000) False aneurysm of the popliteal artery: a rare complication of total knee replacement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 53–55
22. Keblish PA (1991) The lateral approach to the valgus knee: Surgical technique and analysis of 53 cases with over two-year follow-up evaluation. *Clin Orthop* 271: 52–62
23. Kohn D, Schmolke S (1996) Arthrodesis nach Ausbau von Knieendoprothesen. *Literaturübersicht 1984–1994*. *Orthopäde* 25: 153–157
24. Kohn D, Rupp S (1999) Alloarthroplastik des Kniegelenks. *Orthopäde* 27: 975–995
25. Krackow KA (1990) The technique of total knee arthroplasty. Mosby, St. Louis
26. Laskin RS (1995) Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 10: 657–660
27. Lynch AF, Rorabeck CH, Bourne RB (1987) Extensor mechanism complications following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2: 135–140
28. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 69: 745
29. Ogata K, Shively RA, Shoemaker PL, Chang S (1987) Effects of standard surgical procedures on the patellar blood flow in monkeys. *Clin Orthop* 215: 254–259
30. Olcott CW, Scott RD (1999) Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367: 39–42
31. Parentis MA, Rumi MN, Deol GS, Kothari M, Parrish WM, Pellegrini Jr. VD (1999) A comparison of the vastus splitting and median parapatellar approaches in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367: 107–116
32. Petersilge WJ, Oishi CS, Kaufman KR, Irby SE, Colwell Jr. CW (1994) The effect of trochlea design on patellofemoral shear and compressive forces in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 309: 124–130
33. Reichel H (1997) Instabilität nach Knieendoprothese-Möglichkeiten der schrittweisen Prothesenkoppelung. In: J. Jerosch (Hrsg) *Knie-Tep Revisionseingriffe- Lösungsmöglichkeiten bei Beschwerden nach Implantation einer Knieendoprothese*. Thieme, Stuttgart New York, S 61–68
34. Ritter MA, Keating EM, Faris PM (1990) Comparison of two anterior medial approaches to total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 3: 168–170
35. Ritter MA, Herbst SA, Keating EM, Faris PM, Meding JB (1996) Patellofemoral complications following TKA: The effect of alateral release and sacrifice of the superior lateral genicular artery. *J Arthroplasty* 11: 368–376
36. Rupp S, Kohn D (2000) Der sog. Knee-Balancer. *Operat Orthop Traumatol (im Druck)*
37. Stiehl JB, Cherveney PM (1996) Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321: 168–172
38. Westrich FH, Laskin RS, Haas SB, Sculco TP (1994) Resection specimen analysis of tibial coverage in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 309: 163–175
39. Whiteside LA, McCarthy DS (1992) Laboratory evaluation of alignment and kinematics in a unicompartmental knee arthroplasty inserted with intramedullary instrumentation. *Clin Orthop* 274: 238–247
40. Whiteside LA, Arima J (1995) The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321: 168–172
41. Whiteside LA (1999) Selective ligament release in total knee arthroplasty of the knee in valgus. *Clin Orthop* 367: 130–140
42. Zanotti RM, Freiberg AA, Matthews LS (1995) Use of patellar allograft to reconstruct a patellar tendon-deficient knee after total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 10: 271–274