

Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes

J. Jerosch

2.1	Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes – 8
2.1.1	Die Femurkondylen – 8
2.1.2	Die Tibia – 9
2.1.3	Die Patella und das Femoropatellargelenk – 10
2.1.4	Die Beinachsen – 14
2.1.5	Flexion und Extension – 17
2.2	Der Gelenkknorpel – 18
2.3	Die Menisci – 18
2.4	Die Gelenkkapsel – 19
2.5	Der Bandapparat des Kniegelenkes – 20
2.5.1	Die Kreuzbänder – 20
2.5.2	Die Kollateralbänder – 24
2.6	Die Funktion der Muskulatur des Kniegelenkes – 25
2.6.1	Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes – 25
2.6.2	Die Beugemuskulatur des Kniegelenkes – 26
2.6.3	Die Rotatoren des Kniegelenkes – 26
2.7	Die physiologische Belastung des Kniegelenkes – 26
2.7.1	Die Reibung im natürlichen Kniegelenk – 26
2.7.2	Kompressions- und Scherkräfte – 26
	Literatur – 27

Das Kniegelenk ist die bewegliche Verbindung zwischen Oberschenkel und Unterschenkel; seine prinzipiellen Aufgaben bestehen darin, sowohl Mobilität als auch Stabilität zu gewährleisten. Funktionell besteht es aus 2 Teilen: dem femorotibialen und dem femoropatellaren Gelenk. Darüber hinaus wird noch die proximale fibulotibiale Artikulation differenziert, welche jedoch in der Knieendoprothetik direkt keine Rolle spielt.

Die femorotibiale Artikulation stellt das Kniegelenk im eigentlichen Sinne dar. Sie ist zuständig für Flexion, Extension und auch die Rotation, wobei Streckung wie Beugung in Form einer Roll-Gleit-Bewegung ablaufen. Das femorotibiale Gelenk verfügt durch Rotationsmöglichkeit um 3 Achsen sowie Translation in 3 Ebenen über insgesamt 6 Freiheitsgrade (■ Abb. 2.1) (Jakob und Stäubli 1990), wobei Freiheitsgrad hier als Bewegungsrichtung des Gelenkes definiert wird, in die ohne ligamentäre Strukturen keinerlei Kräfte übertragen werden.

Die 3 Rotationsbewegungen sind:

- Flexion bzw. Extension
- Abduktion bzw. Adduktion (Valgus- bzw. Varusbewegung) des Unterschenkels
- Innen- bzw. Außenrotation des Unterschenkels in Flexionsstellung des Gelenkes

Bei all diesen Rotationsbewegungen verläuft die Drehachse jeweils in einer anderen Ebene (Wagner und Schabus 1982).

Die 3 Translationsbewegungen sind:

- Bewegungsabläufe im Sinne der vorderen bzw. hinteren Schublade
- Distraction bzw. Kompression des Gelenkes
- Mediale bzw. laterale Translation (Shift)

Das femoropatellare Gelenk erhält seine Funktion in Beugstellung, indem die Kniescheibe den virtuellen Hebelarm der Streckmuskulatur verbessert, um so die Wirkung der zu übertragenden Kräfte zu erhöhen.

Durch die biomechanisch relativ komplizierte Krafteinleitung wird beim Kniegelenk ein spezielles Stabilisatorsystem notwendig. Im Zuge der Flexion, Extension, Rotation, Varus- und Valgusbewegung wird dies gewährleistet durch:

- Passive Strukturen (die Ligamente – mediales und laterales Kollateralband, vorderes und hinteres Kreuzband)
- Gelenkkapsel
- Knöchernen Gelenkkontakt
- Aktive Strukturen (die Muskeln)
- Dynamische propriozeptive Strukturen (Mechanorezeptoren in Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern)

Die Muskulatur stabilisiert das Knie weitgehend willkürlich, aber auch unwillkürlich gegen Schub- und Scher-

kräfte, die passiven Widerstandskräfte werden von den Kapsel-Band-Strukturen übernommen. Diese können ihre Funktion nur erfüllen, wenn sie intakt sind und sich passiv in einer gewissen Vorspannung befinden (Wagner und Schabus 1982). Schubkräfte werden durch die besondere anatomische Anordnung der Kreuzbänder aufgenommen. Die Seitenbandstrukturen sorgen für laterolaterale Gelenkstabilität in gestrecktem Zustand und verhindern ein seitliches Aufklappen des Gelenkes in der Frontalebene; in Streckstellung sind sie gespannt, lockern sich aber im Zuge der Beugebewegung (Baumgartl und Thiemel 1993). Eine axiale Belastung des Kniegelenkes wirkt stabilisierend auf tibiofemorale Bewegungen; sie schränkt Rotations- und Translationsbewegungen ein und schützt bei äußerer Gewalteinwirkung und passiven Bewegungen dadurch den Kapsel-Band-Apparat vor extremen Spannungen. Über propriozeptive Rezeptoren in den Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern wird ein Regelkreis zwischen statischen und dynamischen Stabilisatoren gebildet (Jerosch et al. 1995a, b, 1996a, b, 1997a, b, c, d) (■ Abb. 2.2).

Die komplexen biomechanischen Bewegungsabläufe, die das Kniegelenk ermöglicht, sind stets abhängig von seiner funktionellen Stabilität (Wagner und Schabus 1982). Letztere ist erforderlich bei allen dynamischen und statischen Situationen; sie resultiert aus dem Zusammenspiel des neuromuskulären Systems, des Kapsel-Band-Apparates sowie der Gelenkgeometrie. Der Verlust einer dieser Faktoren kann – je nach Ausmaß – zu einer funktionellen Instabilität führen.

In der Literatur gibt es unterschiedliche Vorschläge für eine zweckmäßige Einteilung der stabilisierenden Strukturen. Nicholas (1973) differenziert ihre Vielzahl in 3 Komplexe:

- Medialer Komplex (Lig. collaterale mediale, dorso-mediale Kapsel, M. semimembranosus, Pes anserinus)
- Lateraler Komplex (Tractus iliotibialis, Lig. collaterale laterale, M. popliteus, M. biceps femoris)
- Zentraler Komplex (Ligg. cruciata, Meniscus medialis et lateralis)

Wagner (1987) nahm eine andere Einteilung vor:

- Medialer und lateraler Komplex
- Vordere und hintere Strukturen
- Kreuzbänder

Strobel und Stedtfeld (1988) unterschieden an stabilisierenden Strukturen:

- Medialen und lateralen Komplex
- Zentralen Komplex
- Ventralen und dorsalen Komplex

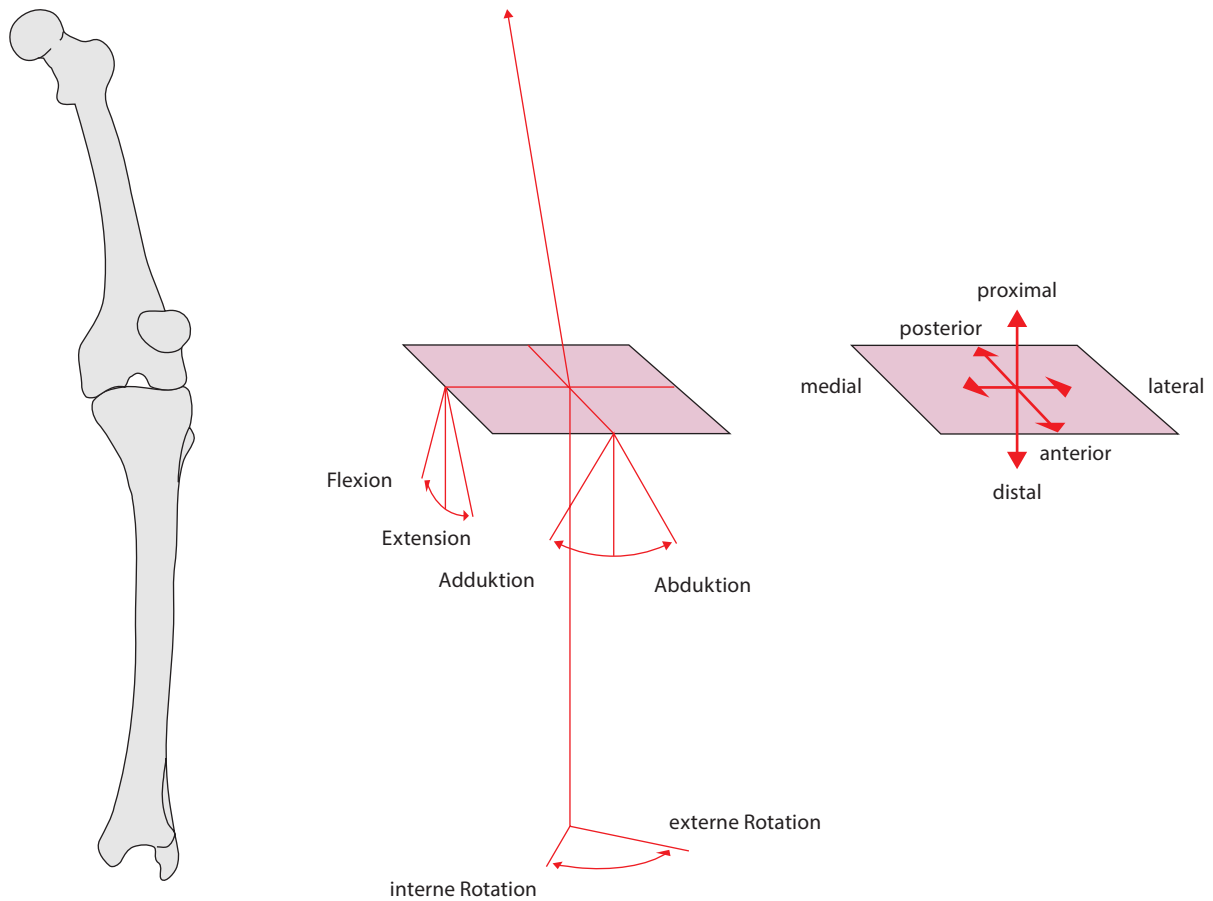


Abb. 2.1 Die 6 Freiheitsgrade des Kniegelenkes

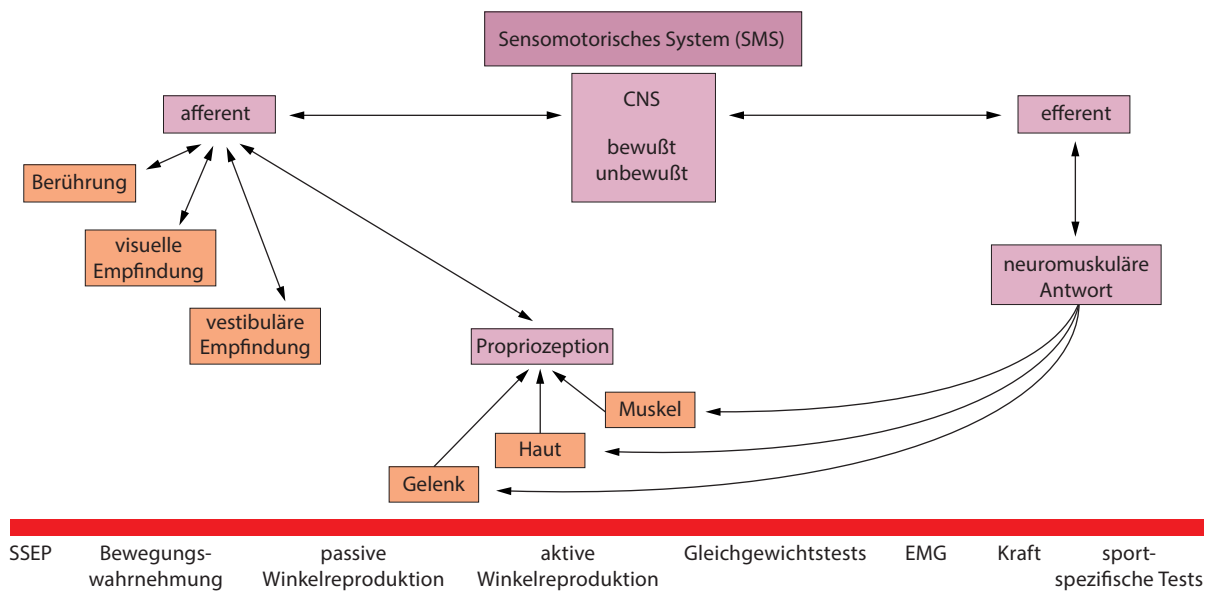
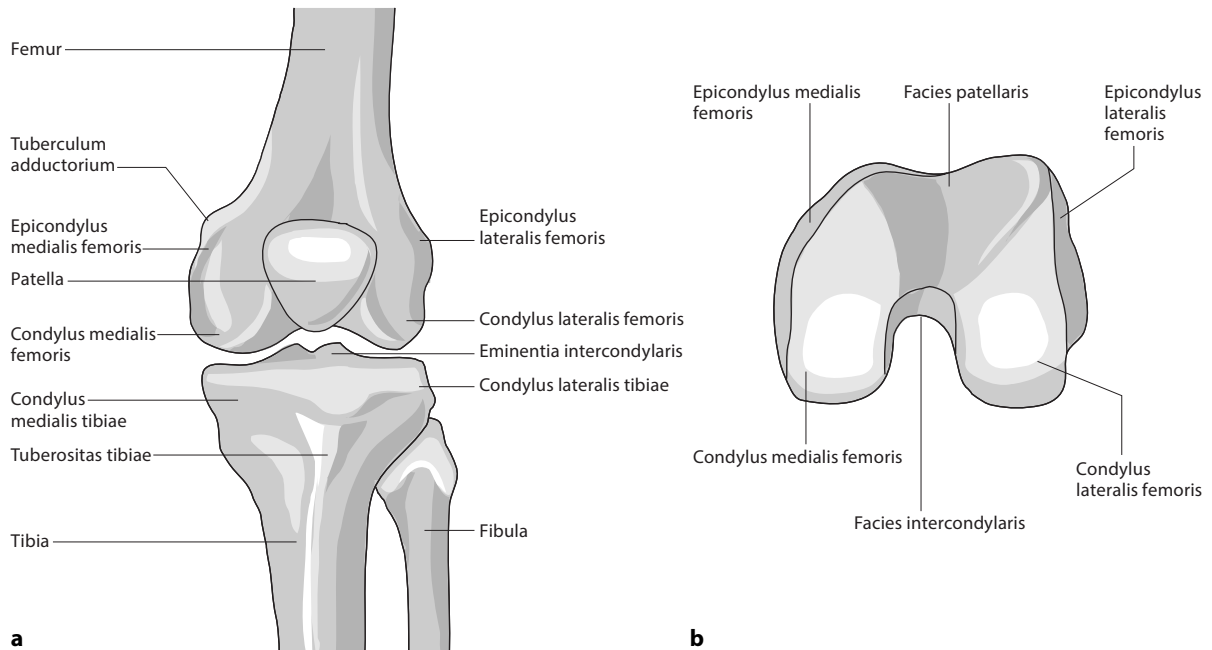


Abb. 2.2 Zusammenspiel des sensomotorischen Systems der Kniegelenkes



■ Abb. 2.3a,b Anatomie der Femurkondylen. Ansicht von a ventral, b distal

2.1 Die knöchernen Anteile des Kniegelenkes

Im Femorotibialgelenk treffen 2 Gelenkteile – die beiden Kondylen des Femur (Condylus femoris) und die beiden pfannenartig geformten Plateaus der Tibia – aufeinander wie Walzenkörper in einem Lager. Im Femoropatellargelenk artikuliert die Kniescheibe mit der Facies patellaris des Femur.

2.1.1 Die Femurkondylen

Die Femurkondylen sind das verbreiterte distale Ende des Femur; sie sind in der Sagittal- und Frontalebene konvex geformt und divergieren nach dorsal mit einem Winkel von etwa 20°. Ihre konvexe Krümmung korrespondiert mit der konkaven Krümmung der tibialen Gelenkflächen. Während der stärker ausgebildete laterale Kondylus in sich gerade ausgerichtet ist, verläuft der schwächer ausgebildete, schräger stehende innere Kondylus nach medial konvex. Ihre Krümmungsradien nehmen von dorsal nach ventral zu, und zwar von 17 mm auf 38 mm beim medialen und von 12 mm auf 60 mm beim lateralen Kondylus (Kapandij 1985). Der Krümmungsradius der Kondylen ändert sich hierbei im Sinne einer sich dorsal einrollenden Spirale. Diese verfügt jedoch nicht – wie die geometrische Spirale nach Archimedes – über einen Zentralpunkt, sondern über eine Serie von Zentren, die ihrerseits auf einer Spirale liegen. Die Linie

durch die Krümmungsmittelpunkte der Kondylen – die sog. Konturlinie – wird als Evolute bezeichnet und imponiert als Spirale einer Spirale. Wegen dieser stets unterschiedlichen Krümmungsradien variiert auch der Spannungszustand der Führungsbänder mit der Gelenkstellung.

Die Facies patellaris ist ventral zwischen den Oberschenkelrollen lokalisiert, von deren Gelenkflächen sie tibial durch die Linea condylopatellaris medialis, lateral durch die Linea condylopatellaris lateralis abgesetzt ist. Kaudal der Gelenkfläche liegt die Fossa intercondylaris, die sich auf einer Linie mit der Rinne der Facies patellaris befindet.

An der medialen Fläche des inneren Condylus femoris befinden sich die beiden knöchernen Erhebungen des Epicondylus medialis femoris und des Tuberculum adductorium. Der äußere Femurkondylus weist die laterale Erhebung des Epicondylus femoris lateralis sowie einen Sulkus für die Sehne des M. popliteus auf (■ Abb. 2.3).

Die distale Artikulationsfläche des Femur kann als Kombination dreier kreisförmiger Oberflächen betrachtet werden (Elias et al. 1990). Der Boden der Trochlea patellaris, auf der die Kniescheibe bei der Flexionsbewegung zwischen 10° und 100° gleitet, bildet den 1. Kreis. Die posterioren Anteile der Femurkondylen, die zwischen 10° und 150° Knieflexion mit der Tibia artikulieren, stellen einen 2. Kreis dar. Die Beuge- und Streckachse des Kniegelenkes verläuft durch das Zentrum dieses 2. Kreises (Elias et al. 1990; Hollister et al. 1993). Die distalen Anteile der Femurkondylen artikulieren mit der Tibia bei einem Flexionsgrad von 0–10°; sie bilden einen 3. Kreis. Der Radius

der Trochlea patellaris beträgt im Durchschnitt 24 mm; die mittlere Höhe der Trochlea femoralis liegt zwischen 31 und 34 mm, die mittlere Breite der trochlearen Rinne zwischen 35 und 38 mm (Yoshioka et al. 1987); Höhe und Breite der Trochlea variieren jedoch. Die Ursprünge der Retinacula patellae liegen im zentralen Bereich des patellaren Kreises (Elias et al. 1990). Elias et al. (1990) vermuteten, dass diese seitlichen Weichteilstrukturen eine Funktion besitzen, die der der Kollateralbänder vergleichbar ist.

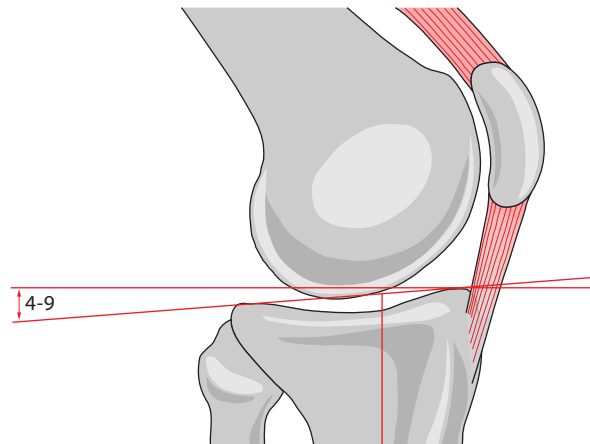
2.1.2 Die Tibia

Das Tibiaplateau

Das Tibiaplateau fällt beim Erwachsenen nach dorsal distal ab (Retroversio tibiae). In der Literatur wird diese Neigung zwischen 4–5° (Baumgartl und Thiemel 1993) und 9° (Kapandij 1985) angegeben (■ Abb. 2.4). Bedingt durch die Retroversio tibiae besteht bei vertikal stehender Längsachse der Tibia eine Tendenz der Femurkondylen, nach dorsal zu gleiten (Wagner und Schabus 1982). Dieser Funktionsablauf wird jedoch durch die Kapsel-Band-Strukturen und die Menisken verhindert. Die Tibia ist darüber hinaus gegenüber dem Femur gering nach dorsal versetzt (Retropositio tibiae).

In der Mitte des Tibiaplateaus teilt die Eminentia intercondylaris eine mediale von einer lateralen flachen, leicht vertieften Gelenkfläche (Kapandij 1985). Die Areae intercondylares anterior et posterior sind knorpelfrei. Die Gelenkflächen selbst sind im sagittalen Profil sehr unterschiedlich. So ist der mediale Anteil nach kranial konkav, der laterale nach kranial konvex zulaufend. Folglich imponiert die innere Gelenkfläche bikonkav, die äußere in transversaler Richtung konkav und in der Sagittalebene konvex. Hieraus resultiert eine gute Stabilität zwischen Tibia und medialem Femurkondylus, wohingegen die durch die laterale Inkongruenz bedingte Instabilität eine permanente Sicherung durch das vordere Kreuzband erfordert.

Die proximale Tibia besteht aus einer dichten subchondralen Knochenplatte mit einem dünnen kortikalen Rand; darunter liegt Spongiosa. Bei dem für die Knieendoprothetik typischen Resektionsausmaß verbleibt der kortikale Rand sehr dünn. Die Form der proximalen Tibiaoberfläche ist nicht symmetrisch: Die mediale Gelenkfläche ist größer als die laterale. Krugs (Krug et al. 1984) anatomische Studie ergab, dass die Tibiaplateaugrößen zwischen 60 und 86 mm Breite weit variierten, jedoch ohne starke Korrelation in a.-p.-Ausdehnung. So wurde geschätzt, dass 18 tibiale Implantatgrößen nötig seien, um in der Knieendoprothetik eine optimale tibiale Deckung zu gewährleisten. Der härteste Knochen befindet sich in den zentralen und medialen Bereichen des inneren und in den posterolateralen Bereichen des äußeren Schienbeinkopfplateaus (Krug et al. 1984). Die größte Knochenstärke im

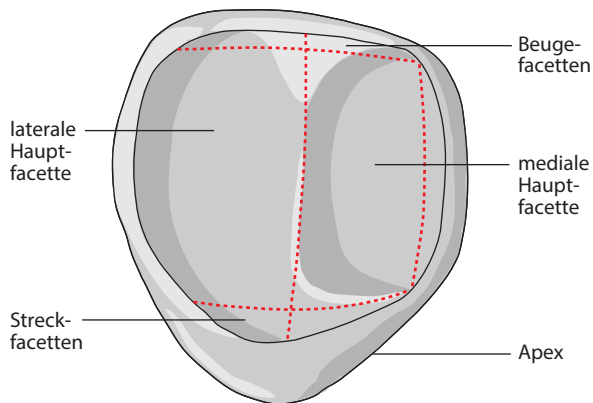


■ Abb. 2.4 Retroversio tibiae

Bereich der proximalen Tibia wurde auf der medialen Seite festgestellt (Hvid und Hansen 1985; Hvid 1988). Die Knochenstärke korrelierte insofern mit Fehlstellungen, als der Knochen auf der Seite der Deformität stärker ausgeformt war. Hvid und Hansen (1985) stellten weiterhin eine signifikante Reduktion der Knochenstärke mit ansteigender Resektionstiefe von der Gelenkoberfläche fest.

Die Krümmungsradien der Femurkondylen und der entsprechenden tibialen Gelenkflächen sind nicht gleich, so dass diese inkongruent verbleiben; ein Ausgleich wird hier erst durch die Menischi geschaffen.

Die Eminentia intercondylaris ist als zentraler Pfeiler des Kniegelenkes anzusehen. Sie ragt in die Fossa intercondylaris des Femurs und trägt mit ihrem ansteigenden Anteil einen wesentlichen Teil des Körpergewichtes, dies in einem größeren Ausmaß, als es die flachen Gelenkflächen des Tibiaplateaus vermögen (Wagner und Schabus 1982). Die Form der Eminentia intercondylaris führt zur Selbstzentrierung des Kniegelenkes in der Frontalebene. Bei Belastung stellt sie einen effektiven knöchernen Stabilisator dar, indem sie in die Fossa intercondylaris femoris eintaucht. Die sich berührenden Flächen der Femurkondylen und der Eminentia sind mit dicken Knorpelflächen bedeckt. Sie nehmen bei Varus-, Valgus- und Rotationsstress und beim Stehen hohe Drücke auf. Die Vorder- und Hinterhörner der Menisken machen aus dem knöchernen Eminentiasockel einen verformbaren Drehzapfen, der im Zuge der Flexion und Extension fixierend sowie bei Rotationsbewegungen bremsend wirkt (Goodfellow und O'Connor 1978; Müller 1982). Der mediale und laterale Höcker der Eminentia intercondylaris gleiten in der Fossa intercondylaris, unterstützen dabei die Gelenkführung; außerdem verriegeln und stabilisieren sie das Gelenk in Extension (Wagner 1987). In Verbindung mit den Kreuzbändern wird die Eminentia intercondylaris zum zentralen Stabilisator des Kniegelenkes (Baumgartl und Thiemel 1993).



■ Abb. 2.5 Ansicht von dorsal auf die Patellarückfläche

Die automatische Schlussrotation der Tibia

Die axiale Rotationsmöglichkeit der Tibia im Verhältnis zum Femur kann differenziert werden in

- eine passive Rotation – verursacht durch Einflüsse des Bodens beim Gehen –,
- eine willkürliche oder aktive Rotation – ausgelöst durch die Muskelaktion der Rotatoren (s. unten) – sowie
- eine automatische oder unwillkürliche Rotation.

Die Bänder und die Gelenkkapsel fungieren limitierend auf diese Rotationsformen, die Muskulatur (► Abschn. 2.5) des Beines wirkt bei der willkürlichen Rotation sowohl passiv zügelnd als auch aktiv. Die Drehung des Unterschenkels um seine Längsachse kann nur bei gebeugtem Kniegelenk stattfinden, in vollständiger Extension ist keine Rotation möglich. Kapandij (1985) gibt hier für die maximale Innendrehung 30°, für die maximale Außendrehung 40° an, wobei das Maß der Rotation abhängig vom Grad der Flexion ist; bei 30° Beugung ist eine geringere Rotation als bei 90° möglich. Die Kollateralbänder begrenzen die Außen-, die Kreuzbänder die Innendrehung.

Die sog. Schlussrotation bzw. automatische Rotation um 13–15° tritt unwillkürlich während der letzten bzw. ersten 20° Extension bzw. Flexion auf (Menschik 1975). Die automatische Innenrotation im Zuge der Kniebeugebewegung erfolgt, weil bei der Flexion der laterale Femurkondylus sich auf dem Tibiaplateau mehr nach hinten bewegt als der mediale. Diese ungleich weite Rückverlagerung der Kondylen im Zuge dieses Funktionsablaufes hat mehrere Ursachen (Müller 1982):

- Die unterschiedlichen Krümmungsprofile der femoralen Kondylen: Dasjenige des lateralen Femurkondylus ist länger als das des medialen; dadurch legt der äußere Femurkondylus beim Abrollen auf der Tibia eine größere Strecke zurück als der innere.
- Die unterschiedliche Kontur der tibialen Gelenkflächen: Der mediale Femurkondylus verlagert sich nur

gering, da er mit der konkaven Tibiafläche artikuliert, während der laterale sich über den dorsalen Abhang der konvexen Gelenkfläche der Tibia weiter nach hinten verlagert.

- Der Verlauf der Kollateralbänder: Das mediale Band spannt sich bei einer Rückverlagerung der Kondylen eher als das laterale, so dass der laterale Kondylus über einen größeren Bewegungsspielraum verfügt.
- Die unterstützende Aktion der Kniebeuger und -innenrotatoren: die Muskelgruppe des Pes anserinus superficialis und der M. popliteus.
- Die Anspannung des hinteren Kreuzbandes in Streckstellung bedingt eine Außenrotation der Tibia.

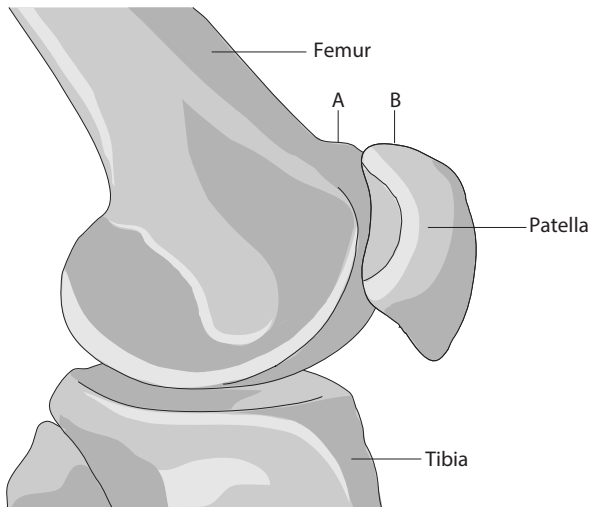
Die Rotationsachse der automatischen Schlussrotation ist nach Müller (1982) nicht identisch mit der Rotationsachse der willkürlichen Rotation. Während das Rotationszentrum der willkürlichen Rotation medial vom hinteren Kreuzband und der Eminentia in der hinteren Tibiagelenkhälfte liegt, findet sich die Achse der automatischen Rotation lateral dorsal der Eminentia. Nach anderen Untersuchungen liegt die Achse der willkürlichen Rotation weiter medial (Shaw et al. 1974; Wang et al. 1974), die Achse der automatischen Rotation weiter lateral (Wang et al. 1974) bzw. medial (Shaw et al. 1974). Die Funktion der automatischen Rotation bedeutet eine Stoßbremse als Schutz vor einer Hyperextension des Kniegelenkes.

2.1.3 Die Patella und das Femoropatellargelenk

Die Anatomie der Patella

Das Femoropatellargelenk ist der am stärksten belastete Teil des Kniegelenkes. Die Patella ist ein in den Kniestreckapparat integriertes Sesambein, das bei physiologischer Synovialflüssigkeit mit nur geringer Reibung auf den Femurkondylen gleitet. Sie ist ein platter dreieckiger Knochen, an dessen kranialer Basis die Quadrizepssehne inseriert und an dessen kaudaler Spitze, dem Apex patellae, das Lig. patellae proprium entspringt.

Die konvexe Vorderfläche der Patella wird von zahlreichen Gefäßkanälen durchzogen, Einstrahlungen der Sehne des M. quadriceps femoris bilden vertikal verlaufende Vertiefungen. Die Hinterfläche der Patella weist im oberen Teil eine überknorpelte Gelenkfläche auf, im unteren Teil (etwa $\frac{1}{4}$ der Gesamtfläche) ist sie nicht knorpelbedeckt. Auf der Gelenkfläche werden insgesamt 7 Facettenabschnitte – eine mediale, eine laterale und mehrere Randfacetten – unterschieden (■ Abb. 2.5); diese Facetten sind durch Leisten voneinander getrennt. Die mittlere Leiste, die die mediale und die laterale Hauptfacette voneinander trennt, kann in proximodistaler Richtung konkav oder konvex geformt



■ **Abb. 2.6** Höhereinstellung der Patella. Bei anatomisch korrekter Situation liegen bei einer Beugung von 40° die Oberränder der lateralen Femurkondyle (A) sowie der Patella (B) auf gleicher Höhe

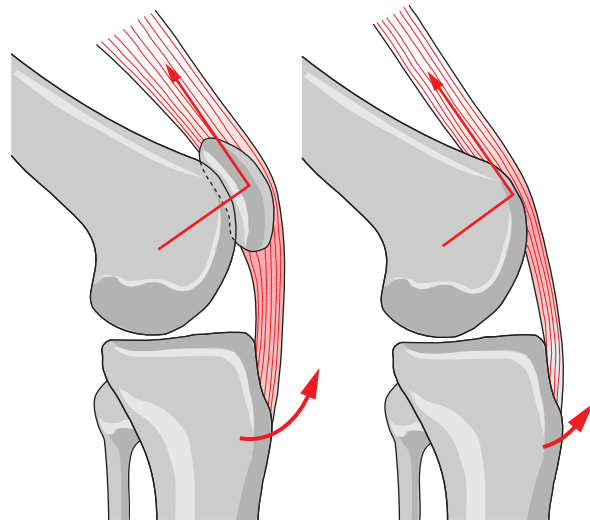
sein. Bei anatomisch konvexer Oberflächengestaltung ist zur Erzielung eines flächenhaften Kontaktes zwischen Patellahinterfläche und Facies patellaris femoris ein erhöhter Berührungsdruck notwendig, was die Stärke des Knorpelüberzugs von etwa 5,4–6,4 mm in diesem Bereich erklären kann (Wagner und Schabus 1982). Die proximal der Hauptfacetten gelegenen Beugefacetten sind sehr klein und kommen nur bei maximaler Knieflexion in Kontakt zu den Femurkondylen. Ebenso berühren die distal der Hauptfacetten gelegenen Streckfacetten die Femurkondylen nur bei maximaler Extension.

Die Höhereinstellung der Patella

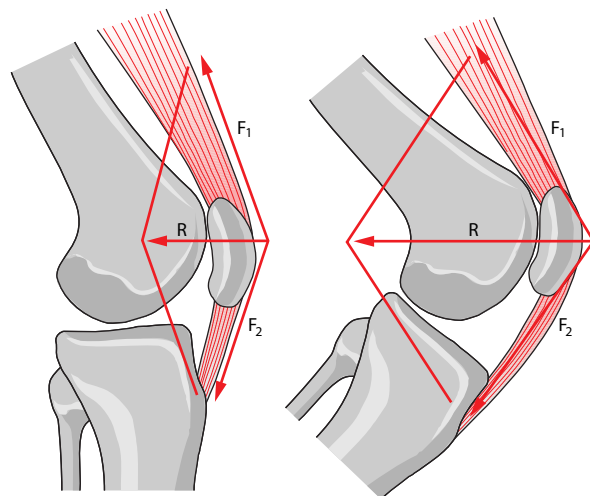
Die Länge des Lig. patellae und die Lokalisation der Tuberositas tibiae determinieren die Höhereinstellung der Patella; sie ist dann optimal, wenn bei einer Beugung von 40° sich der Oberrand der Kniescheibe in gleicher Höhe wie die obere Begrenzung des lateralen Femurkondylus befindet (Baumgartl und Thiemel 1993) (■ Abb. 2.6). In diesem Fall artikulieren die Gelenkflächen von Patella und Femurkondylen so breitflächig wie möglich miteinander. Im Falle einer Patella alta liegt die Kniescheibe höher, bei einer Patella baja tiefer.

Die Funktion der Patella

Neben ihrer Schutzfunktion für die Femurkondylen erhält die Patella ihre wichtigste Funktion in Kniebeugestellung, indem sie dafür sorgt, dass der Ansatzwinkel der Muskeln und Sehnen und somit das Drehmoment der Kniegelenkstrecker verbessert wird (Kaufer 1979; Wagner und Schabus 1982; Kapandij 1985) (■ Abb. 2.7), wobei gleichzeitig ein Schleifen der Sehne des M. quadriceps femoris über die Oberschenkelkondylen minimiert und die mus-



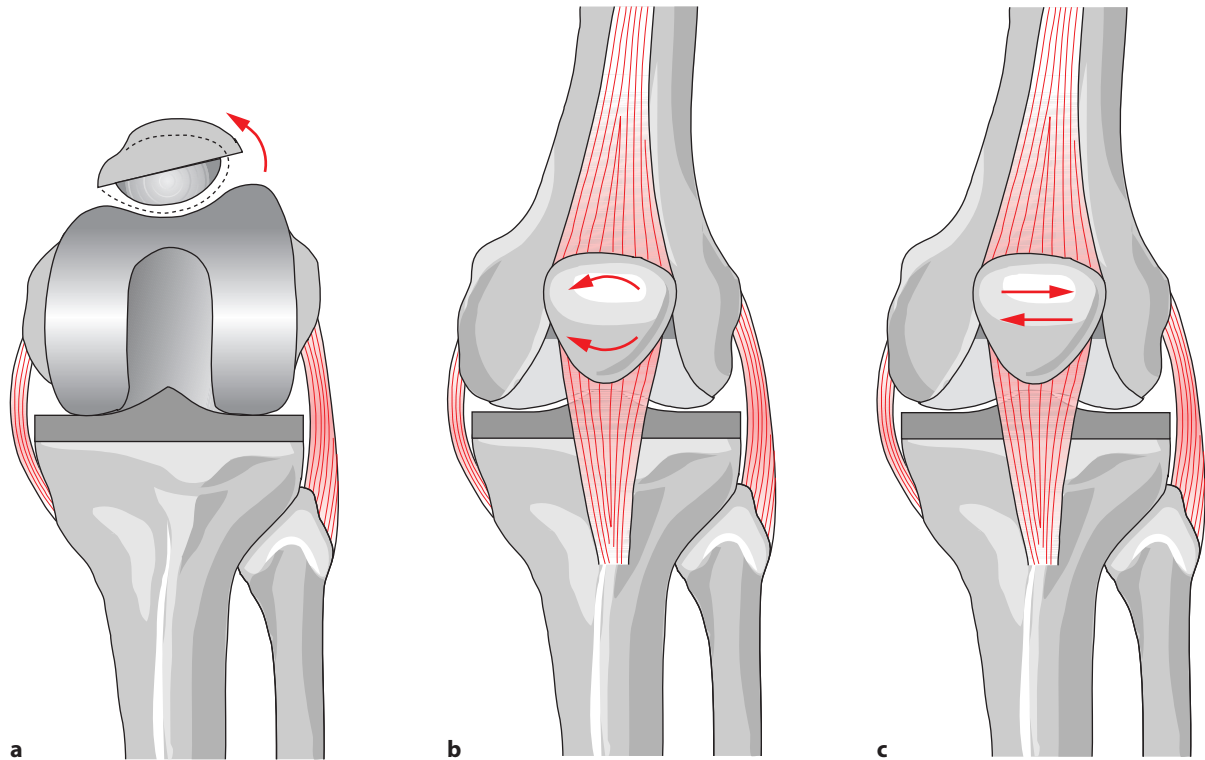
■ **Abb. 2.7** Virtueller Hebelarm des M. quadriceps femoris mit und ohne Patella



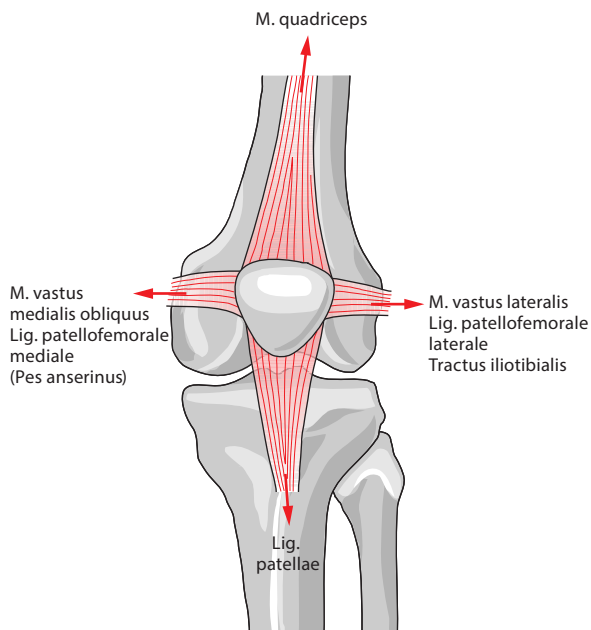
■ **Abb. 2.8** Anpressdruck der Patella in Abhängigkeit von der Beugung des Kniegelenkes. Die Kraftkomponente F_1 (Komponente der patellaren Druckkraft) wirkt dem Femurvorschub entgegen. Mit wachsender Beugung nimmt der Anpressdruck der Kniescheibe zu (Vektorendarstellung)

kuläre Krafteinleitung zentralisiert werden (Kaufer 1979). Durch diese Zentralisierung der muskulären Krafteinleitung wird die Verhinderung einer Dislokation des Streckapparates unterstützt und eine gleichmäßige Spannung der Kniegelenkkapsel gewährleistet (Freehafer 1962). Im Falle einer Patellektomie wird das Drehmoment der Strecker um etwa 30–40 % gemindert (Kaufer 1979; Bandi 1982; Wendt und Johnson 1985).

Durch Abbremsung des Kondylenvorschubes im Zuge der Beugebewegung, stabilisiert die Kniescheibe das Femorotibialgelenk und entlastet so das hintere Kreuzband (■ Abb. 2.8).



■ Abb. 2.9a–c Die Patella führt in ihrem femoralen Lager Kippungen (a), Rotationen (b) und mediolaterale Translationen (c) durch



■ Abb. 2.10 Die Stabilisatoren der Patella

Die Führungselemente der Patella

Die Patella gleitet ausgehend von der Kniesteckung über die geringe und mittlere Kniebeugung in ihrem Gegenlager, der Facies patellaris, zwischen den beiden Femurkon-

dylen. Dabei beschreibt die Gleitbahn, welche die Kniescheibe im Zuge der Flexion des Kniegelenkes von kranial nach kaudal durchläuft, einen flachen, nach lateral offenen Bogen. Die Tangenten an die Endpunkte dieses Bogens bilden einen Winkel von etwa 170° , der ungefähr dem Valguswinkel zwischen Femur und Tibia entspricht (Bandi 1982). Die Kniescheibe verschiebt sich bei Beugung über 90° um ungefähr den 2-fachen Betrag ihrer Länge (8 cm) nach kranial (Wagner und Schabus 1982). Bei dieser Bewegung dreht sie sich um eine transversale Achse (■ Abb. 2.9).

Die Patella wird durch 3 Elemente in ihrer Bahn geführt: Als passive Stabilisatoren wirken die muldenförmige knöcherne Kontur des Sulcus patellaris der Facies patellaris femoris sowie der weiter nach ventral vorspringende Condylus lateralis femoris (Wagner und Schabus 1982; Bandi 1982). Nach proximal wird die Patella durch die Sehne des M. quadriceps femoris, nach distal durch das Lig. patellae fixiert (■ Abb. 2.10). Zusätzliche passive Stabilisatoren sind Verstärkungen der Gelenkkapsel bzw. der Retinaculæ patellæ – die beidseitigen Ligg. patellofemorales, wobei ihr medialer Anteil eine Lateralverschiebung der Kniescheibe verhindert. Gleichfalls gegen seitliche Verschiebung stabilisieren passiv die Ligg. patellotibiales mediale et laterale. Der M. vastus medialis obliquus als Hauptstabilisator, die Adduktoren des Oberschenkels über die Lamina vastoadductoria sowie die Muskeln der

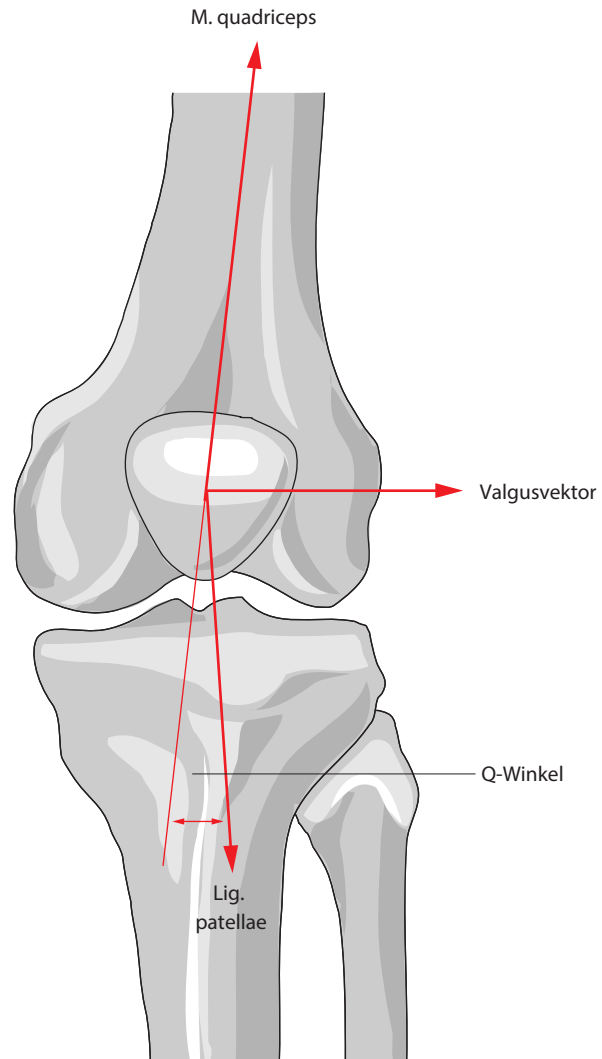
Pes-anserinus-Gruppe wirken als dynamische seitliche Stabilisatoren.

Hierbei stabilisieren die Muskeln des Pes anserinus durch Innenrotation des Unterschenkels, wobei eine Verringerung des Valguswinkels „Q“ eintritt. Dieser ist definiert als der Winkel zwischen der Geraden durch die Kniescheibenmitte zur Spina iliaca anterior inferior und der Geraden von der Kniescheibenmitte zum Zentrum der Tuberositas tibiae (Insall und Salvati 1971; Hungerford und Barry 1979) (■ Abb. 2.11). Dieser Valguswinkel des Streckapparates ist bis zu 15° physiologisch (Wagner und Schabus 1982), er ändert sich in Abhängigkeit von der Beugstellung des Kniegelenkes und auch bei unterschiedlichen Rotationsstellungen des Unterschenkels. Er ist ohnehin nur schwer zu quantifizieren, da die angegebenen Messpunkte zur Festlegung der Schenkel des Q-Winkels weder klinisch noch radiologisch exakt zu reproduzieren sind.

Die Auswirkungen der Knieflexion auf das Patellofemoralgelenk

Bei der automatischen Rotation der Tibia während einer Flexion zwischen 0 und 20° werden der Q-Winkel und der lateral gerichtete Kraftvektor des M. quadriceps femoris verkleinert (Goldberg et al. 1991), die Patella wird somit in die Trochlea des Femur gedrückt. Der femoropatellare Druck verteilt sich dabei auf Kniescheibenfirst und -facetten. Bei Beugung des Kniegelenkes um 90° bewegt sich die Patella nach lateral, so dass dann ihr äußerer Rand den primär belasteten Bereich darstellt. Bei starker Beugung wird der Kniescheibenfirst dadurch entlastet, dass er zwischen die Femurkondylen einsinkt. In Streckstellung berührt die Patella gerade eben mit ihrer unteren Spitze die Fossa supratrochlearis zwischen den Femurkondylen; bei geringen und mittleren Beugstellungen wird diese Artikulationsfläche größer. Bei gebeugtem Gelenk wird die Kniescheibe durch Kontraktion des Streckapparates gegen die Oberschenkelrollen gedrückt, wodurch das Gelenk gestreckt wird.

Die Kontaktfläche zwischen Kniescheibe und Femur verändert sich mit dem Flexionswinkel des Kniegelenkes. Der Kontaktpunkt auf der Patella liegt in Extension distal und wandert bei Flexion nach proximal (Huberti und Hayes 1984; Goodfellow et al.; Hehne 1990), der Kontaktbereich vergrößert sich mit zunehmender Flexion (Hehne 1990). Ab einem Beugewinkel über 70° kommt es zu einem Kontakt der Quadrizepssehne mit dem Femur (Hehne 1990), der Kontaktbereich zwischen Kniescheibe und Oberschenkelknochen erreicht bei 120° Flexion sein Maximum (Huberti und Hayes 1984) und vergrößert sich bei Quadrizepsbelastung durch die Verformung des Knorpels um das 4-fache (Hehne 1990). Die Kompressionskräfte innerhalb des Patellofemoralgelenkes sind hoch und erreichen bei normalem Q-Winkel ihr Maximum bei



■ **Abb. 2.11** Durch den Valguswinkel des Streckapparates zwischen Quadrizepssehne und Lig. patellae wird die Patella nach lateral abgedrängt

90° Flexion (Huberti und Hayes 1984). Veränderungen des Q-Winkels um 10° können bei 20° Flexion zu einem Anwachsen der Kompressionskräfte um 45 % führen (Huberti und Hayes 1984).

Maximale Kräfte des M. quadriceps femoris und des Lig. patellae werden bei einer Kniebeugung von 60° erzeugt und erreichen Werte von 3000 N (Huberti et al. 1984). Die auf das Lig. patellae Einfluss nehmenden Kräfte sind bei 30° Flexion um 30 % größer als jene, die auf den M. quadriceps femoris einwirken. Umgekehrte Verhältnisse liegen bei Kniebeugewinkeln zwischen 90° und 120° vor.

In der Literatur wird der femoropatellare Druck unterschiedlich hoch angegeben. Je nach Autor und Untersuchung schwankt er in Abhängigkeit von der Kniebeugstellung zwischen 400 und 1000 Kp (Burckhard 1924;

■ **Tab. 2.1** Femoropatellare Kompressionskräfte
(Nach Kim et al. 1993)

Aktivität	Kraft (× Körpergewicht)
Gehen	0,5
Treppen hinaufsteigen	3,3
Treppen heruntersteigen	3,3
Springen	20

Fürmaier 1953; Lacreuse 1961; Bandi 1982; 1976; Burckhard 1988). Nach Angaben von Kim et al. (1993) liegt bei alltäglichen Aktivitäten die Patellabelastung bei dem 0,5- bis 3,3-fachen des Körpergewichtes; in ungünstigen Fällen erhöhen Laufen und Springen diesen Druck um ein Vielfaches (■ Tab. 2.1).

2.1.4 Die Beinachsen

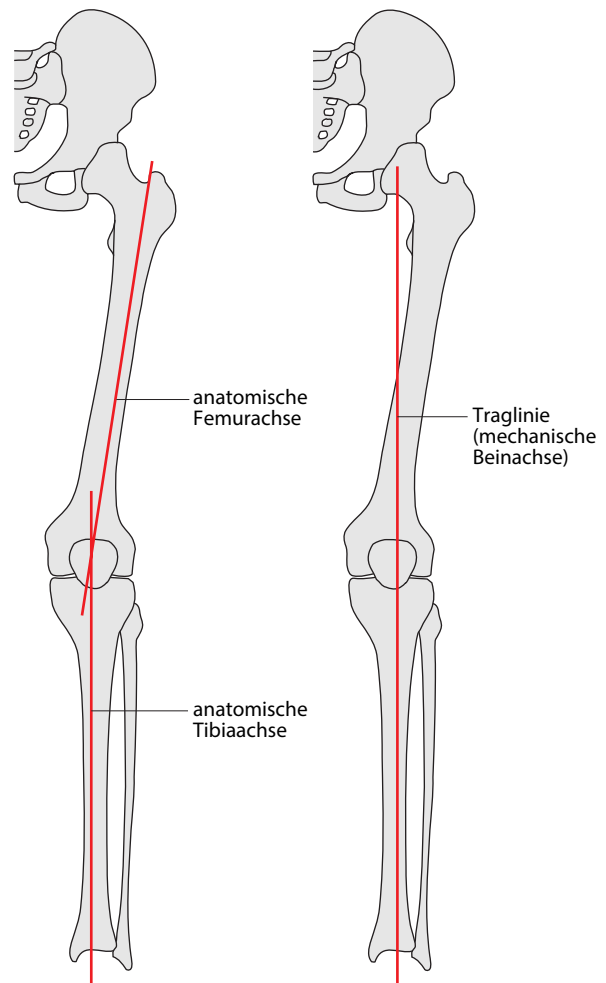
In der Literatur herrscht weitgehend Konsens über die „normale“ Ausrichtung des Kniegelenkes. Das Alignment des Beines wurde mit teilweise unterschiedlichen Definitionen der jeweiligen Autoren beschrieben. Die Differenzen entstehen u. a. durch unterschiedliche Bestimmungsmethoden des Alignments – röntgenologisch oder anatomisch – sowie durch uneinheitliche Referenzpunkte. Erst die Kenntnis der normalen anatomischen Achsen des Kniegelenkes kann bei Restaurationen des Knies zur richtigen Prothesenimplantation führen.

Das richtige Alignment des Knies kann durch 2 unterschiedliche Bedingungen charakterisiert werden (Krackow 1990):

- Das normale oder prothetisch versorgte Kniegelenk sollte auf die Traglinie des Beines zentriert sein.
- Es sollte die „richtige“ Orientierung der Gelenklinie vorliegen.

Anatomische und mechanische Achsen des Beines

Die anatomischen Achsen (Schaftachsen) von Femur und Tibia werden durch ihre zentralen Längsachsen gebildet. Die Zentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk liegen bei Extension physiologisch auf einer Geraden, der sog. Traglinie oder mechanischen Achse des Beines. Diese ist definiert als Linie vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Sprunggelenkes bei Extension. Die mechanische Achse des Femurs ist eine Linie vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Kniegelenkes, die der Tibia vom Zentrum des Kniegelenkes zum Zentrum des Sprunggelenkes (■ Abb. 2.12). Diese Achse ist deckungsgleich mit



■ **Abb. 2.12** Die Achsen des Kniegelenkes

der anatomischen Achse der Tibia (Kim et al. 1993). Eine mechanische Beinachse von 0° bedeutet, dass mechanische Achsen von Femur und Tibia deckungsgleich sind. Diese verläuft normalerweise nicht genau durch das Zentrum des Kniegelenkes, sondern leicht nach medial versetzt im Bereich von 2,5–3,5° Varus (Krackow 1983).

Bedingt durch den ausladenden Femurhals bildet die anatomische Femurachse mit der anatomischen Tibiaachse einen nach lateral offenen tibiofemoralen Winkel von 170–175° bzw. im Bereich des Oberschenkels einen nach kranial offenen Winkel von 5–10° (Kapandij 1985; Baumgartl und Thiemel 1993). Hieraus resultiert eine physiologische, geschlechtsspezifische leichte Valgusstellung des Knies.

Der mit der normalen Gelenkausrichtung verbundene tibiofemorale Winkel hängt allein ab von dem Winkel zwischen der Achse des Femurschaftes und seiner mechanischen Achse (Linie zwischen Femurkopfszentrum und Kniegelenkzentrum). Mit anderen Worten: Eine normale Ausrichtung ist erst dann vorhanden, wenn der tibiofe-

Knieendoprothetik

Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung,
Begutachtung

Jerosch, J.; Heisel, J.; Tibesku, C.O.

2015, XVI, 435 S. 488 Abb., Hardcover

ISBN: 978-3-642-38422-6