

6.5 Patellofemoralgelenk

6.5.1 Anatomie

Teile des Femurs und die Patella bilden das Patellofemoralgelenk. Die Patella ist das größte Sesambein des menschlichen Skeletts und in den Streckapparat des Kniegelenks eingelagert. Die Rückseite der Patella, die *Facies articularis patellae*, ist mit Knorpel überzogen und durch einen vertikalen First in eine mediale und laterale Facette unterteilt. Nicht selten ist der mediale Teil durch eine weitere Leiste nochmals unterteilt. So entsteht am medialen Rand die so genannte *Odd-Facette*. Die *Odd-Facette* verringert die druckaufnehmende Fläche der Patella durch ihre sagittale Stellung beträchtlich. Insgesamt ist die Form und Ausrichtung der medialen Facette äußerst variabel und es entstehen verschiedene Formen, die nach Wiberg eingeteilt und klassifiziert werden. Jede Veränderung der Gelenkflächenform verändert die mechanische Belastung des Patellofemoralgelenks.

Die *Trochlea femoris* bildet mit der *Facies patellaris femoris* das Gleitlager für die Patella auf dem Femur, die Kondylenwangen bieten seitlichen Halt. Nur selten ist die *Trochlea* symmetrisch ausgebildet, in den meisten Fällen ist die laterale Wange breiter und höher. Abweichungen verändern die mechanische Belastbarkeit des Gelenkes. Mobilität und Stabilität der Patella werden durch aktive und passive Strukturen gewährleistet.

Aktive Stabilisatoren

Der Quadrizeps ist der wichtigste Stabilisator für das Patellofemoralgelenk. Wie oben beschrieben, ist die Patella in den Streckapparat eingelagert. Die Köpfe des Quadrizeps inserieren sehnig an den kranialen und lateralen Rändern der Patella, um sich am kaudalen Ende als *Lig. patellae* zur Tibia fortzusetzen. Der Winkel, in dem die einzelnen Anteile an der Patella inserieren, ist sehr unterschiedlich und lässt Rückschlüsse auf die jeweilige Funktion zu.

Vastus medialis obliquus: Während die *Mm. rectus femoris*, *vastus intermedius* und große Anteile des *vastus lateralis* annähernd vertikal am Knochen inserieren, verlaufen die kaudalen Fasern des *M. vastus medialis* mehr horizontal an den Patellarand (Lieb und Perry 1968) (Abb. 6.25). Dies hat dazu geführt, den entsprechenden Anteil des *M. vastus medialis* separat zu betrachten und als eigenständigen Muskel, *M. vastus medialis obliquus* (VMO), zu bezeichnen.

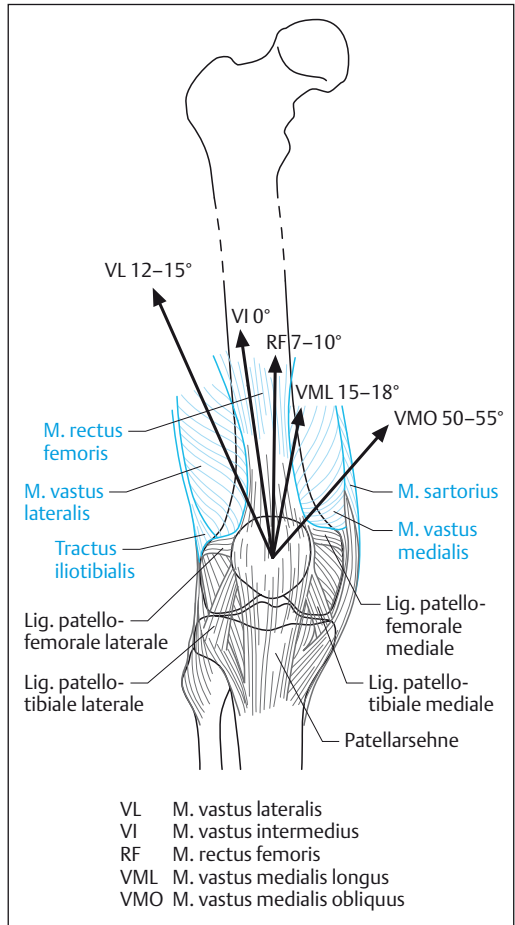


Abb. 6.25 Aktive und passive Stabilisatoren der Patella. Beachte die unterschiedlichen Insertionswinkel der Quadrizepsanteile an der Patella.

Aufwendige Leichenuntersuchungen von Hubbard, Sampson und Elledge konnten 1997 zwar die unterschiedlichen Faserverläufe, aber nicht die Existenz eines separaten Muskels bestätigen. Die femorale Insertion des VMO geht eine enge Verbindung mit dem *Septum intermusculare mediale* sowie den *Mm. adductor longus* und *magnus* ein (Bose, Kanagasuntheram und Osman 1980). Es existieren verschiedene Theorien über die Aktivierung des VMO zusammen mit diesen Muskeln. Die Frage ist deswegen interessant, weil eine separate Innervation des VMO einen Hinweis darauf gibt, ob er isoliert trainierbar ist, oder selektiv atrophieren kann.

Q-Winkel: Verbindet man die Spina iliaca anterior superior mit der Patellamitte und zieht von dort eine weitere Gerade zur Tuberositas tibiae, kann man am Schnittpunkt der Geraden den Q-Winkel (nach Battström 1964) ermitteln. Normalerweise beträgt dieser Winkel 10–15°. Dies belegt eine nach außen gerichtete, die Patella luxierende Kraft. Dieser Kraft entgegen wirken die höhere laterale Wange des Patellagleitlagers und die nach medial gerichtete Kraft des Quadrizeps (Hochschild 2002). Statikveränderungen der unteren Extremität führen zu einer Veränderung des Winkels und zu einer Vergrößerung der mechanischen Belastung der Facetten (Huberti und Hayes 1984). Ihre Bedeutung als prädisponierender Faktor für Störungen am Patellofemoralgelenk werden in der Literatur kontrovers diskutiert und sind bis heute nicht belegt (Witvrouw et al. 2000).

Passive Stabilisatoren

Oberflächlich zieht das Retinakulum longitudinale als Reservestreckapparat über die Patella zur Tibia. Etwas tiefer liegend verbinden weitere Verstärkungszüge auf den Seiten die Patella mit den Weichteilen sowie Femur und Tibia. Konstant lässt sich auf der Außenseite das Retinakulum transversale laterale nachweisen, das den Tractus iliotibialis mit der Patella verbindet. Da der Tractus iliotibialis von den Abduktoren (Mm. tensor fasciae latae und gluteus maximus) dynamisiert wird, haben Hüftmuskeln Einfluss auf die Patellaführung. Am tiefsten liegen die Lig. meniscopatellare, patellofemorale und patellotibiale laterale, welche die Verbindung zur Außenseite des lateralen Meniskus sowie zu Femur

und Tibia herstellen (**Abb. 6.25**). Auf der Innenseite kommt ein Retinakulum transversale mediale in etwa einem Drittel der Fälle vor; es verläuft zwischen Patella und dem Epicondylus femoris medialis. Tiefer lassen sich auch hier Verstärkungszüge zwischen Femur, Tibia, Meniskus und dem Seitenrand der Patella darstellen (**Tab. 6.21**). In der Summe sind die lateralen passiven Stabilisatoren stärker als die medialen (Lieb und Perry 1968). Als Antagonist wirkt in erster Linie der M. vastus medialis. Nicht zuletzt deshalb gilt das Hauptinteresse in der Therapie patellofemoraler Schmerzsyndromen diesem Muskel.

Innervation

Die sensible Innervation des Kniegelenks erfolgt aus den Segmenten L3–S2. Für die artikulären Strukturen auf der ventralen Seite sind insbesondere der N. femoralis und der N. saphenus von Bedeutung (Mink, Ter Veer, Vorselaars 1996). Der N. saphenus durchstößt proximal des Kniegelenks das fibröse Dach des Adduktorenkanals, um sich dann durch die Muskeln des Pes anserinus superficialis (Mm. sartorius, semitendineus, semimembranosus) seinen Weg zum Kniegelenk zu bahnen. Nach Dye und Vaupel (2000) versorgt er nicht nur die Haut unter der Kniescheibe (R. infrapatellaris), sondern auch die ventrale Kapsel, den Hoffa-Fettkörper und nach lateral den Tractus iliotibialis. Durch seinen Verlauf ist er nicht nur anfällig für Kompressions syndrome durch einen Muskelhartspann, er wird auch des Öfteren bei Operationen verletzt.

Die ventralen Strukturen am Kniegelenk sind nozizeptiv und propriozeptiv besonders gut versorgt

Tabelle 6.21 Die passiven Stabilisatoren des Patellofemoralgelenks

Struktur	Ursprung	Ansatz	Funktion
Retinakulum longitudinale	Sehnenfasern der Quadrizepsköpfe	Medialer und lateraler Tibiakondylus	Reservestreckapparat, Kapselverstärkung
Retinakulum laterale	Tiefe Schicht des Tractus iliotibialis	Lateraler Patellarand	Lateral-Tracking
Retinakulum mediale	Epicondylus femoris medialis	Medialer Patellarand	Medial-Tracking
Lig. meniscopatellare mediale	Medialer Meniskusrand	Medialer Patellarand	Medial-Tracking
Lig. meniscopatellare laterale	Lateraler Meniskusrand	Lateraler Patellarand	Lateral-Tracking
Lig. patellofemorale mediale	Epicondylus femoris medialis	Medialer Patellarand	Medial-Tracking
Lig. patellofemorale laterale	Epicondylus femoris lateralis	Lateraler Patellarand	Lateral-Tracking
Lig. patellotibiale mediale	Medialer Tibiakondylus	Medialer Patellarand	Medial-Tracking
Lig. patellotibiale laterale	Lateraler Tibiakondylus	Lateraler Patellarand	Lateral-Tracking

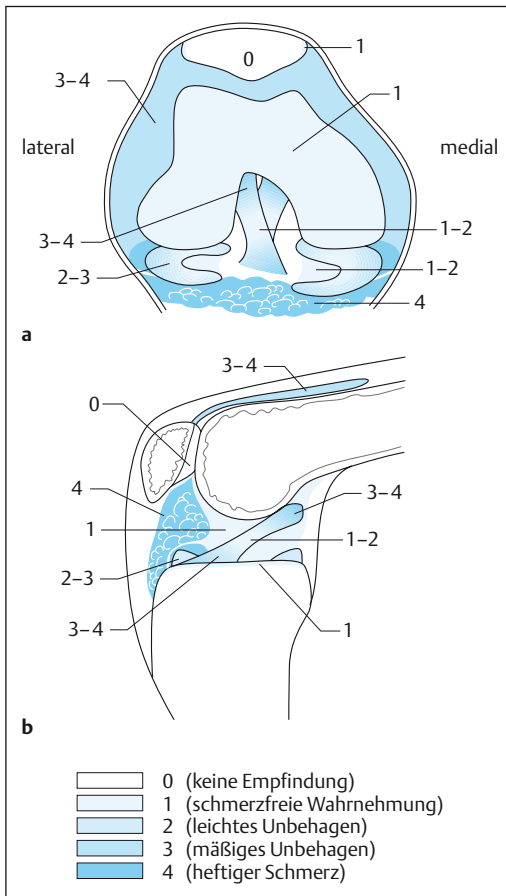


Abb. 6.26 Nozizeptive Sensibilität des Kniegelenks im Selbstversuch nach Dye, Vaupel und Dye (1998). Die dunkleren Bereiche stellen die schmerzempfindlichsten Strukturen dar. Die hellen Bereiche sind weniger mit Schmerzsensoren versorgt.

(Biedert, Stauffer und Friedrich 1992). Insbesondere der Streckapparat mit den Retinaculæ und dem Lig. Patellæ sowie der Hoffa-Fettkörper scheinen als potenzielle Schmerzquelle in Frage zu kommen. Das retropatellare Gleitlager war im Selbstversuch dagegen völlig unsensibel (**Abb. 6.26**). Trotzdem könnten überproportionale Kompressionskräfte Empfindungen im darunter gelegenen subchondralen Knochen auslösen (Dye, Vaupel und Dye 1998). Dieser ist gut vaskularisiert und innerviert. „Schmerzen sind in erster Instanz auf diese Zone zurückzuführen“ (Van Wingerden 1998, S. 136).

6.5.2 Biomechanik

Für die Erstellung adäquater Rehabilitationsprogramme ist die genaue Kenntnis der biomechanischen Besonderheiten in diesem Gelenk ein Muss. Die Belastung des Patellofemoralgelenks wird durch folgende Hauptfaktoren determiniert:

- Muskelkräfte
- Größe der kraftaufnehmenden Fläche (retropatellare Fläche)

Es wäre unzureichend, nur eine dieser Komponenten allein für die Beurteilung einer Übung heranzuziehen. Erst die Kenntnis der Muskelkräfte und der Größe der druckaufnehmenden Fläche ermöglicht es, die relative Belastung im Gelenk (Druck pro cm^2) zu bestimmen.

Muskelkräfte

Die Belastung der Retropatellarfläche durch den Kniestreckapparat hängt vom Betrag (der Länge) und der Richtung der Kraft(vektoren) ab, die bei der Anspannung des Quadrizeps auf die Quadrizepssehne und das Lig. patellæ wirken.

Ausrichtung der Vektoren

In Streckstellung sind beide Vektoren in einem eher stumpfen, in Beugstellung eher im spitzen Winkel ausgerichtet. Dadurch vergrößert sich die komprimierende Teilkomponente mit zunehmender Flexion, der retropatellare Druck steigt an (**Abb. 6.27**). Jenseits von ca. 90° Flexion bekommt die Quadri-

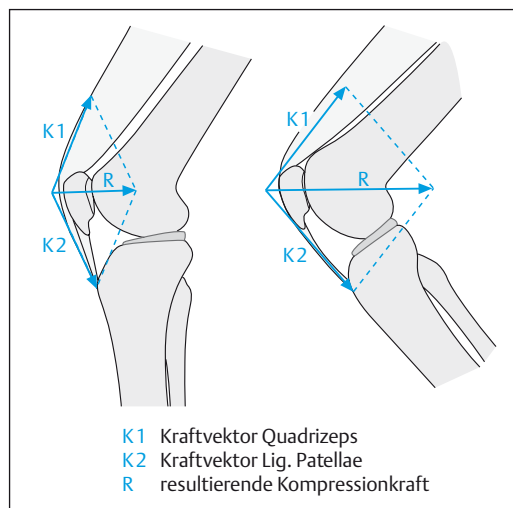


Abb. 6.27 Retropatellarer Druck in Abhängigkeit von der Stellung des Kniegelenks. In Extension ist die resultierende Kompressionskraft R gering, in Flexion ist R deutlich größer.

zepssehne Kontakt mit dem Femur und die Kraftwirkung verteilt sich auf einen größeren Bereich. Der retropatellare Druck bleibt dann relativ konstant.

Länge der Vektoren (Betrag der Kraft)

Die Länge der einzelnen Vektoren wird durch die Kraft des Quadrizeps bestimmt. Neben der Innervation und der Überlappung von Aktin und Myosin bestimmen insbesondere die Hebelverhältnisse die Kraftentwicklung. Die mechanisch günstigsten Bedingungen (längster Kraftarm) liegen zwischen 20–30° Flexion (Mow, Flatow und Ateshian 2000). Die Aktivierung des Quadrizeps wird außerdem durch die Länge des Lastarms verändert. Da sich die Hebelverhältnisse je nach Übungsausführung unterscheiden, sollen sie hier auch gesondert betrachtet werden.

Offenes System

Eigengewicht des Unterschenkels

Gewichtsmanschette oder Bleischuh als Widerstand: Der Lastarm verlängert sich mit zunehmender Extension (Abb. 6.28). Die letzten 15° der Kniestreckung sind dadurch der anspruchsvollste Teil der Streckbewegung (Grood et al. 1984, Lieb und Perry 1968). Da die Patella während der letzten 20° keinen femoralen Kontakt mehr hat und die komprimierende Teilkomponente geringer wird, steigt die Belastung nicht linear an. Die maximalen Kompressionskräfte treten bei ca. 36° Flexion auf (Reilly, Martens 1972).

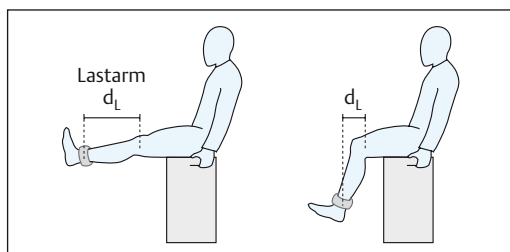


Abb. 6.28 Im offenen System verlängert sich der Lastarm d_L mit zunehmender Extension im Kniegelenk.

Kniestrecker

Der Hebelarm des Geräts gewährleistet einen konstanten Abstand des Kraftangriffspunktes von der Drehachse (Abb. 6.29). Der Druck reduziert sich dadurch in Flexion weniger als bei der oben beschriebenen Übungsausführung. Die maximalen Kompressionskräfte treten nun bei ca. 60° Flexion auf und nehmen in weiterer Flexion und Extensi-

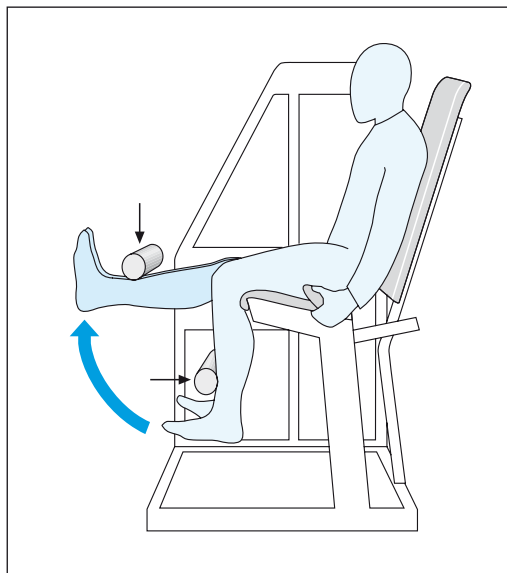


Abb. 6.29 Der Kraftangriffspunkt im Kniestrecker ist durch die Einstellung des Polsters determiniert und bleibt in Flexion und Extension gleich.

on moderat ab (Escamilla et al. 1998, 2001). Cohen et al. (2001), Smidt (1973) und Huberti und Hayes (1984) messen der komprimierenden Teilkomponente eine größere Bedeutung zu. In ihren Untersuchungen reduziert sich die Belastung in Flexion nicht, vielmehr steigt sie zunächst moderat, später überproportional an. Jenseits von 90° Flexion bleiben die Kräfte konstant oder sinken wieder leicht ab (Abb. 6.30).

Es fällt auf, dass bezüglich der Retropatellarbelastung im offenen System verschiedene, teils widersprüchliche Untersuchungsergebnisse existieren. Oft zitierte Arbeiten, z. B. von Steinkamp (1993), bringen völlig konträre Ergebnisse für die Belastung des patellofemorales Gelenks. Die Ergebnisse für das offene System (maximale Belastung in Extension und keine Belastung in Flexion) stellen wir auf Grundlage der biomechanischen Fakten in Frage und werden sie deshalb hier nicht weiter erörtern. Kräftigungsübungen zwischen 0–40° Flexion scheinen anhand der gewonnenen Daten unproblematisch zu sein (siehe Abb. 6.30). Ob die Belastung mit zunehmender Flexion abnimmt, ist fraglich.

Geschlossenes System

Kniebeuge

Die Größe der zu verrichtenden Arbeit für den Quadrizeps ist insbesondere von der Oberkörpernei-