

Dynamische Veränderungen des Patellagleitweges unter isolierter M. vastus med. Stimulation

K.-U. Jensen, W. Strich und E. Hille

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Düsseldorf

Dynamic changes in patellar tracking under isolated stimulation of the vastus medialis muscle

Summary. Dynamic patellar tracking was examined in 13 healthy volunteers who had no evidence of any knee problems. We studied the patellofemoral compartment at 0°, 15° and 30° of flexion, i.e., over a range where the patella is mainly guided by muscles and ligaments. We did standardized CAT scans with complete muscle relaxation, maximal voluntary muscle contraction of the extensor muscles and isolated transcutaneous electrical stimulation of the vastus medialis muscle. Our graphic analysis clearly demonstrated a strong influence of the vastus medialis muscle on shifting and tilting of the patella and thus on congruence of the patellofemoral joint. The vastus medialis muscle improved the congruence of PFJ and facilitated the patellofemoral gliding mechanism as the patella entered the femoral groove. This implies a reduction of pressure around the crista patellaris and the medial facet, which are the common areas of "chondromalacia patellae" in patients with patellar instability. We conclude from this study that treatment of patellar instability should include specific training of the vastus medialis muscle.

Zusammenfassung. An 13 Probanden ohne Kniebeschwerden wurde das Patellaverhalten unter dynamischen Bedingungen in dem Bereich überwiegend muskulärer und ligamentärer Patellaführung in 0 Grad, 15 Grad und 30 Grad Beugstellung untersucht. Die Dokumentation der Patellaposition erfolgte im CT mit definierten Schnittbildern jeweils bei entspannter Muskulatur, maximaler Willküranspannung der Streckmuskulatur und bei isolierter M. vastus med. Stimulation mit einem Muskelstimulationsgerät. Die graphische Auswertung ergab, daß das Shift-, Tilt- und Kongruenzverhalten der Patella

maßgeblich vom M. vastus med. beeinflusst wird. Dieser sorgt für eine Verbesserung der Patellakongruenz und eine Harmonisierung des Patellagleitweges beim Eintritt in das femorale Gleitlager. Hierdurch könnten Spitzenbelastungen des Patellafirstes und der medialen Patellafacette – den gängigen Manifestationsorten einer Chondromalazie – verhindert werden. Die Behandlung einer Patellainstabilität mit M. vastus med. Schwäche sollte daher ein möglichst selektives M. vastus med. Training einschließen.

Einleitung

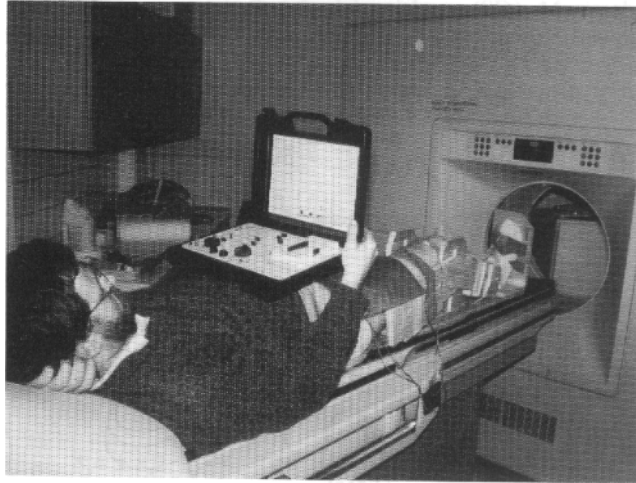
Die patellare Instabilität gilt heute als Hauptursache des femoropatellaren Schmerzsyndroms [7, 13, 20]. Sie wird nach gängiger Ansicht durch ein dynamisches Ungleichgewicht zwischen M. vastus medialis und den übrigen Quadrizepsanteilen bei der Patellaführung verursacht [21, 22, 26]. Trotz der Bedeutung dieses Symptomenkomplexes ist bislang eine dynamische Diagnostik des femoropatellaren Gelenkes nicht bekannt, die neben dem M. Quadrizeps [23, 24] auch den Einfluß des M. vastus med. auf die Patellastellung berücksichtigt.

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war daher, eine Methode zur Überprüfung der dynamischen M. vastus med. Funktion zu entwickeln und an gesunden Probanden zunächst die normalen Verhältnisse zu beschreiben.

Material und Methode

Probanden

Als Probanden hatten wir 7 Frauen und 6 Männer mit einem Durchschnittsalter von 24 Jahren. Der Älteste war 28 Jahre, der Jüngste 22 Jahre. Die Probanden klagten über keine Knie-



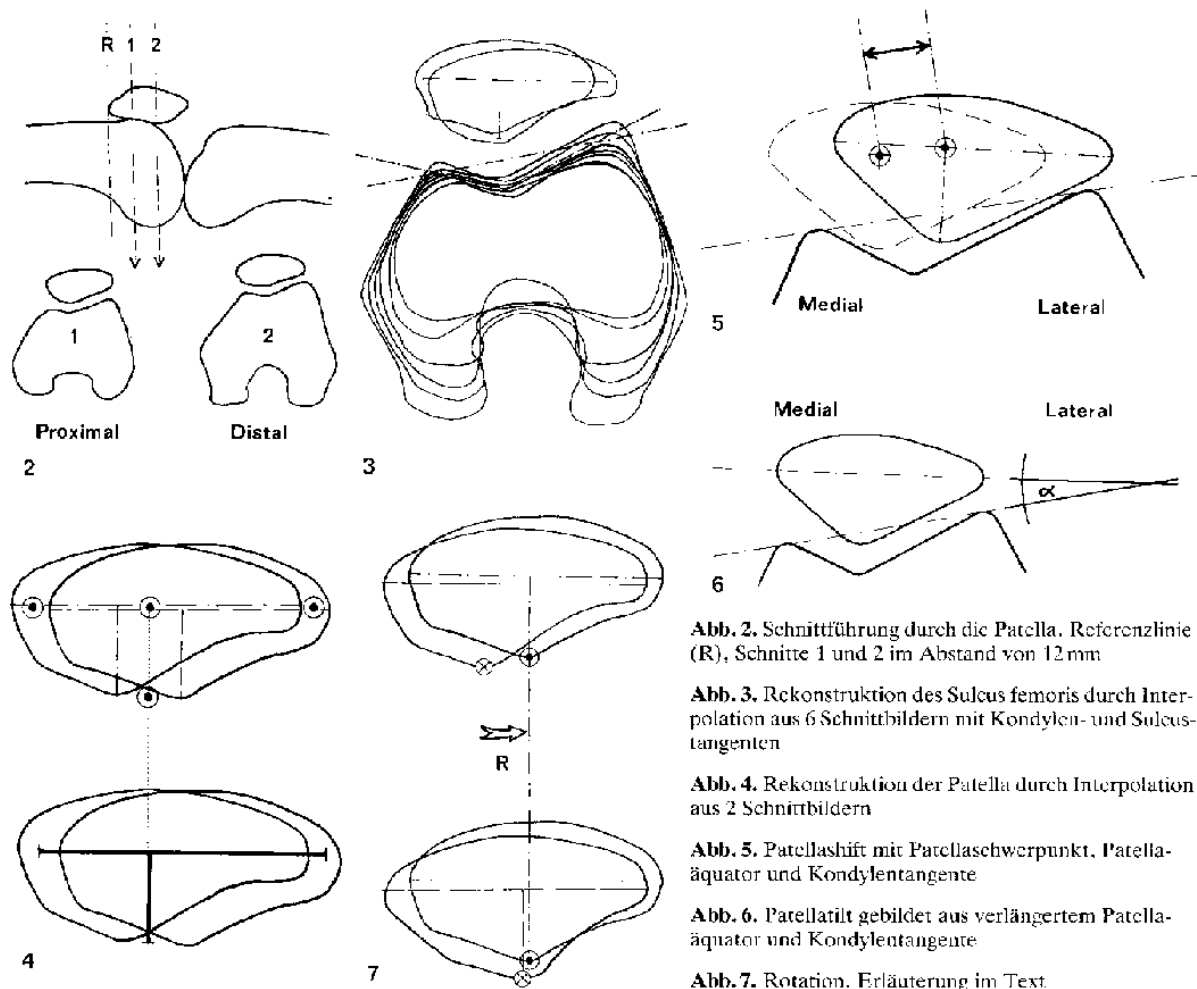


Abb. 2. Schnittführung durch die Patella. Referenzlinie (R), Schnitte 1 und 2 im Abstand von 12 mm

Abb. 3. Rekonstruktion des Sulcus femoris durch Interpolation aus 6 Schnittbildern mit Kondylen- und Sulcus-tangenten

Abb. 4. Rekonstruktion der Patella durch Interpolation aus 2 Schnittbildern

Abb. 5. Patellashift mit Patellashwerpunkt, Patella-äquator und Kondylentangente

Abb. 6. Patellatilt gebildet aus verlängertem Patella-äquator und Kondylentangente

Abb. 7. Rotation. Erläuterung im Text

Neigung

Neigung ist die Kippung der Patella um ihre Horizontalachse. Ihr Betrag ergibt sich – ähnlich wie bei der Rotation – aus der Winkeldifferenz zweier Funktionsstellungen, wobei für die Patellaneigung der sagittale Abstand des proximalen zum distalen Patellaäquator benutzt wird (Abb. 8).

Kongruenz

Die Bestimmung der Patellakongruenz wird durch Messen des Kongruenzwinkels möglich, in den die Komplexbewegungen der Patella mit Shift, Tilt, Rotation und Neigung eingehen. In Anlehnung an Merchant [18] haben wir die Kongruenz als Winkel ausgedrückt, der sich aus der Winkelhalbierenden beider Kondylentangenten und einer Linie ergibt, die den tiefsten Punkt des Sulcus mit dem tiefsten Punkt der Christa patellaris verbindet. Die Verringerung dieses Winkels bedeutet eine Verbesserung der Zentrierung der Christa patellaris im Sulcus und damit eine Verbesserung der Kongruenz (Abb. 9).

Ergebnisse

Dynamische Shiftveränderung

Abbildung 5 stellt die Veränderung der Patellaposition unter Quadrizepsanspannung dar. Die gestrichelte Linie bezeichnet die Patellastellung unter isolierter M.vastus med. Stimulation. Der Quadrizeps zieht die Patella nach lateral. Der M.vastus med. macht eine Medialshiftung, die dem Betrag nach durch die Verlagerung des Patellashwerpunktes ablesbar wird.

Ausgehend von der Ruheposition der Patella haben wir bei unseren Probanden in Streckstellung unter Quadrizeps einwirkung generell eine laterale Shiftung gefunden, sie betrug im Mittel $3,6 \pm 2,6$ mm. Unter M.vastus med. Stimulation fand sich generell eine Medialshiftung von durchschnittlich $2,9 \pm 1,8$ mm.

Tabelle 1. Meßwerte für Shift, Tilt, Rotation und Kongruenz mit Durchschnittswert (\bar{x}), Standardabweichung (SD), Maximal- (max.) und Minimalwert (min.) für die Funktionszustände „Entspannung“, „Quadrizepsanspannung“ und „Vastus med. Stimulation“ mit Differenzwerten (Q-E; V-E; Q-V)

Flexion (Funktions- zustand, Dif- ferenzwerte)	Shift (mm)			Tilt (Grad)			Rotation (Grad)			Kongruenz (Grad)		
	$\bar{x} \pm SD$	min.	max.	$\bar{x} \pm SD$	min.	max.	$\bar{x} \pm SD$	min.	max.	$\bar{x} \pm SD$	min.	max.
<i>0 Grad</i>												
E	5,0 ± 3,2	1,2	10,6	24,5 ± 6,2	13	34				-0,2 ± 21,1	-22	36
Q	8,5 ± 3,2	0,6	13,6	26,8 ± 6,7	18	40				28,3 ± 18,5	-19	52
V	2,1 ± 2,2	-1,4	6,1	19,5 ± 6,0	11	31				-16,1 ± 16,8	-39	19
Q-E	3,6 ± 2,6	-6,0	8,7	2,2 ± 4,7	5	12				28,5 ± 21,2	-9	68
V-E	-2,9 ± 1,8	-4,6	0,0	-5,0 ± 4,0	-10	4				-15,9 ± 12,5	-42	4
Q-V	6,4 ± 2,7	1,8	13,0	7,2 ± 5,9	0	16	5,4 ± 8,2	6	19	44,4 ± 20,0	6	81
<i>15 Grad</i>												
E	1,3 ± 2,3	3,3	5,2	20,5 ± 4,9	10	27				-22,5 ± 12,9	-53	-4
Q	1,5 ± 2,8	-3,3	6,1	19,7 ± 5,0	10	30				-19,3 ± 17,2	-54	0
V	0,0 ± 2,3	3,6	5,3	16,4 ± 5,3	8	23				-26,9 ± 14,8	-54	0
Q-E	0,2 ± 2,8	-3,6	5,2	-0,9 ± 3,6	-7	4				3,2 ± 18,5	23	42
V-E	-1,3 ± 2,1	-4,9	3,3	4,2 ± 3,9	-13	2				-4,4 ± 13,9	-22	31
Q-V	1,5 ± 1,7	0,6	5,5	3,3 ± 3,8	-1	10	2,2 ± 7,8	-16	13	7,6 ± 14,6	-10	42
<i>30 Grad</i>												
E	0,8 ± 2,1	-2,7	3,9	18,2 ± 5,6	10	28				-23,9 ± 9,3	-43	-6
Q	0,4 ± 2,1	-5,2	2,0	14,2 ± 5,2	6	23				-24,5 ± 8,7	-42	-11
V	-0,3 ± 1,9	-4,9	2,3	15,0 ± 4,7	8	22				-25,5 ± 6,6	-44	-20
Q-E	-1,1 ± 1,8	-4,9	2,4	-4,1 ± 3,0	-10	0				-0,6 ± 6,9	-12	10
V-E	-1,1 ± 1,9	-4,6	1,6	-3,2 ± 3,2	-9	2				-1,6 ± 7,3	-17	10
Q-V	-0,1 ± 1,0	-1,5	1,6	0,9 ± 1,9	3	3	0,2 ± 6,8	-11	11	1,0 ± 4,7	-5	12

Die Differenz beider Extrempositionen betrug im Mittel $6,4 \pm 2,7$ mm (Tabelle 1).

Mit zunehmender Beugung wird der Bewegungsspielraum der Patella durch die ligamentäre und osäre Führung geringer.

In 15 Grad Flexion ergab sich unter Quadrizepsanspannung eine Lateralshiftung von $0,2 \pm 2,8$ mm und unter M.vastus med. Stimulation eine Medialshiftung von $-1,3 \pm 2,1$ mm (Tabelle 1). Der gesamte Bewegungsumfang betrug $1,5 \pm 1,7$ mm (Tabelle 1). Bei weiter zunehmender Flexionsstellung kommt es auch unter Quadrizeps einfluß aufgrund der passiven Strukturen zu einer Medialshiftung. Bereits bei 30 Grad wird die Kniescheibe unter Muskelzug weitgehend im Sulcus fixiert. Wir hatten unter Quadrizepsanspannung eine Medialshiftung von $-1,1 \pm 1,8$ mm und unter M.vastus med. Stimulation eine Medialshiftung von $-1,1 \pm 1,9$ mm. Die Differenz zwischen Quadrizeps und M.vastus med. Aktion betrug im Mittel nur noch $0,1 \pm 1,0$ mm (Tabelle 1) (Abb. 12). Die hohen Standardabweichungen entstehen dadurch,

daß je nachdem, ob eine Kniescheibe straffer oder lockerer geführt wird, geringere oder größere Bewegungsauslässe möglich sind.

Dynamische Tiltveränderung

Abb. 2 und Abb. 10 zeigen, wie es unter Quadrizepsanspannung zu einer lateralen Verkippung, also einer Zunahme des Tiltwinkels kommt. Die gestrichelte Linie bezeichnet die Ausgangsstellung der Kniescheibe in Ruhestellung. Der M.vastus med. verringert die schon in Ruhestellung vorhandene Verkippung und führt zu einer optimalen Einpassung der Patella in den Sulcus.

Unter Quadrizeps einfluß fand sich bei unseren Probanden in Streckstellung generell eine Zunahme der lateralen Verkippung, wie sie auch von Martinez gefunden wurde [17]. Sie betrug im Mittel $2,2 \pm 4,7$ Grad, ausgehend von der Ruhestellung. Unter M.vastus med. Stimulation kam es generell zu einer Tiltverbesserung von durchschnittlich $-5,0 \pm 4,0$ Grad.

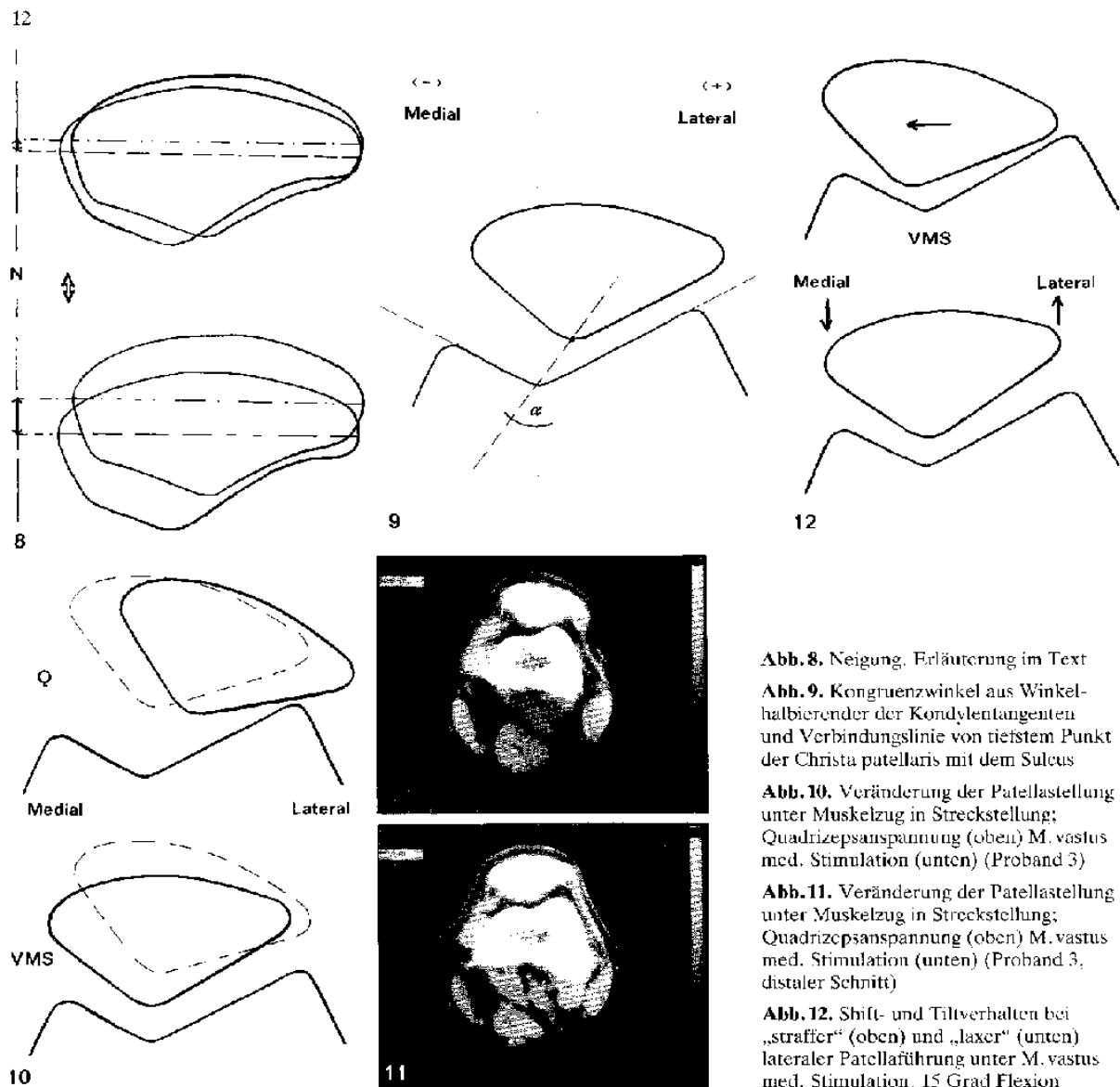


Abb. 8. Neigung. Erläuterung im Text

Abb. 9. Kongruenzwinkel aus Winkelhalbierender der Kondylentangenten und Verbindungslinie von tiefstem Punkt der Christa patellaris mit dem Sulcus

Abb. 10. Veränderung der Patellastellung unter Muskelzug in Streckstellung; Quadrizepsanspannung (oben) M. vastus med. Stimulation (unten) (Proband 3)

Abb. 11. Veränderung der Patellastellung unter Muskelzug in Streckstellung; Quadrizepsanspannung (oben) M. vastus med. Stimulation (unten) (Proband 3, distaler Schnitt)

Abb. 12. Shift- und Tiltverhalten bei „straffer“ (oben) und „laxer“ (unten) lateraler Patellaführung unter M. vastus med. Stimulation, 15 Grad Flexion

Als Winkeldifferenz zwischen den Extrempositionen fand sich $7,2 \pm 5,9$ Grad (Tabelle 1). Mit zunehmender Flexion verringerten sich diese Werte erwartungsgemäß durch die zunehmend ligamentäre und ossäre Führung der Patella. Für die 15 Grad Flexionsstellung fanden wir eine Winkeldifferenz von $3,3 \pm 3,8$ Grad. In 30 Grad Beugstellung hatten wir eine Winkeldifferenz von $-0,9 \pm 1,9$ Grad. Der negative Durchschnittswert ist bedingt durch eine Tiltvergrößerung unter M. vastus med. Stimulation bei einem Teil der Probanden. Bei diesen kam es wegen eines straffen lateralen Retinakulums mit einer straffen lateralen Fixierung der Patella unter M. vastus med. Zug vornehmlich zu einer Medialshiftung der Christa patellaris bis auf die mediale Kondylenfläche, was zu einer

Lateralkippung in dieser Beugstellung führte (Abb. 11) (Tabelle 1). Die hohen Standardabweichungen in den Flexionsstellungen 15 Grad und 30 Grad erklären sich aus dieser Erscheinung. Wir fanden bei Probanden mit relativ straffer lateraler Patellaführung unter M. vastus med. Anspannung einen vorwiegend medialen Patellashift mit nur geringer Tiltkomponente. Umgekehrt hatten wir bei eher laxer Patellaführung unter M. vastus med. Stimulation in erster Linie eine Tiltkomponente (Abb. 11).

Dynamische Rotationsveränderung

Die dynamischen Rotationsveränderungen der Patella waren vom Betrag her gering, so daß wir unter Be-

