

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

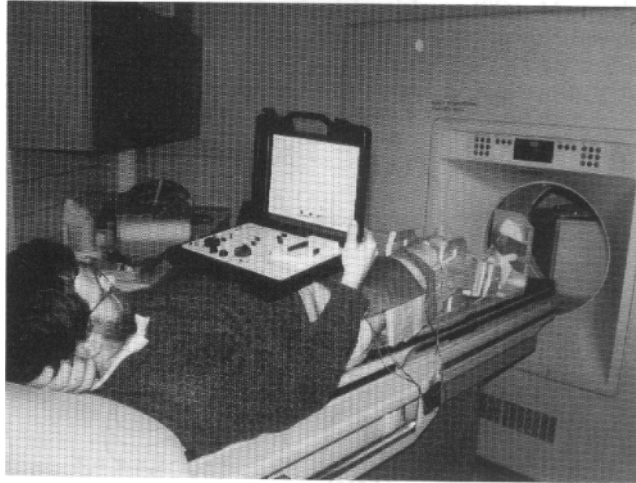
Die patellare Instabilität gilt heute als Hauptursache des femoropatellaren Schmerzsyndroms [7, 13, 20]. Sie wird nach gängiger Ansicht durch ein dynamisches Ungleichgewicht zwischen M. vastus medialis und den übrigen Quadrizepsanteilen bei der Patellaführung verursacht [21, 22, 26]. Trotz der Bedeutung 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-



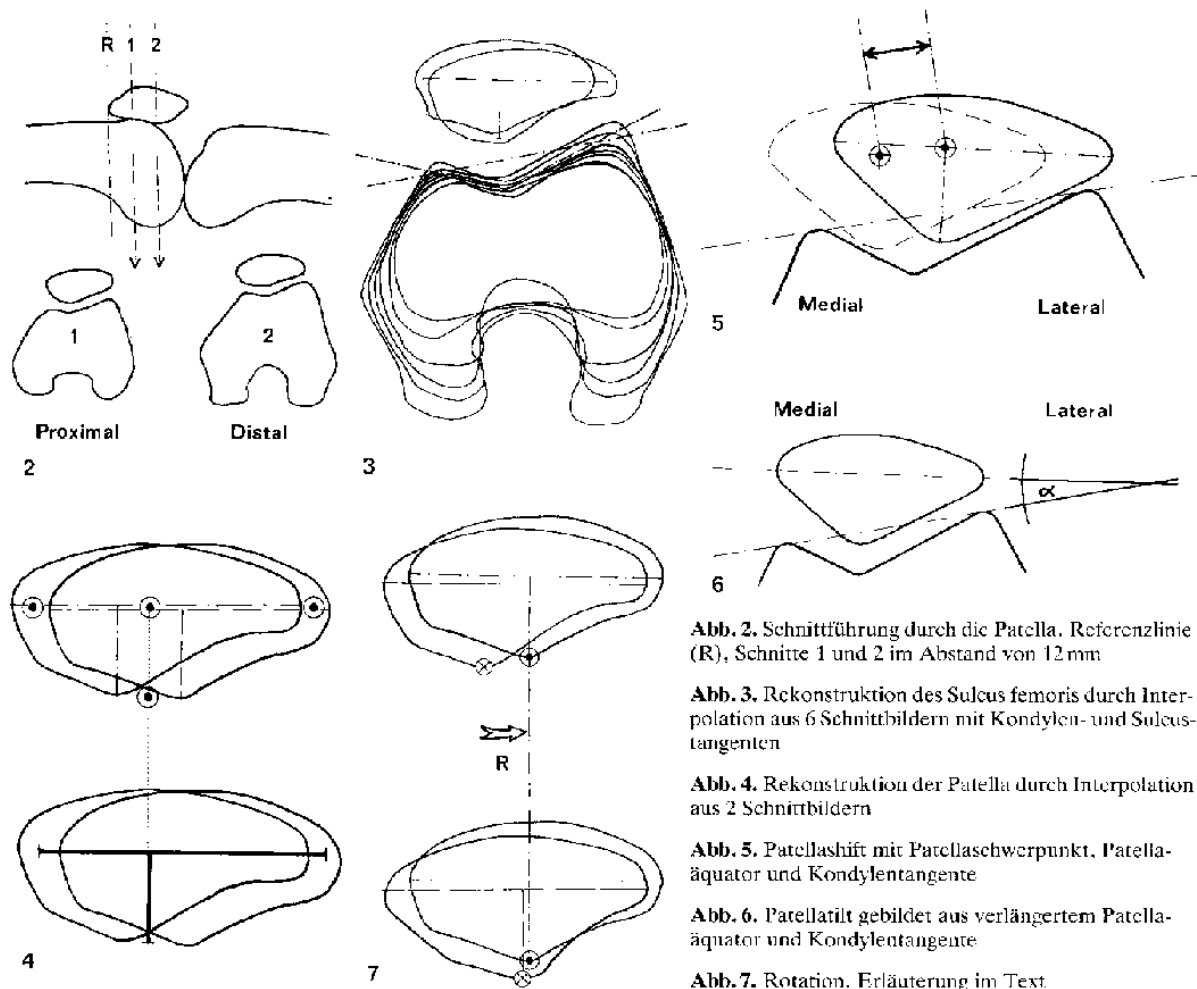


Abb. 2. Schnittführung durch die Patella. Referenzlinie (R), Schnitte 1 und 2 im Abstand von 12 mm

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

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

Abb. 5. Patellashift mit Patellaszwerpunkt, 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 Patellaszwerpunktes 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.

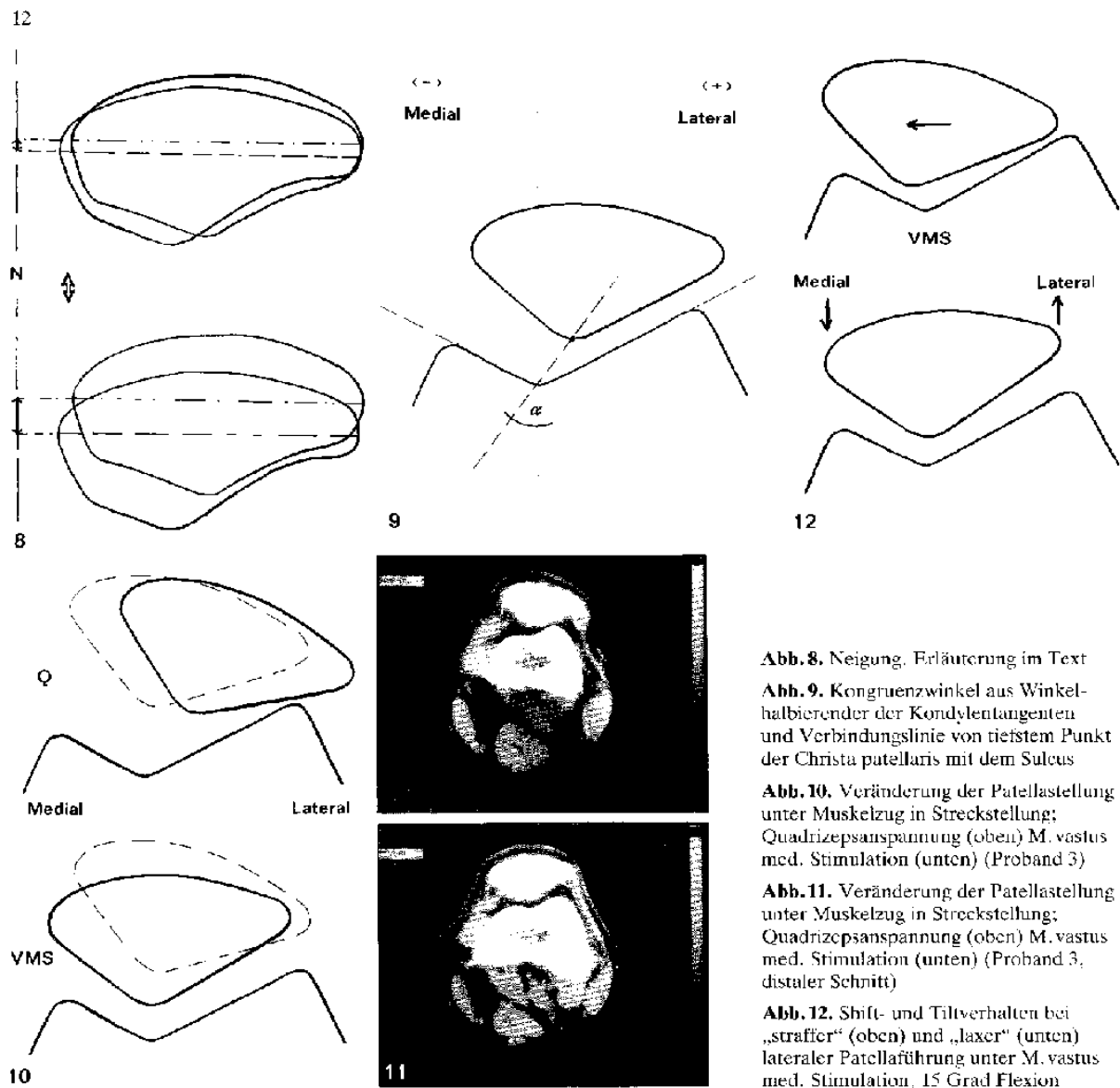


Abb. 8. Neigung. Erläuterung im Text

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)

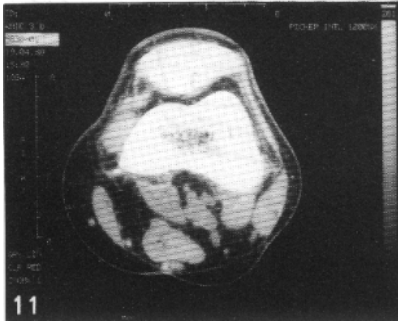
Abb. 12. Shift- und Tiltverhalten bei „straffer“ (oben) und „laxer“ (unten) lateraler Patellaführung unter M. vastus med. Stimulation, 15 Grad Flexion

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-



rücksichtigung unserer Meßgenauigkeit hierzu keine sichere Aussage machen können. Die Differenz zwischen Quadrizepsanspannung und M. vastus medialis Stimulation betrug mit entsprechend hohen Standardabweichungen für 0,15 und 30 Grad Beugung: $5,4 \pm 8,2$ Grad; $2,2 \pm 7,8$ Grad und $0,2 \pm 6,8$ Grad. Das individuelle Rotationsverhalten schien dadurch beeinflusst, ob die Christa patellaris bei der jeweiligen Funktionsstellung bereits Kontakt mit den Kondylenrändern hatte oder nicht.

Dynamische Neigungsveränderung

Unter Quadrizeps einfluß bzw. M. vastus med. Stimulation fanden sich dem Betrag nach geringe Veränderungen der Patellaneigung, aus denen wir keine Tendenz ableiten konnten. Offenbar ist das Neigungsverhalten von individuellen anatomischen Besonderheiten abhängig, die wir mit unserer Versuchsanordnung mit nur zwei Beugstellungen nicht ausreichend erfassen konnten. Die zukünftige Entwicklung dreidimensionaler bildgebender Verfahren könnte hier bessere Einblicke ermöglichen.

Dynamische Kongruenzveränderung

Wir fanden unter Quadrizeps einfluß generell eine Kongruenzverschlechterung in allen Beugstellungen, während sich für die M. vastus med. Stimulation eine Verbesserung des Kongruenzwinkels ergab. In Streckstellung hatten wir unter Quadrizepsanspannung im Vergleich zur Ruhestellung der Patella eine Kongruenzwinkelverschlechterung von im Mittel $28,5 \pm 21,2$ Grad und unter M. vastus med. Stimulation eine Winkelverbesserung von $-15,9 \pm 12,5$ Grad, so daß zwischen den Extrempositionen eine Kongruenzwinkeldifferenz von $44,4 \pm 20,0$ Grad resultierte. Bei 15 Grad Beugung betrug die Winkeldifferenz noch $7,6 \pm 14,7$ Grad und bei 30 Grad Beugung $0,8 \pm 4,3$ Grad. Während die Patella in Streckstellung und auch noch bei 15 Grad Flexion unter Quadrizepsanspannung deutlich lateralisiert steht, kommt es mit zunehmender Beugung durch die osteoligamentäre Führung auch unter Quadrizepsanspannung zu einer Zentrierung der Patella in den Sulcus [2, 24] (Abb. 12, Tabelle 1). In Abhängigkeit von der Beugstellung des Kniegelenkes finden sich die größten Bewegungsauslässe der Kniescheibe in der 0 Grad Position. Bereits bei 15 Grad finden wir das Bewegungsspiel stark eingeschränkt, wie dies im Diagramm 11 durch die gestrichelte Linie ausgedrückt ist. In 30 Grad Stellung ist die Patella in der Regel durch die passiven Strukturen fixiert (Abb. 12, 13).

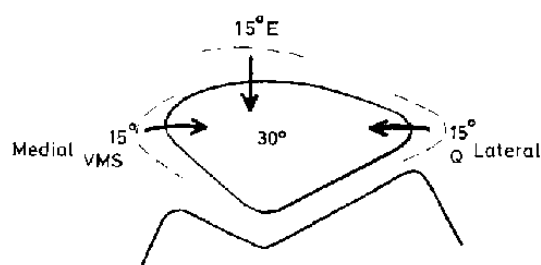


Abb. 13. Zentrierung der Patella in Abhängigkeit von der Flexion in 15 und 30 Grad bei Entspannung (E), M. vastus med. Stimulation (VMS) und Quadrizepsanspannung (Q)

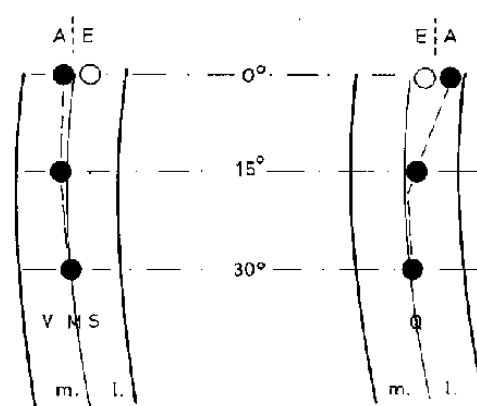


Abb. 14. Rekonstruktion des Patellagleitweges unter dynamischen Bedingungen für die einzelnen Beugstellungen (A = Muskelanspannung, E = Entspannung, VMS = M. vastus med. Stimulation, Q = Quadrizepsanspannung, m = medial, l = lateral)

Rekonstruktion des Patellagleitweges unter dynamischen Bedingungen

Abbildung 13 zeigt die Auswirkungen des Muskelzuges auf den Patellagleitweg. Dargestellt sind zwei schematische Patellagleitwege unter Berücksichtigung der jeweiligen Winkelstellung des Kniegelenkes, rechts die Patella unter Willkürinnervation des Quadrizeps, links unter isolierter M. vastus med. Stimulation. Im Vergleich zur Ruhestellung der Patella, die durch einen offenen Kreis dargestellt ist, startet die Patella unter Quadrizepsanspannung lateralisiert, dem lateralen Kondylus anliegend, bei 0 Grad [3, 24]. Mit zunehmender Beugstellung kommt es auch unter Quadrizepswirkung [2, 24] zu einer Medialisierung der Kniescheibe bis diese unter einem stumpfen Winkel abrupt in das femorale Gleitlager eintritt, dargestellt im Diagramm 12 zwischen 15 Grad und 30 Grad. Dagegen erfolgt der Eintritt der Patella in das knöcherne Gleitlager unter isolierter M. vastus med.

Stimulation in einer harmonischen Bewegung ohne abrupte Richtungsänderung, wie links im Diagramm 12 dargestellt. Die Patella startet bei 0 Grad unter dem Zug des M. vastus med. medial von ihrer Ruheposition.

Diskussion

Das Femoropatellare Schmerzsyndrom wird heute als Ausdruck einer Dekompensation derjenigen muskulären und ligamentären Strukturen verstanden, die die Patella bei ihrem Eintritt in das femorale Gleitlager stabilisieren, wir sprechen daher auch von einer Patellainstabilität [21].

Häufig wird das Femoropatellare Schmerzsyndrom von einer Chondromalazie des Patellafirstes und der angrenzenden medialen und lateralen Facette begleitet [9, 10, 11]. Als Ursache wird eine Abweichung von der physiologischen Belastung diskutiert, sei es durch Überbeanspruchung [4], Minderbelastung [6, 9] oder Trauma [4, 6, 12].

Besondere Bedeutung soll dem dynamischen Gleichgewicht zwischen M. vastus medialis und den übrigen Quadrizepsanteilen bei der Patellaführung zukommen [21, 22, 26]. Zahlreiche Untersuchungen [2, 7, 10, 14, 15, 20] führten zu der Annahme, daß der M. vastus med. der Hauptstabilisator der Patella nach medial ist, ohne daß sein Einfluß auf den Patellagleitweg bisher unter *dynamischen* Bedingungen experimentell nachgewiesen wurde [5, 25].

Wir haben daher die Auswirkungen der isolierten M. vastus med. Stimulation auf den Patellagleitweg im CT dargestellt und konnten so die dynamische Funktion des Muskels beschreiben. Unter Elektrostimulation des M. vastus med. kam es zu einer drastischen Verbesserung der Patellakongruenz und damit zu einer Reduzierung der Flächenbelastung. Weiterhin kommt es unter M. vastus med. Stimulation zu einer Harmonisierung des Patellagleitweges besonders an dem Punkt des Gleitweges, wo die Patella unter dem Einfluß der Quadrizepsanspannung in einem stumpfen Winkel in ihr knöchernes Gleitlager eingepreßt wird. Wir haben festgestellt, daß die Patella unter dem Einfluß des Quadrizeps in Streckstellung lateralisiert wird und ab 15 Grad bis 30 Grad durch die ossäre Führung zunehmend medialisiert wird. Wir konnten damit Bose [2] und Müller [20] bestätigen, nach deren Ansicht der Quadrizeps den Anprall der medialen Patellafacette an das mediale Patellagleitlager fördert, wobei die Hauptbeanspruchung die mediale Facette und den Firstbereich betrifft.

Wir schließen aus unserer Untersuchung, daß die Chondromalazie beim Femoropatellaren Schmerzsyndrom durch eine unzureichende Wirkung des M.

vastus med. bedingt ist, der seine Rolle als Gegenspieler zu den übrigen Quadrizepsanteilen bei der Stabilisierung der Kniescheibe nicht erfüllt. Hierbei kommt es durch eine ungenügende Kongruenzverbesserung und Harmonisierung des Patellagleitweges zu einer lokalen Überlastung der Knorpel- und Knochenstrukturen [4].

Ursächlich ist eine relative M. vastus med. Schwäche im Vergleich zu den übrigen Quadrizepsanteilen [21, 22, 26]. Im Einzelfall sind aber auch anatomische Varianten zu diskutieren, die es dem M. vastus med. unmöglich machen, seine Funktion zu erfüllen. Wir unterscheiden die sog. M. vastus med. Insuffizienz mit einer sehr straffen lateralen Patellaführung und Fibrose des lateralen Retinakulums von der M. vastus med. Dysplasie [10], bei der der M. vastus med. seine Funktion wegen einer fehlerhaften Zugrichtung bei zu hohem Muskelansatz nicht erfüllen kann.

Wir haben in unserer experimentellen Studie die dynamische Funktion des M. vastus med. für den Patellagleitweg beim Kniegesunden dargestellt. Inwieweit anatomische oder funktionelle Besonderheiten im muskulären und ligamentären System eine pathologische Bedeutung haben können, müssen weitere Untersuchungen auch an krankhaft veränderten Kniescheiben zeigen. Angesichts der großen Bedeutung des M. vastus med. für den Patellagleitweg erscheinen Untersuchungen des Femoropatellaren Gelenkes ohne Berücksichtigung der dynamischen Wirkung des M. vastus med. [24] nur noch wenig sinnvoll.

Therapeutisch führen wir bei Patienten mit Patellainstabilität und M. vastus med. Schwäche zum Ausgleich der muskulären Dysbalance zunächst ein intensives, *möglichst selektives* M. vastus med. Training durch, wobei neben der Krankengymnastik auch Elektrostimulationsgeräte zum Einsatz kommen. Möller [19] kommt aufgrund elektromyographischer Untersuchungen zu demselben therapeutischen Ansatz. Erst bei Versagen der gezielten konservativen Therapie und bei Vorliegen einer M. vastus med. Insuffizienz oder Dysplasie kommen operative Maßnahmen wie das arthroskopische laterale Release, evtl. in Verbindung mit einer arthroskopischen medialen Kapselraffung in Betracht.

Wir danken Herrn Dr. med. Gerd Neumann, Radiologisches Institut Assheuer-Neumann, Köln, für die Bereitstellung des Computertomographen und Frau Anette Kamper für die technische Unterstützung.

Literatur

1. Aglietti P, Insall J, Cerulli G (1983) Patellar pain and incongruence: measurements of incongruence. Clin Orthop Relat Res 176:217-224

2. Bose K, Kanagasantharam R, Osman MBH (1980) Vastus medialis oblique: an anatomic and physiologic study. *Orthopaedics* 3:880-883
3. Delgado-Martins H (1979) A study of the position of the patella using computerized tomography. *J Bone Joint Surg [Br]* 61:443-444
4. Ficat RP, Philippe J, Hungerford DS (1979) Chondromalacia patellae: a system of classification. *Clin Orthop Relat Res* 144:55-62
5. Fox JM (1982) Personal communication. Zit nach Carson WG, Stanley IJ, Larson RL (1984) Patellofemoral disorders: physical and radiographic evaluation, part II. *Clin Orthop Relat Res* 185:178-186
6. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M (1976) Patellofemoral joint mechanics and pathology. *J Bone Joint Surg [Br]* 58:287-299
7. Grammont P (1985) Einfluß der Patella auf das Gleichgewicht des Kniegelenkes. Gegenseitige Wechselwirkungen der patellaren und femorotibialen Arthrose. *Orthopäde* 14:193-203
8. Hille E, Schulitz KP (1985) Rotational instability of the patella on radiographic images. *Arch Orthop Trauma Surg* 104:74-77
9. Hille E, Nitzold A, Pötzold W (1988) Warum sind die distalen Realignments (Roux, Baudi-Maquet, Blauth) bei der Chondropathia patellae als operative Maßnahme nicht mehr indiziert? *Orthop Praxis* 3:184-187
10. Hille E, Nitzold A, Schulitz KP (1988) Wann sind die proximalen Realignments (Vierstein, Insall) bei der Chondropathia patellae als operative Maßnahmen indiziert? *Orthop Praxis* 3:176-178
11. Insall J, Falvo KA, Wise DW (1976) Chondromalacia patellae. A prospective study. *J Bone Joint Surg [Am]* 58:1-8
12. Insall J, Aglietti P, Tria AJ (1983) Patella pain and incongruence. II: Clinical application. *Clin Orthop Relat Res* 176:225-232
13. Kettelkamp DB (1981) Current concepts review. Management of patellar malalignment. *J Bone Joint Surg [Am]* 63:1344-1347
14. Lieb FJ, Perry J (1968) Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg [Am]* 50:1535-1548
15. Lieb FJ, Perry J (1971) Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *J Bone Joint Surg [Am]* 53:749-758
16. Martinez S, Korobkin M, Fondren FB, Goldner JL (1983) A device for computed tomography of the patellofemoral joint. *Am J Radiol* 140:400-401
17. Martinez S, Korobkin M, Fondren FB (1983) Computed tomography of the normal patellofemoral joint. *Invest Radiol* 18:249-253
18. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH (1974) Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg [Am]* 56:1391
19. Möller BN, Jurik AG, Tidemand-Dal C (1987) The quadriceps function in patellofemoral disorders. A radiographic and electromyographic study. *Arch Orthop Trauma Surg* 106:195-198
20. Müller W (1985) Das femoropatellare Gelenk. Aspekte der Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie. *Orthopäde* 14:204-214
21. Münzinger U, Dubs L, Buchmann R (1985) Das femoropatellare Schmerzsyndrom. Konservative Behandlung und Resultate 7-10 Jahre nach Maquet-Operation. *Orthopäde* 14:247-260
22. Reynolds L, Levin TA, Medeiros JM (1983) EMG activity of the Vastus medialis oblique and the Vastus lateralis in their role in patellar alignment. *Am J Phys Med* 62:61-70
23. Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP (1986) The evaluation of patellofemoral pain using computerized tomography. *Clin Orthop Relat Res* 204:286-293
24. Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP (1986) Computed tomographic classification of patellofemoral pain patients. *Orthop Clin North Am* 17:235-248
25. Sikorski JM, Peters J, Wait I (1979) The importance of femoral rotation in chondromalacia patellae as shown by serial radiography. *J Bone Joint Surg [Br]* 61:435
26. Weh L, Eickhoff W, Prahl R (1987) Mediolaterale Quadricepsdysbalance und peripatellares Schmerzsyndrom. *Z Orthop* 125:48-53

Dr. Kai-Uwe Jensen
 Orthopädische Universitätsklinik
 Moorenstraße 5
 D-4000 Düsseldorf 1