

Aus der Klinik für Diagnostische Radiologie
(Direktor: Prof. Dr. med. M. Heller)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**DYNAMISCHE MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE DES KNIEGELENKES BEI
PATIENTEN MIT PATELLOFEMORALEM SYNDROM**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

MIKHAIL CHERNOBYLSKIY

aus Chelyabinsk

Kiel 2011

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Muhle

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dohrmann

Tag der mündlichen Prüfung: 27. August 2012

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 27. August 2012

Gez.: Prof. Dr. Biederer

(Vorsitzender der Prüfungskommission)

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1. Anatomische Grundlagen	3
1.1. Anatomie des Kniegelenkes	3
1.2. Physiologie des Femoropatellargelenkes	4
2. Material und Methoden	6
2.1. Probanden	6
2.2. Patienten	7
2.3. Untersuchungsprotokoll	8
2.3.1. Vorbereitung und Lagerung der Patienten	8
2.3.2. Untersuchung im MRT-Gerät	10
2.3.3. MRT-Messungsprotokoll	13
2.3.4. Tapen	14
2.3.5. Belastung	15
2.3.6. Subjektiv empfundener Effekt des Tapens	16
2.4. Auswertung der Patellagleitbewegung	17
2.4.1. Patella Tilt Angle (PTA)	17

2.4.2. Lateral Patellar Displacement (LPD)	18
2.5. Statistische Methoden	19
3. Ergebnisse	20
3.1. Patella Tilt Angle (PTA) ohne Tape, mit Tape und mit Tape nach Belastung ...	20
3.1.1. Probanden	20
3.1.2. Patienten	21
3.2. Lateral Patellar Displacement (LPD) ohne Tape, mit Tape und mit Tape nach Belastung	23
3.2.1. Probanden	23
3.2.2. Patienten	24
3.3. Subjektiv empfundener Effekt des Tapens im Bezug zur Änderung des PTA- Wertes	27
3.3.1. Patienten mit subjektiv empfunden fehlendem Effekt des Patella- Tapens	27
3.3.2. Patienten mit subjektiv empfundener Schmerzlinderung nach Patella- Tapen	28
3.4. Subjektiv empfundener Effekt des Tapens im Bezug auf die Änderung des LPD- Wertes	29
3.4.1. Patienten ohne subjektiv empfundene Schmerzlinderung bzw. mit Zunahme der Schmerzsymptomatik.....	29

3.4.2. Patienten mit leichter bis deutlicher subjektiv empfundener Schmerzlinderung nach Patella-Tapen.....	30
4. Diskussion	32
5. Zusammenfassung.....	39
6. Literaturverzeichnis.....	42
7. Danksagung	46
8. Lebenslauf	47

Einleitung

Die Abklärung von Knieschmerzen gehört zu den häufigsten Problemen in der Orthopädie. Bei jugendlichen Patienten stehen diese oft im Zusammenhang mit einem patellofemoralem Schmerzsyndrom. Schmerzen im Kniegelenk nach aktiven Bewegungen beim Sport oder nach langem Sitzen sind häufig mit einer im Gleitverhalten abweichenden Patellalage verbunden (Fredericson et al. 2006, Gerbino et al. 2006). Als spätere Folgen können sekundäre Knorpelschäden entstehen.

Die statischen radiologischen Aufnahmen des Kniegelenkes inklusive der Patella spiegelt nicht das dynamische Patellagleiten in der trochlearen Rinne wieder. Die letzten 40 Grad Beugung haben jedoch eine besondere Bedeutung für die Entstehung von retropatellaren Schmerzen, da in diesen Winkelpositionen eine anatomische Instabilität der Patella vorliegt, indem die Patella für eine kurze Zeit außerhalb der knöchernen Führung durch die Femurkondylen liegt und unter verschiedenen Zugkräften des Musculus quadriceps steht (Brossmann et al. 1993, Muhle et al. 1994).

Die dynamische Bilderfassung der patellaren Gleitbewegung während aktiver Knieausstreckung erlaubt die Berücksichtigung des Einflusses von M. quadriceps auf das laterale Displacement sowie auf die Kippung der Patella. Die ersten dynamischen Untersuchungen des patellaren Gleitens wurden von Stanford et al. 1988 mittels ultraschneller Computertomographie durchgeführt. Die Einführung der bewegungsgetriggerten MRT erlaubte eine Anfertigung von dynamischen Magnetresonanztomographie-Aufnahmen während der aktiven Streckung des Kniegelenkes.

Die Entwicklung der ultraschnellen MRT-Technik mit Gradientenchosensequenzen bietet Vorteile, indem diese einerseits bei den vor allem jugendlichen Patienten eine funktionelle Untersuchung ohne Strahlenbelastung ermöglicht, andererseits ist bei der Untersuchung dieser Art, im Vergleich zur bewegungsgetriggerten MRT, nur eine einzige langsame Gelenkbewegung erforderlich.

Die Methodik des Knietapens wurde von McConnell 1986 eingeführt. Das Ziel des Tapens besteht in der mechanischen Medialisierung der Patella. Die hierdurch entstehenden mechanischen Kräfte nivellieren den Muskelzug der lateralen Vastusmuskulatur. Das erwünschte Ergebnis der McConnell-Methode ist die Linderung der patellofemorale Schmerzen, vor allem während einer körperlichen Belastung (Bockrath et al. 1993, Gilleard et al. 1998, Christou 2004).

Statische Untersuchungen des Tape-Effektes im MRT wurden von Worrel et al. 1998 sowie Herrington et al. 2006 unternommen. Dynamische MRT-Untersuchungen wurden von Pfeiffer et al. 2004 und von Derasari et al. 2010 durchgeführt.

Das Ziel unserer Arbeit war es, die Effekte des Patellatapens nach McConnell bei gesunden Probanden und bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom mit Hilfe der dynamischen MRT zu untersuchen und mit der bisher publizierten Literatur zu vergleichen.

Folgende Fragen sollten hierzu beantwortet werden:

- 1) Hat das McConnell-Tapen überhaupt einen quantitativen Effekt auf das Gleitverhalten der Patella bei aktiver Kniebewegung?
- 2) Wenn ja, besteht ein Unterschied bezüglich des patellaren Gleitverhaltens vor und nach körperlicher Belastung?
- 3) Hat das McConnell-Tapen einen unterschiedlichen Effekt auf das Gleitverhalten der Patella bei gesunden Probanden und bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom?
- 4) Besteht bei Patienten eine Korrelation zwischen klinisch subjektiver Schmerzlinderung und quantitativen Parametern im Patellagleitverhalten wie den Meßparametern LPD (Lateral Patellar Displacement) und PTA (Patella Tilt Angle)?

1. Anatomische Grundlagen

1.1. Anatomie des Kniegelenkes

Das Kniegelenk besteht aus zwei Femurkondylen, die mit den Gelenkflächen des Tibiakopfes artikulieren. Diesen Gelenkflächen zwischengeschaltet sind die Menisken, welche die Gelenkhöhle unvollständig unterteilen. Aufgabe der faserknorpeligen Menisken ist die Vergrößerung der druckübertragenden Kontaktfläche zwischen den stark gekrümmten Femurkondylen und der flachen Gelenkpfanne des Tibiakopfes. Der unbeschädigte mediale Meniskus hat eine feste Verbindung mit der Gelenkkapsel und dem medialen Kollateralband. Bei dem lateralen Meniskus besteht die Verbindung lediglich mit der Gelenkkapsel, nicht aber mit dem lateralen Kollateralband. Dadurch hat der laterale Meniskus mehr Bewegungsfreiheit bei Streck- und Beugungsbewegungen des Kniegelenkes als der mediale. Diese Tatsache erklärt, warum bei Verletzungen des Kniegelenkes der mediale Meniskus mehr gefährdeter ist. Die Patella, eigentlich ein Sesambein des Musculus quadriceps, gleitet am vorderen Kniegelenk mit ihrer Facies articularis auf der Facies patellaris femoris. Die Patella läuft dabei im patellofemorale Gleitlager (Führungsrinne zwischen den beiden Femurkondylen) und verhindert ein Abgleiten der Streckmuskulatur nach medial oder lateral.

Von lateral wird das Kniegelenk durch das Ligamentum collaterale fibulare (Außenband), die Sehne des Musculus biceps femoris, die Sehne des Musculus popliteus und Ligamentum ilio-tibiale begrenzt.

Die Stabilität des medialen Anteils des Kniegelenkes wird im Wesentlichen durch die folgenden drei Bandstrukturen gewährleistet: das mediale Patellofemorale Band, das patellotibiale Band, sowie das Ligamentum collaterale tibiale (Innenband) (Abb. 1).

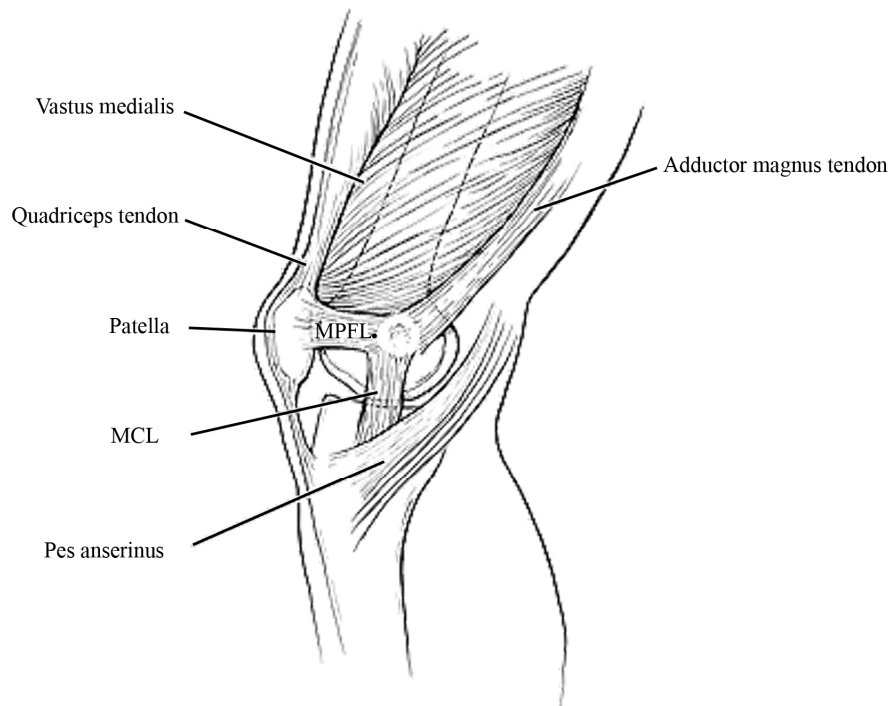


Abb. 1. Anatomie des medialen Kniegelenkes.

(nach Steensen et al. (2004): The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction © 2005. The American Orthopaedic Society for Sports Medicine.)

MCL – medial collateral band (Ligamentum collaterale tibiale)

MPFL – medial patello-femoral ligament (mediales patellofemorales Band)

1.2. Physiologie des Femoropatellargelenkes

Die Gelenkflächen des Femoropatellargelenkes werden gebildet aus der Facies articularis patellae der Rückfläche der Patella und der Facies patellaris des Femur (Leonhardt et al. 1987). Die Patella, das größte Sesambein des menschlichen Skeletts, ist ein dreieckiger Knochen und liegt in der Sehne des Musculus quadriceps femoris. Die Quadricepssehne setzt zunächst an der breiten proximalen Basis der Patella an und zieht distal von der patellaren Spitze (Apex) als Ligamentum patella bis zum Ansatz an der Tuberositas tibiae. Der vordere Teil der Ansatzsehne verläuft kontinuierlich über die Facies anterior patellae zur Tibia. Am subchondralen Knochen der rückseitig gelegenen Facies articularis patellae findet sich etwas medial von der Mitte ein vertikaler Patellafirst. Durch den First wird die retropatelläre Gelenkfläche in

eine kleinere, flache oder konvexe mediale Facette und eine größere, leicht konkave laterale Facette unterteilt. Die Gelenkoberflächen der medialen und lateralen Facetten bilden in der Horizontalebene miteinander einen sogenannten Patellaöffnungswinkel, welcher sich an tangentialen Röntgenaufnahmen (Défilé-Aufnahmen) des Kniegelenkes bestimmen lässt.

Das Gleitverhalten der Patella wird naturgemäß von der Kontraktion und der Relaxation des Musculus quadriceps bestimmt. Der Streckmuskel Musculus quadriceps besteht aus vier Anteilen: Musculus rectus femoris, Musculus vastus intermedius, medialis und lateralis. Die Musculi rectus femoris und vastus intermedius kommen mit ihren Sehnen in ungefähr neutraler Orientierung auf die Patella zu. Besonders starken Einfluss auf das Femoropatellargelenk haben die an den Seitenrändern der Patella inserierenden Anteile der Musculi vastus medialis und lateralis. Sie wirken aktiv als horizontale Zugkräfte (Brossmann et al. 1992). Der Musculus vastus lateralis kommt mit seinen Sehnen mit etwa 30° bis 40° von lateral auf die Patella zu (Mink et al. 1989). Sein Antagonist, der Musculus vastus medialis strahlt mit seiner Pars longitudinalis von medial bis zu 50° in den Streckapparat ein. Die distale stark ausgeprägte Pars transversalis des Musculus vastus medialis zieht mit bis zu 65° Eigenzugrichtung nach medial. Wenn eine Disbalance zwischen der Funktion von Musculus vastus lateralis und Musculus vastus medialis besteht, kommt es bei einem Überwiegen des medialen Anteiles zu einer Patellamedialisierung, beim Überwiegen des lateralen Muskels zu einer Lateralisation. Die Belastung der Patella erfolgt durch die an der Basis und am Apex sowie am medialen und lateralen Seitenrand inserierenden Sehnen und Bänder. Es entstehen sowohl vertikale als auch horizontale Zugverspannungen, einerseits beim Muskelzug bei der Kniebeugung und andererseits beim Anpressen der Rückfläche gegen die Femurkondylen.

2. Material und Methoden

2.1. Probanden

Die Probandengruppe bestand aus 6 asymptomatischen gesunden Probanden, 5 Frauen und 1 Mann. Das durchschnittliche Lebensalter betrug 25,5 Jahre, maximales Alter 30 Jahre, minimales Alter 23 Jahre (Abb. 2, 3).

Bei allen Probanden wurden beide Kniegelenke separat untersucht, sodass zur Auswertung 12 Untersuchungen vorlagen.

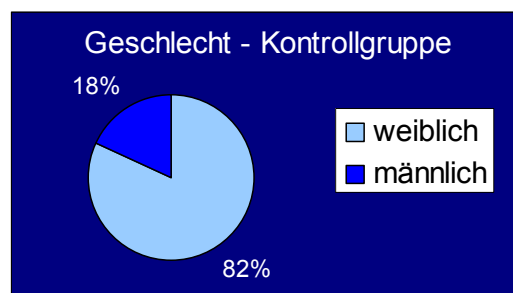


Abb. 2. Geschlechtsverteilung der gesunden Probanden.

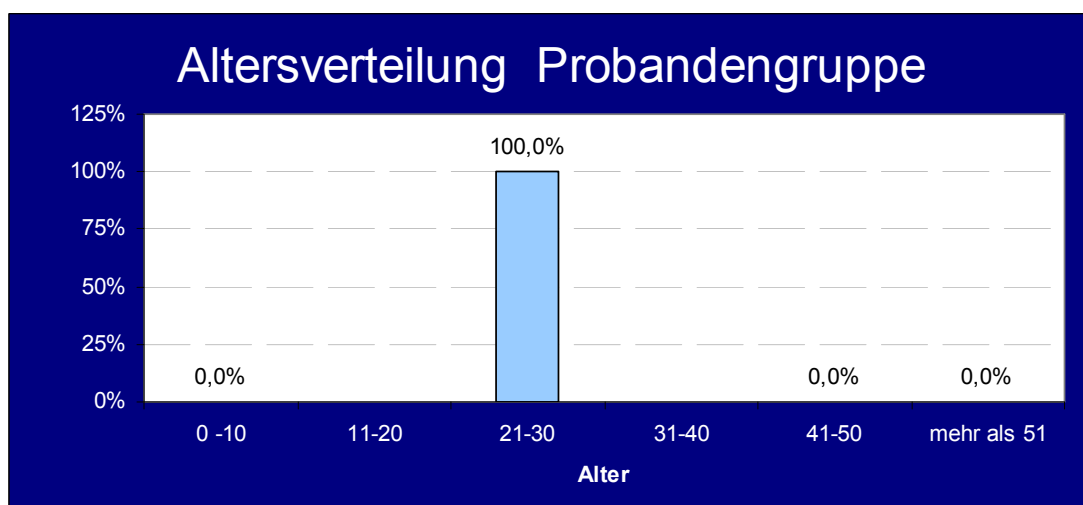


Abb. 3. Altersverteilung der gesunden Probanden.

Alle Probanden waren klinisch beschwerdefrei. Operative oder arthroskopische Eingriffe waren bei keinem der Probanden durchgeführt worden.

2.2. Patienten

Die Patientengruppe bestand aus 16 Frauen und 5 Männern. Das durchschnittliche Lebensalter der Patienten betrug 20,4 Jahre, maximales Alter 40 Jahre, minimales Alter 14 Jahre. Es wurden 12 rechte und 12 linke Kniegelenke untersucht. Somit betrug die Zahl der insgesamt untersuchten Gelenke 24 Kniegelenke (Abb. 4, 5).

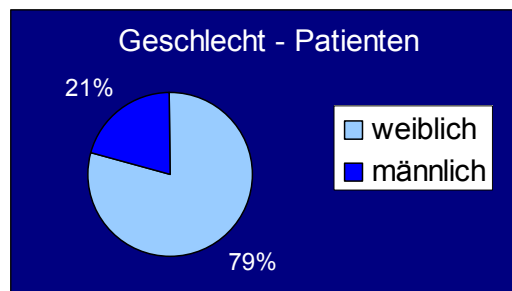


Abb. 4. Geschlechtsverteilung der Patienten.

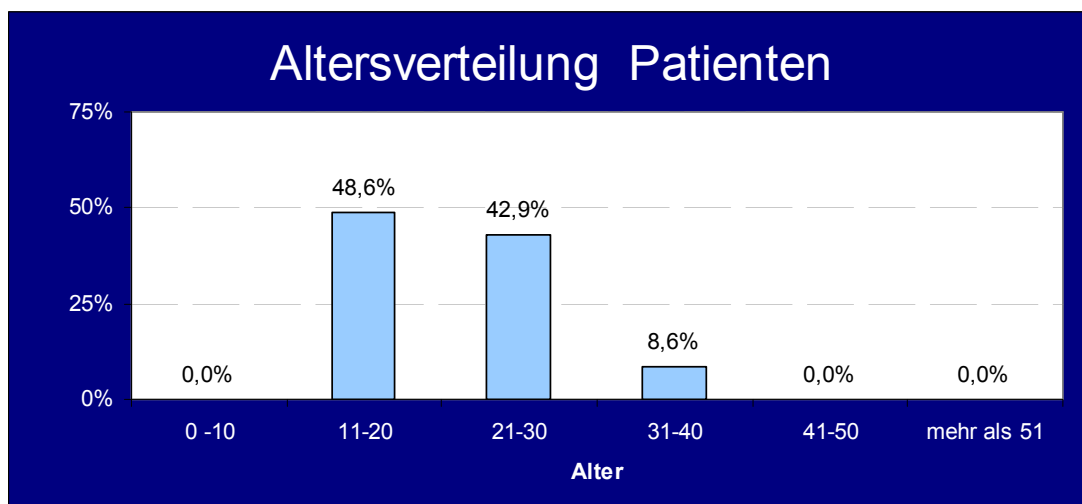


Abb. 5. Altersverteilung der Patienten.

Für die Untersuchung wurden nur Patienten mit einem patellofemoralem Schmerzsyndrom (patellofemoral pain syndrom, PFPS) ausgewählt. Als Einschlusskriterium für die Studie dienten mindestens drei positive Antworten auf die folgenden Fragen (Dixit et al. 2007):

- Haben Sie Schmerzen im Bereich der Kniescheibe?
- Haben Sie zunehmende Schmerzen beim Laufen, Springen, Radfahren?
- Haben Sie Schmerzen beim Treppensteigen?
- Haben Sie Schmerzen beim langen Sitzen?
- Haben Sie Schmerzen beim Aufstehen nach längerem Sitzen?

Als Ausschlusskriterium wurde wenigstens eine positive Antwort auf die folgenden Fragen definiert (Derasari et al. 2010):

- Hatten Sie bereits ein Trauma des Kniegelenkes (Fraktur, Meniskus- oder Bandläsion)?
- Wurden operative Eingriffe am Kniegelenk durchgeführt?
- Haben Sie eine akute oder chronische Entzündung des Kniegelenkes?

2.3. Untersuchungsprotokoll

Alle Probanden und Patienten wurden nach dem gleichen Untersuchungsprotokoll untersucht.

2.3.1. Vorbereitung und Lagerung der Patienten

Die MRT-Aufnahmen des Kniegelenkes wurden bei allen Patienten und Probanden in Rückenlage in einer Standard-Kniespule der Firma Siemens, Erlangen, durchgeführt.

Für die Lagerung der Probanden und Patienten wurde ein von der Untersuchungsgruppe von Prof. Claus Muhle entwickeltes Lagerungsgestell aus nicht-magnetischem Kunststoff benutzt. Das Gestell wurde an die Innenmaßen des MRT-Gerätes angepasst und zuließ eine freie Streck- und Beugebewegung des Kniegelenkes (Abb.6).

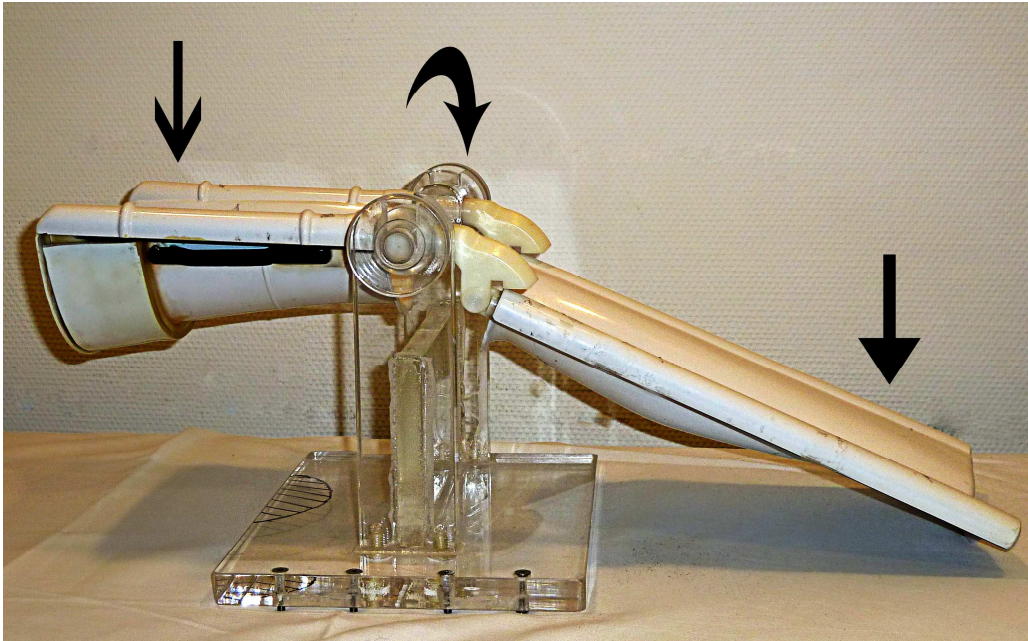


Abb. 6. Nichtmetallisches Untersuchungsgerüst zur Lagerung des Kniegelenkes.

Die stationäre Schiene dient zur Auflagefläche des Oberschenkels (dünner gerader Pfeil). Auf der beweglichen Schiene (Pfeil) wird der Unterschenkel gelagert. Ein Scharniergelenk (gebogener Pfeil) ermöglicht die freie Beugung und Streckung des Kniegelenkes.

Das Lagerungsgerüst bestand aus einer stationären Oberschenkelschiene und einem beweglichen Teil zur Führung des Unterschenkels. Ober- und Unterschenkel wurden mit insgesamt drei Klettverschlüssen fixiert, um eventuelle Bewegungen des Beines, die keine optimalen Bilder gewährleisten, zu vermeiden. Besonders geachtet wurde dabei auf die Übereinstimmung der Drehachse des Kniegelenkes und des Lagerungsgerüsts. Der bewegliche Schienenanteil, in dem der Unterschenkel positioniert wurde, konnte manuell über ein Scharniergelenk verstellt werden, um das Kniegelenk in gewünschter Flexionsposition von 40 Grad zu bringen.

Der Flexionswinkel wurde vor der MRT-Untersuchung mit einem Winkelmesser kontrolliert.

Für die zusätzliche Belastung der Oberschenkelmuskulatur wurde ein kleiner Sandsack mit 1 kg Gewicht ventral am oberen Sprunggelenk fixiert (Pfeiffer et al. 2006).

Ventral der Patella wurde eine ringförmige flexible Oberflächenspule der Firma Siemens mit einem Durchmesser von 15 cm platziert. Somit war die Patella während der gesamten Streck- und Beugephasen im Zentrum der MRT-Aufnahmespule (Abb. 7).

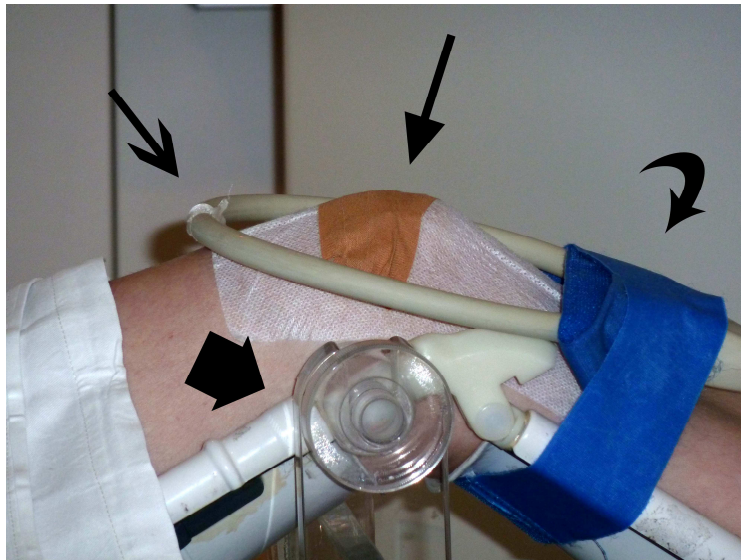


Abb. 7. Das Kniegelenk nach dem Taped im Untersuchungsstell mit Oberflächenspule.

Tape-Verband (Pfeil) befindet sich im Zentrum der Oberflächenspule (Pfeil mit schräger Spitze). Das Kniegelenk und der Unterschenkel werden auf der Unterschenkelschiene in der Beugeposition von 40 Grad mit einem Klettverband (gebogener Pfeil) fixiert. Ein Scharniergelenk (breiter Pfeil) ermöglicht freie Bewegung des Kniegelenkes.

2.3.2. Untersuchung im MRT-Gerät

Nach Zentrierung des Laserstrahls auf die Patellamitte und Oberflächenspulenmitte wurde der Patient in den Untersuchungstunnel gefahren (Abb. 8, 9).



Abb. 8. Vorbereitung des Patienten im Untersuchungstunnel.

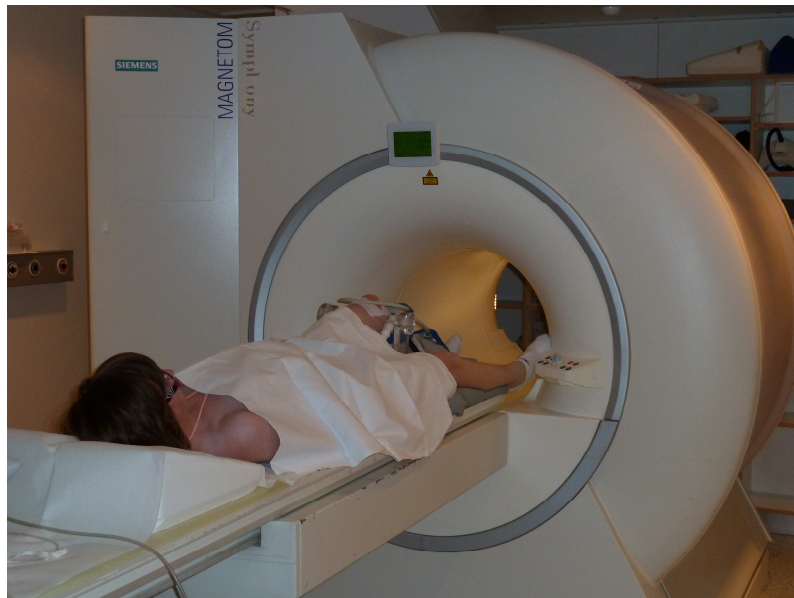


Abb. 9. Patient im MRT-Gerät gelagert.

Im Tunnel erfolgte die manuelle Überprüfung der freien Streck- und Beugemöglichkeit des Beines.

Die Patienten wurden angeleitet und instruiert, das gebeugte Bein innerhalb von 7 Sekunden mit gleichmäßiger Geschwindigkeit zu strecken. Dafür musste sich der Patient auf die Messgeräusche des Magnetresonanztomographen als Kontrollparameter achten. Vor jeder Untersuchung wurden probeweise Streckbewegungen durchgeführt. Bei den meisten Patienten reichte eine Probeuntersuchung aus. Nur wenige Patienten brauchten 2-3 Wiederholungen, um die gewünschte gleichmäßige Bewegung im MRT zu erlernen.

Die Streckbewegung des Kniegelenkes erfolgte gegen die Schwerkraft von 40 Grad Beugung bis zur 0 Grad Streckung. Um die gesamte Patellabewegung von der Beugung bis zur Streckung zu erfassen, wurden jeweils eine sagittale Schicht in maximaler Beugung und Streckung durch die Eminentia intercondylaris gelegt. Die entsprechenden sagittalen Aufnahmen stellten damit den Anfangs- und Endbereich des Bewegungsumfanges dar.

Die Akquirierung der Bilddaten erfolgte während einer Kniestreckung innerhalb von 7 Sekunden bei einer einzelnen angeregten transversalen Untersuchungsschicht. Hierbei wurden 10 Phasen generiert. Abhängig von der Größe der Patella wurden 12 bis 16 transversale Schichten á 10 Phasen mit einem Abstand von 1 cm akquiriert. Somit wurden abhängig von der Größe der Patella insgesamt 120 bis 160 Bilder ausgewertet.

Die Gesamtuntersuchungszeit betrug ca. 15 Minuten für ein Untersuchungsprotokoll.

Für die quantitative Auswertung wurden aus den transversalen Schichten sechs Aufnahmen ausgewählt, die einen gleichen Patellaschnitt während des gesamten Patellagleitens von der Beugung zur Streckung repräsentierten.

2.3.3. MRT-Messungsprotokoll

Alle Probanden und Patienten wurden in einem 1,5 Tesla Ganzkörper- Magnetresonanztomographen MAGNETOM Symphony der Firma Siemens, Erlangen, untersucht.

Zur Orientierung wurde eine sagittale Sequenz (trufi_SAG_CINE) angefertigt.

Die Messungen wurden mit Gradient-Echo-Sequenzen in Einschicht-Mehrphasen-Technik durchgeführt. Es wurden folgende Parameter gewählt:

Repetitionszeit, TR	4,63 ms
Echozeit, TE	2,32 ms
Flip-Winkel	78 Grad
Anzahl der Schichten (GE-Sequenzen)	von 12 bis 16
Schichtdicke (GE-Sequenzen)	10 mm
Zahl der Anregungen	1
Scan-Matrix	124 x 256
Field-of-View	370 mm

2.3.4. Tapen

Das Tapen wurde in Rückenlage auf dem MRT-Untersuchungstisch durchgeführt. Zur entspannten Knielagerung wurde eine Rolle unter das Knie gelegt. Vor dem Tapen wurde die Patella getastet und mit leichten Bewegungen das Ausmaß der patellaren Gleitbewegung überprüft (Abb.10).

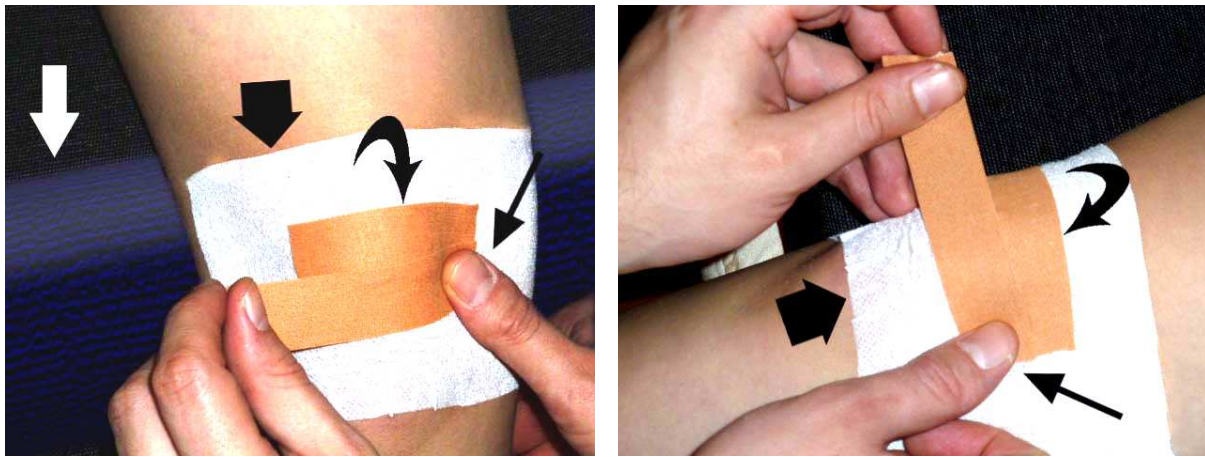


Abb. 10. Technik des Tapens nach McConnell.

Weiche Rolle (weißer Pfeil) wird unter der Kniekehle gelagert, Klebevlies (breiter Pfeil) an der Kniegelenkhaut platziert, Pflasterstreifen (gebogener Pfeil) mit mäßigem Zug von lateral nach medial angebracht. Laterales Teil des Pflasterstreifens wird mit dem Daumen fixiert (Pfeil).

Vor dem eigentlichen Tapen wurde weiches Klebevlies (Fixomull, Fa. BSN medical GmbH, Hamburg, Deutschland) auf der ventralen Seite des Kniegelenkes angebracht, um die subjektive Wahrnehmung zu optimieren sowie eine gute Anheftung des Tape-Verbandes sicherzustellen.

Für das Tapen wurden Leukoplast-Pflasterstreifen (Fa. BSN medical GmbH, Hamburg, Deutschland) mit der Breite 2,5 cm verwendet. Die Streifen wurden mit leichtem kontinuierlichem Zug von lateral nach medial über der Patella angebracht. Dabei erfolgte gleichzeitig die Fixierung der bereits angehefteten Streifenabschnitte mit dem Daumen. Es wurden 3 Pflasterstreifen benutzt (Abb. 10, 11).

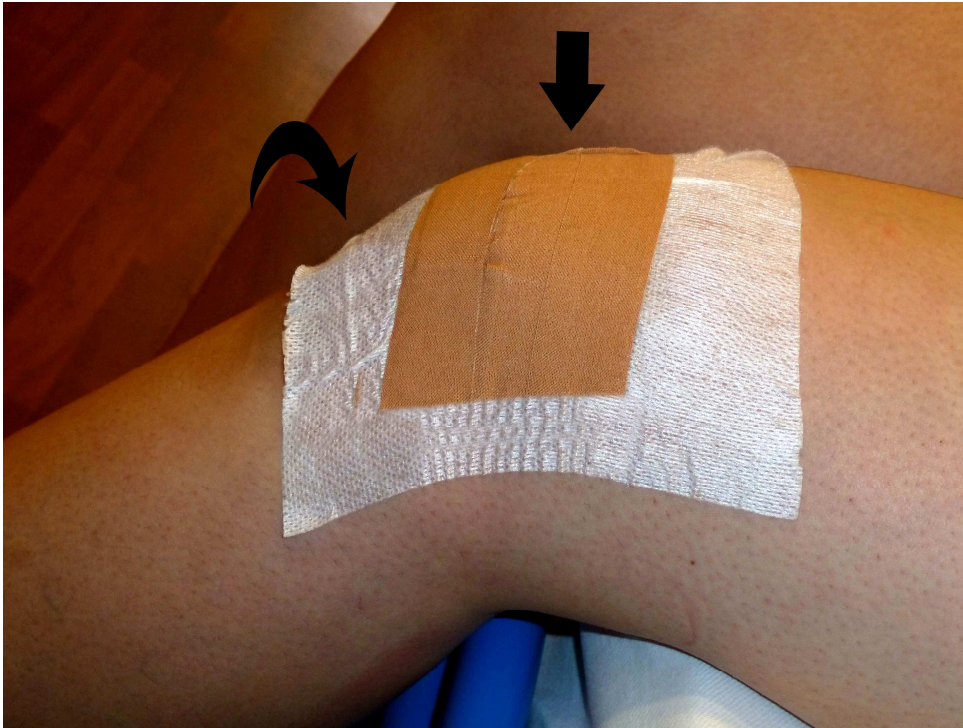


Abb. 11. Kniegelenk nach dem Tapen.

Ein Kniegelenk nach Anlage eines Tape-Verbandes in 40 Grad-Beugung. Angebrachte Klebevlies (gebogener Pfeil) und Pflasterstreifen (Pfeil).

Als Qualitätssicherung diente das subjektive Empfinden des Patienten eines medialisierten Zuggefühls am Kniegelenk.

Der Tape-Verband wurde bei jedem Patienten nach der MRT-Untersuchung entfernt.

2.3.5. Belastung

Nach der ersten und zweiten Untersuchung der Patella vor und nach Tapen erfolgte eine aktive körperliche Belastung des Kniegelenkes. Die gesunden Probanden bzw. Patienten wurden gebeten, im normalen Schrittempo eine Gehdistanz zu überwinden (Abb.12).

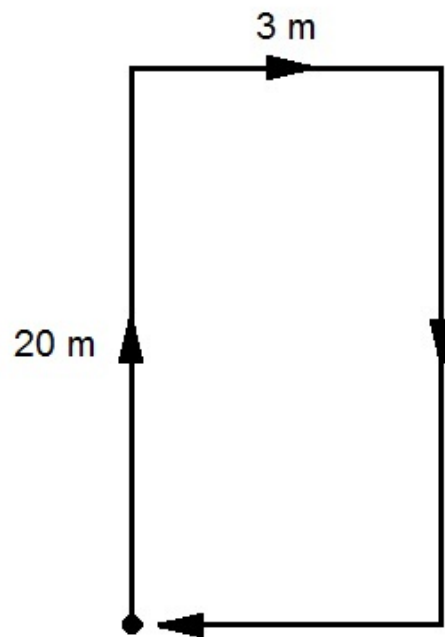


Abb. 12. Schema der Gehdistanz bei Belastung.

Die Gehstrecke stellte ein Rechteck mit einem Umfang von 46 Meter dar. Die Patienten bzw. Probanden wurden instruiert, an jedem Eckpunkt eine 90°-Drehbewegung auszuführen. Die Strecke von 46 Meter musste zwölf Mal wiederholt werden, welches einen Wiederholungszyklus von 552 Meter betrug. Es wurden insgesamt 3 Durchläufe mit einer zwischenzeitlichen Erholungspause von 3 min durchgeführt. Die gesamte Distanz betrug 1656 Meter.

Unmittelbar nach der körperlichen Belastung wurde die dritte MRT-Untersuchung durchgeführt.

2.3.6. Subjektiv empfundener Effekt des Tapens

Die Patienten wurden nach der MRT-Untersuchung und Entfernung des Tapeverbandes gebeten, die subjektiven Veränderungen nach Tapen auf einer Scala von 0 bis 10 anzugeben. Dabei entsprach 0 der Verstärkung der Knieschmerzen nach Knietapen, 5 - keiner subjektiver Befundänderung nach Tapen, 10 – maximaler subjektiver Besserung nach Tapen.

Anhand des subjektiven Empfindens wurden alle Patienten in zwei Gruppen eingeteilt:

- Gruppe mit Score 0 bis 5 - Gruppe mit subjektiv empfundener Verstärkung der Schmerzen oder mit fehlendem Effekt des Tapens, 7 Patienten;
- Gruppe mit Score 6 bis 10 - Gruppe mit subjektiver Schmerzlinderung nach Patella-Tapen, 17 Patienten.

2.4. Auswertung der Patellagleitbewegung

Zur quantitativen Berechnung des Patellagleitverhaltens wurden der Patella-Tilt-Winkel (patella tilt angle, PTA) und die laterale Patellaverlagerung (lateral patella displacement, LPD) verwendet.

2.4.1. Patella Tilt Angle (PTA)

Der Patella-Tilt-Winkel (patella tilt angle, PTA) stellt ein Maß für das laterale oder mediale Abkippen der Patella während der Streckbewegung dar und wird in Grad (°) angegeben. Die Methoden zur Messung des PTA wurden von Martinez et al. (1983) und Schutzer et al. (1986) beschrieben.

Der Winkel wird aus der Tangente zur lateralen Facette der Patellaoberfläche und der Tangente zur posterioren Femurkondyle gebildet (Abb.13).

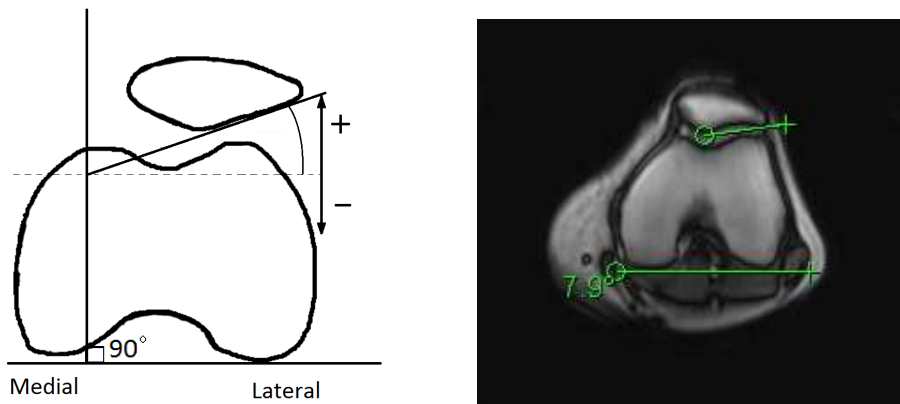


Abb. 13. Patella Tilt Angle (PTA):

Maß für das laterale oder mediale Abkippen der Patella während der Streckbewegung.

Eine an die laterale Patellafacettenfläche gezeichnete Gerade bildet mit der posterioren Femurkondylentangente den Patellakippwinkel. Der PTA kann abhängig von einem Kippen nach lateral (+) oder nach medial (-) offen sein.

2.4.2. Lateral Patellar Displacement (LPD)

Bei dem Begriff des Lateral Patellar Displacement (LPD) handelt es sich um ein Maß zur Bestimmung der patellaren Lateralisierung, ausgedrückt in Millimetern (mm).

Die erstmalig von Laurin et al. (1979) für die Auswertung der konventionellen Röntgenaufnahmen vorgeschlagene quantitative Messmethode wurde von Muhle et al. (1995) modifiziert. Hierbei wird anstelle der nicht immer konstanten anterioren femoralen Kondylentangente die posteriore Kondylentangente verwendet.

Auf dieser posterioren Kondylentangente wird eine Senkrechte durch den höchsten Punkt der medialen Femurkondyle gezeichnet. Gemessen wird dann die Distanz zwischen dieser Senkrechten und dem medialen Rand der Kniescheibe. Abhängig von der Lage des medialen Patellarandes in Bezug zur Senkrechten erhält man bei lateraler Lokalisation der Kniescheibe positive und bei medialer Lokalisation der Patella negative LPD-Werte (Abb. 14).

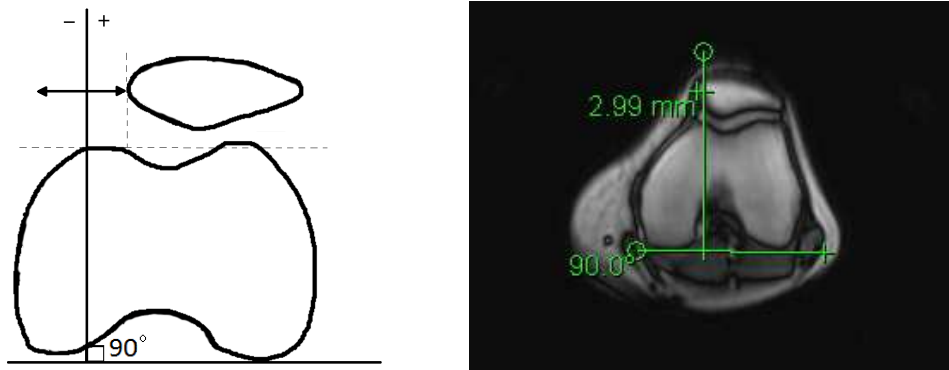


Abb. 14. Lateral Patellar Displacement (LPD):

Maß für die laterale oder mediale Seitwärtsbewegung der Patella während der Kniestreckung.

Gebildet wird eine durch den höchsten Punkt der medialen Femurkondyle verlaufende Gerade, die senkrecht zur posterioren Kondylentangente verläuft. Die Distanz von dieser Geraden zum medialen Patellarand wird entweder positiv (+) oder negativ (-) in Millimetern angegeben, abhängig von der lateralen (+) oder medialen (-) Position des medialen Patellarandes, gemessen von der vorher konstruierten Geraden.

2.5. Statistische Methoden

Die in den Probanden- und Patientengruppe gewonnenen Daten wurden mit dem nichtparametrischen Wilcoxon-Rangsummentest auf signifikante Unterschiede zwischen den Messungen ohne Tapen, mit Tapen und mit Tapen nach Belastung für die Parameter PTA und LPD überprüft. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0.05$ festgelegt.

3. Ergebnisse

3.1. Patella Tilt Angle (PTA) ohne Tape, mit Tape und mit Tape nach Belastung

3.1.1. Probanden

In der Probandengruppe wurde in allen Phasen eine nahezu identische laterale Patellakippung während der aktiven Streckung festgestellt (Abb. 15).

Es fand sich unter Kniestreckung kein signifikanter Unterschied zwischen den Untersuchungen ohne Tapen und mit Tapen ($p = 0,42$ bis $0,76$), ohne Tapen und mit Tapen nach Belastung ($p = 0,24$ bis $0,94$), sowie mit Tapen vor und nach Belastung ($p = 0,13$ bis $0,75$).

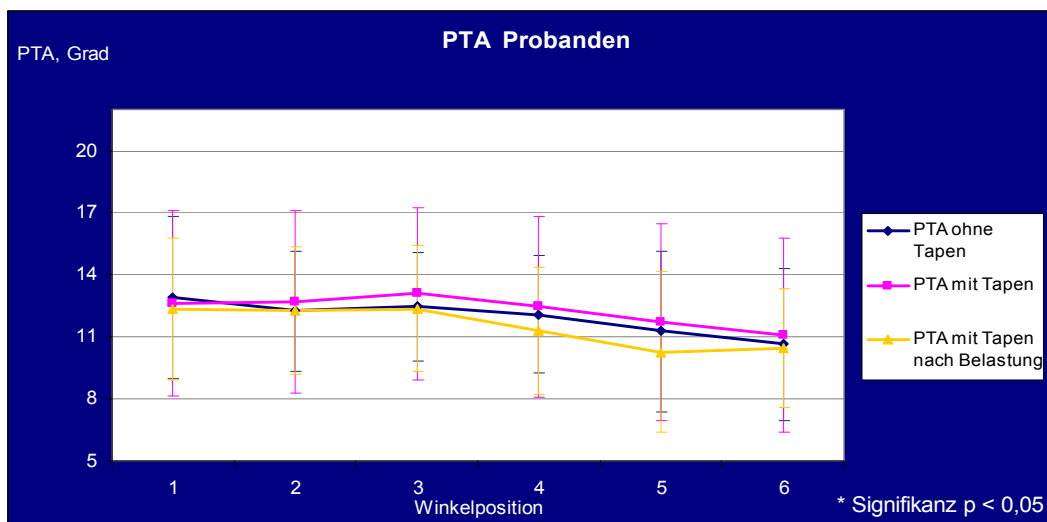


Abb. 15. PTA-Mittelwerte von Probanden.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: PTA, Grad

Dargestellt sind die PTA-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und mit Tapen nach Belastung (gelb).

Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

3.1.2. Patienten

In der Patientengruppe ergab sich bei aktiver Kniestreckung ein nahezu proportionaler Verlauf der drei PTA-Kurven (Abb. 16).

Es fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Messungen ohne Tapen und mit Tapen ($p = 0,14 - 0,46$) sowie ohne Tapen und mit Tapen nach Belastung ($p = 0,053 - 0,8$).

Der relativ große Unterschied zwischen den Messungen ohne Tapen und mit Tapen nach Belastung in Position 6 mit der Signifikanz von 0,053 lag allerdings vollkommen im gesamten Trend der PTA-Veränderungen.

Zwischen den Messungen mit Tapen vor und nach Belastung zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,55$ bis $0,95$).

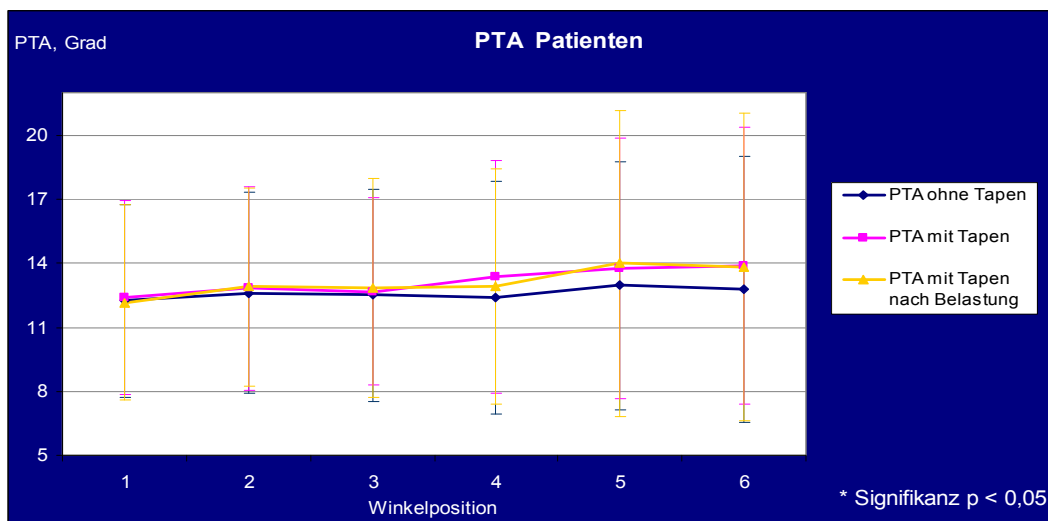


Abb. 16. PTA-Mittelwerte von Patienten.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: PTA, Grad

Dargestellt sind die PTA-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und mit Tapen nach Belastung (gelb). Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

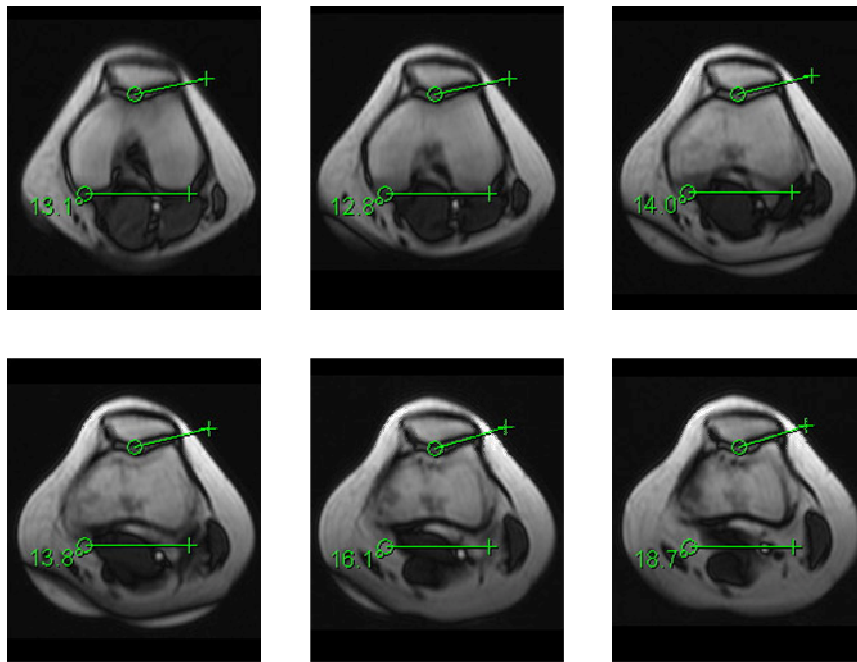


Abb. 17. 18-jährige symptomatische Patientin, PTA ohne Tape. Winkelpositionen 1 – 6.
 Dynamische MRT-Sequenzen des linken Kniegelenkes während der Streckung von 40° Beugung
 (Winkelposition 1) bis 0° (Winkelposition 6).

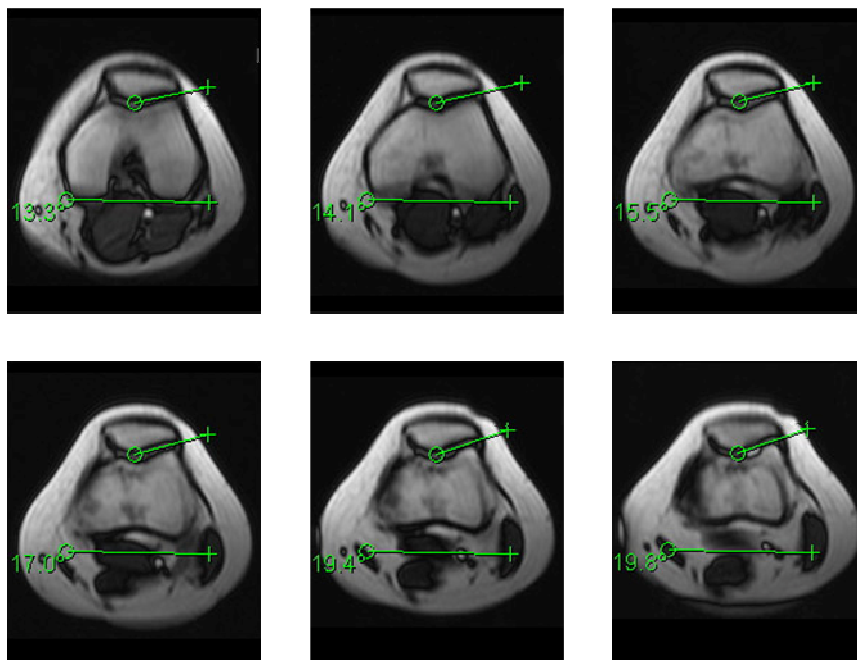


Abb. 18. 18-jährige symptomatische Patientin, PTA mit Tape. Winkelpositionen 1 – 6.
 Dynamische MRT-Sequenzen des linken Kniegelenkes während der Streckung von 40° Beugung
 (Winkelposition 1) bis 0° (Winkelposition 6).

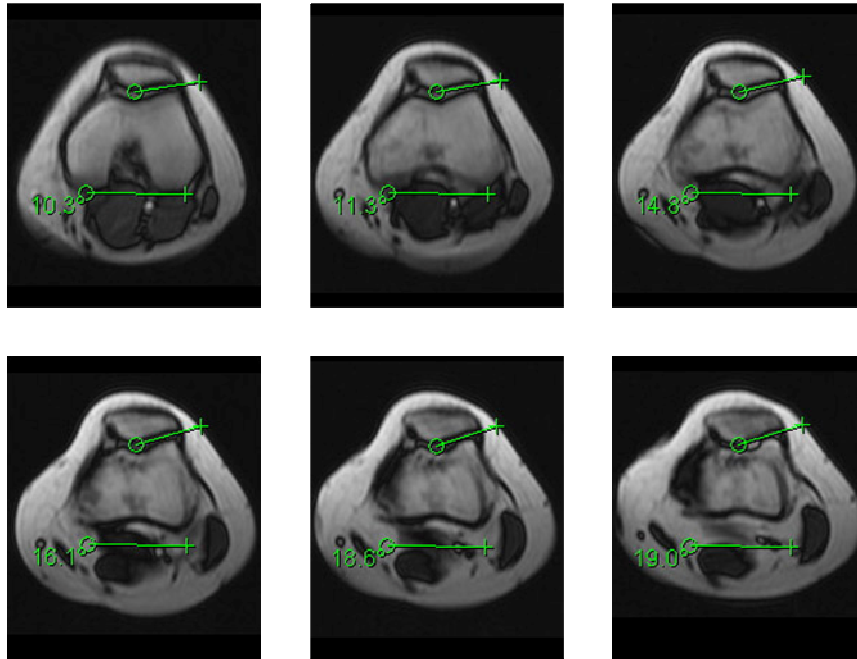


Abb. 19. 18-jährige symptomatische Patientin, PTA mit Tape nach Belastung. Winkelpositionen 1 – 6. Dynamische MRT-Sequenzen des linken Kniegelenkes während der Streckung von 40° Beugung (Winkelposition 1) bis 0° (Winkelposition 6).

3.2. Lateral Patellar Displacement (LPD) ohne Tape, mit Tape und mit Tape nach Belastung

3.2.1. Probanden

In der Probandengruppe zeigten sich signifikante Unterschiede bei der 16° Beugung ($p = 0,006$) und 8° Beugung ($p = 0,02$) zwischen den Messungen ohne Tapen und mit Tapen (Abb. 20).

Es fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen ohne Tapen und mit Tapen nach Belastung ($p = 0,35 - 0,93$), sowie mit Tapen vor und nach Belastung ($p = 0,17 - 0,56$).

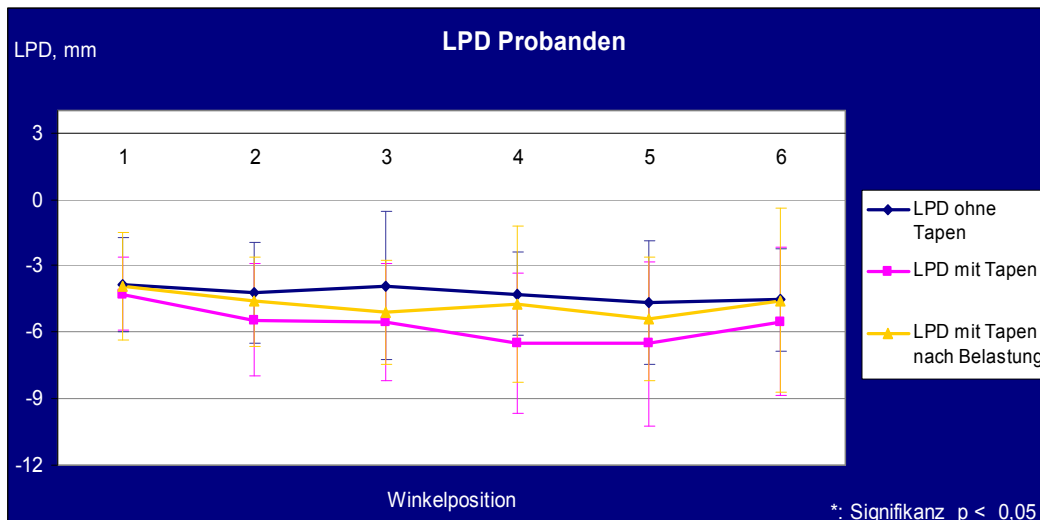


Abb. 20 LPD-Mittelwerte von Probanden.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: LPD, mm

Dargestellt sind die LPD-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und nach Tapen unter Belastung (gelb).

Signifikante Unterschiede wurden mit () markiert.*

Signifikanzniveau $p < 0,05$

3.2.2. Patienten

In der Patientengruppe konnten bei den Untersuchungen folgende Unterschiede des LPD-Wertes festgestellt werden (Abb. 21):

- 1) Zwischen den Untersuchungen ohne Tapen und mit Tapen zeigte sich ein signifikanter Unterschied bei kompletter Streckung ($p = 0,046$).
- 2) Zwischen den Untersuchungen ohne Tapen und mit Tapen nach Belastung zeigten sich signifikante Unterschiede bei den 16° und 8° Beugungen sowie bei kompletter Streckung. Das Signifikanzniveau lag bei der 16° Beugung bei $p = 0,048$ und verringerte

sich auf $p = 0,016$ bei der 8° Beugung. Das höchste Signifikanzniveau von $p = 0,0007$ wurde bei kompletter Kniestreckung festgestellt.

Der Verlauf der LPD-Kurven mit Tapen und mit Tapen nach Belastung war proportional zueinander. Im Vergleich der Messungen zwischen Tapen vor und nach Belastung konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0,55 - 0,98$).

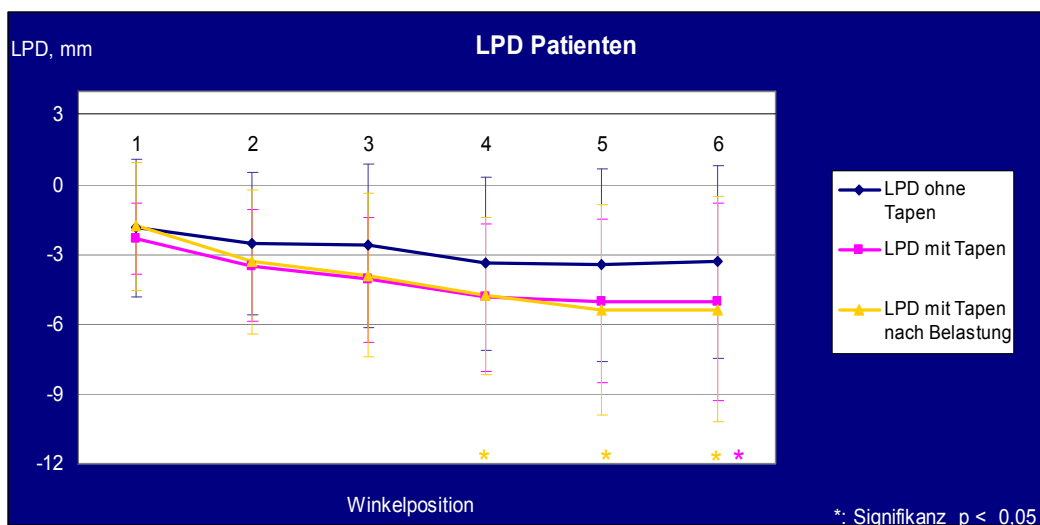


Abb. 21. LPD-Mittelwerte von Patienten.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: LPD, mm

Dargestellt sind die LPD-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und nach Tapen unter Belastung (gelb).

Signifikante Unterschiede wurden mit () markiert.*

Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

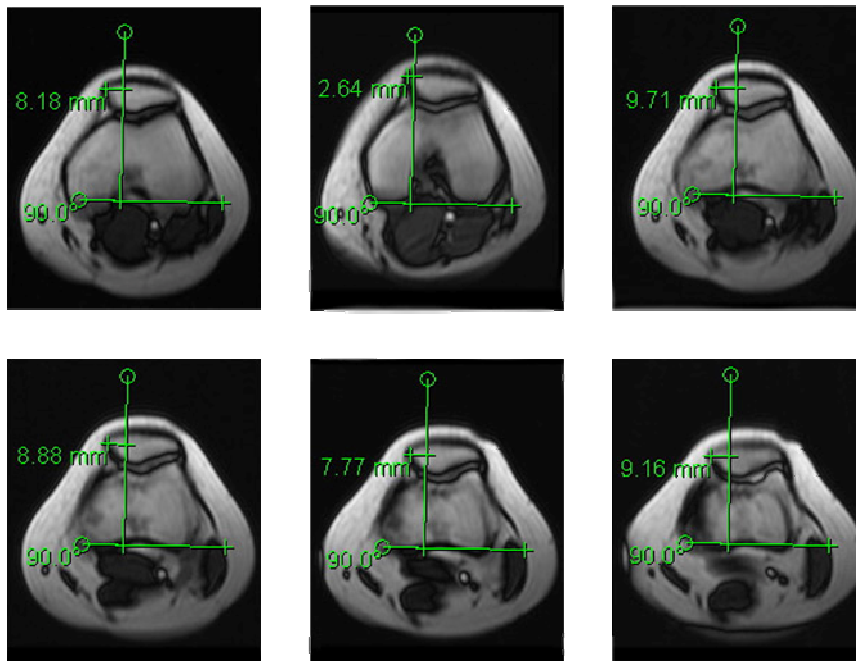


Abb. 22. 18-jährige symptomatische Patientin, LPD ohne Tape. Winkelpositionen 1 – 6.

Dynamische MRT-Sequenzen des linken Kniegelenkes während der Streckung von 40° Beugung (Winkelposition 1) bis 0° (Winkelposition 6).

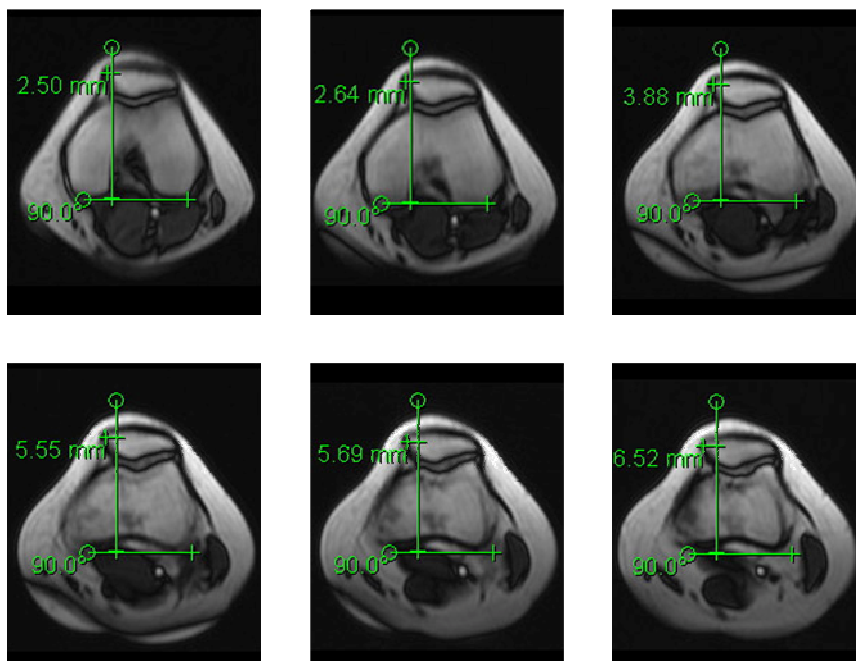


Abb. 23. 18-jährige symptomatische Patientin, LPD mit Tape. Winkelpositionen 1 – 6.

Dynamische MRT-Sequenzen des linken Kniegelenkes während der Streckung von 40° Beugung (Winkelposition 1) bis 0° (Winkelposition 6).

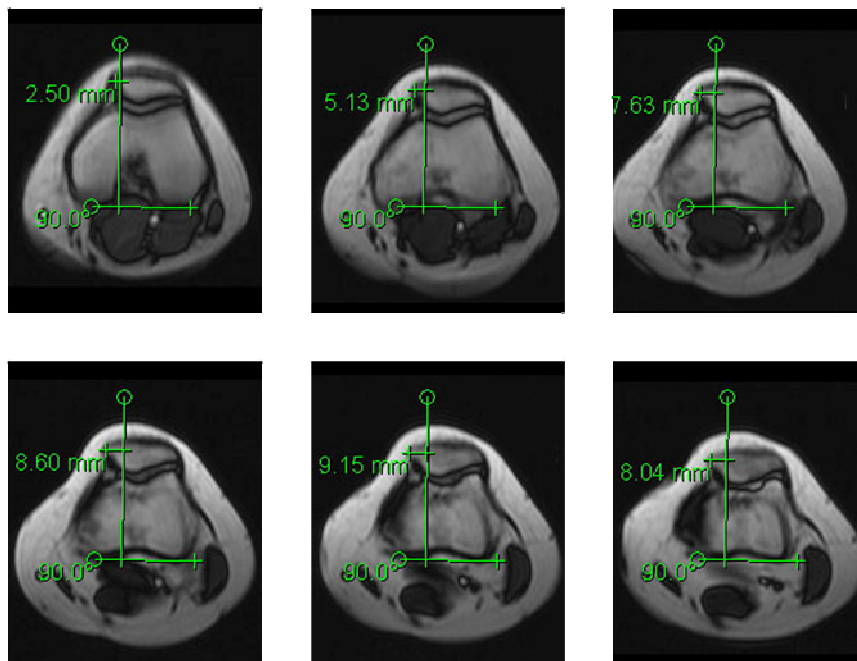


Abb. 24. 18-jährige symptomatische Patientin, LPD mit Tape. Winkelpositionen 1 – 6.
Dynamische MRT-Sequenzen des linken Kniegelenkes während der Streckung von 40° Beugung (Winkelposition 1) bis 0° (Winkelposition 6).

3.3. Subjektiv empfundener Effekt des Tapens im Bezug zur Änderung des PTA-Wertes

3.3.1. Patienten mit subjektiv empfunden fehlendem Effekt des Patella-Tapens

Bei Patienten ohne subjektiv empfundene Schmerzbesserung bzw. mit Zunahme der Schmerzsymptomatik (Score 0 bis 5) konnte ein einmaliger signifikanter Unterschied ($p = 0,03$) zwischen den PTA-Werten vor und nach Tapen bei 32 Grad Kniebeugung beobachtet werden (Abb. 25).

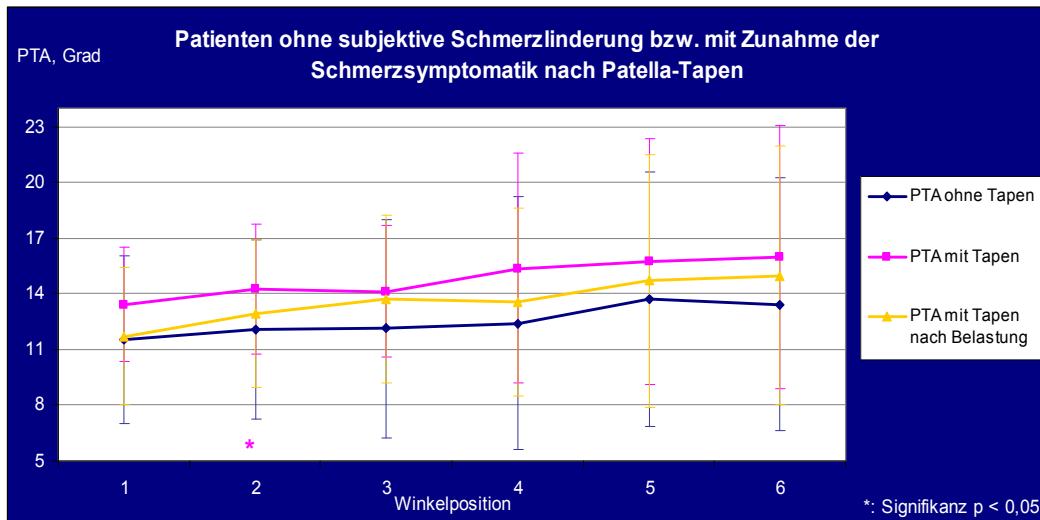


Abb. 25 PTA-Mittelwerte bei Patienten mit subjektiv empfundenem fehlendem Effekt des Patella-Tapens.
 Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: PTA, Grad

Dargestellt sind die PTA-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und mit Tapen nach Belastung (gelb).

Signifikante Unterschiede wurden mit (*) markiert.

Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

3.3.2. Patienten mit subjektiv empfundener Schmerzlinderung nach Patella-Tapen

Bei Patienten mit subjektiver Schmerzlinderung nach Tapen (Score 6 bis 10) war die laterale Patella-Kippung in allen Untersuchungen nahezu identisch (Abb. 26).

Der PTA-Wert zeigte keine signifikanten Unterschiede in allen Vergleichsreihen ($p = 0,21$ bis $0,94$).

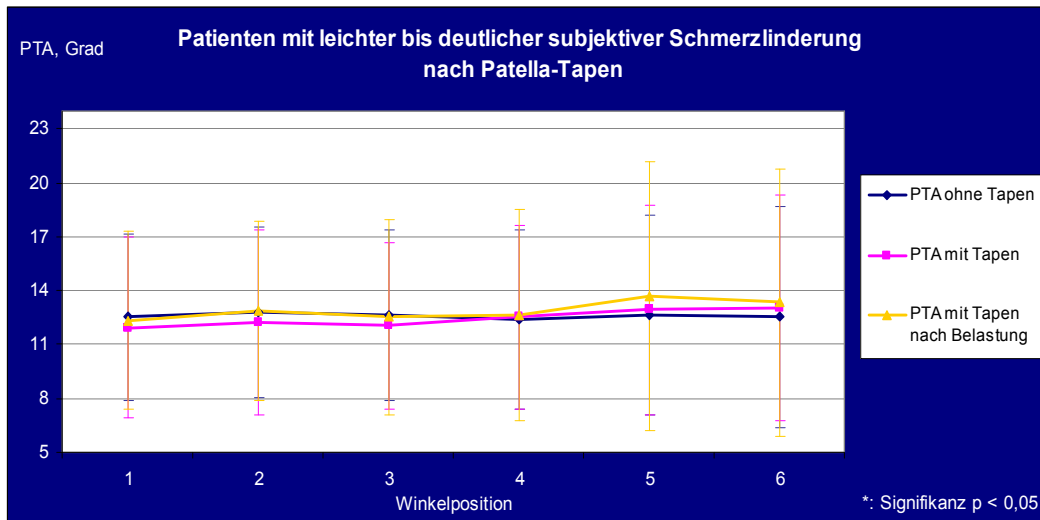


Abb. 26. PTA-Mittelwerte bei Patienten mit subjektiver Schmerzlinderung nach Patella-Tapen.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: PTA, Grad

Dargestellt sind die PTA-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und mit Tapen nach Belastung (gelb).

Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

3.4. Subjektiv empfundener Effekt des Tapens im Bezug auf die Änderung des LPD-Wertes

3.4.1. Patienten ohne subjektiv empfundene Schmerzlinderung bzw. mit Zunahme der Schmerzsymptomatik.

Bei den Patienten ohne subjektiv empfundene Schmerzlinderung bzw. mit Zunahme der Schmerzsymptomatik (Score 0 bis 5) zeigte der LPD-Wert im Vergleich aller drei Untersuchungen keine signifikante Unterschiede ($p = 0,1 - 1$) (Abb. 27).

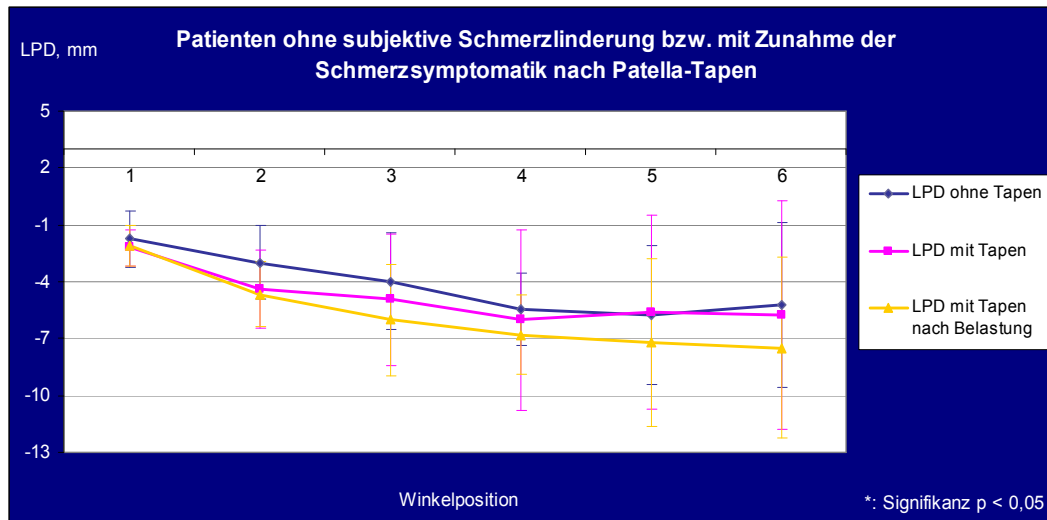


Abb. 27. LPD-Mittelwerte bei Patienten ohne subjektive Schmerzlinderung bzw. mit Zunahme der Schmerzsymptomatik.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: LPD, mm

Dargestellt sind die LPD-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und nach Tapen unter Belastung (gelb).

Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

3.4.2. Patienten mit leichter bis deutlicher subjektiv empfundener Schmerzlinderung nach Patella-Tapen

Bei den Patienten mit leichter bis deutlicher subjektiv empfundener Schmerzlinderung nach Tapen (Score 6 bis 10) fanden sich folgende signifikante Unterschiede (Abb. 28):

Im Vergleich der Messungen ohne und mit Tapen:

Während das Signifikanzniveau bei 16° Beugung bei $p = 0,049$ lag, konnte mit zunehmender Streckung ein geringeres Signifikanzniveau beobachtet werden. So lag es bei 8° Beugung bei $p = 0,031$, bei kompletter Kniestreckung bei $p = 0,023$.

Im Vergleich der Messungen ohne Tapen und mit Tapen nach Belastung lag das Signifikanzniveau bei 8° Beugung bei $p = 0,04$ und stieg bei kompletter Kniestreckung auf $p = 0,06$.

Zwischen den Messungen mit Tapen und mit Tapen nach Belastung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,17 - 0,95$).

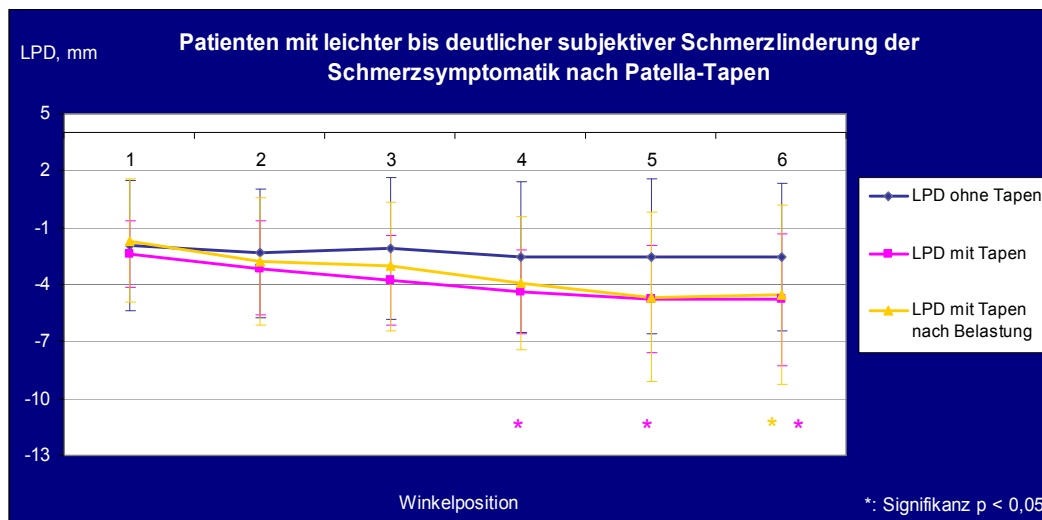


Abb. 28. LPD-Mittelwerte bei Patienten mit leichter bis deutlicher subjektiver Schmerzlinderung nach Patella-Tapen.

Achse X: Bereich der Messwerte zwischen 40 Grad Beugung (Pos.1) und kompletter Streckung des Kniegelenkes (Pos.6).

Achse Y: LPD, mm

Dargestellt sind die LPD-Mittelwerte ohne Tapen (blau), mit Tapen (lila) und nach Tapen unter Belastung (gelb).

Signifikante Unterschiede wurden mit (*) markiert.

Signifikanzniveau $p \leq 0,05$

4. Diskussion

Der patellofemorale Schmerz ist bei jungen, aktiven Menschen ein häufig anzutreffendes klinisches Problem. Aufgrund der diagnostischen Schwierigkeit lassen sich die durch eine gestörte Patellagleitbewegung bedingten Schmerzen von anderen Schmerzarten, z.B. patellare Chondromalazie, patellare Tendinitis oder Entzündung der infrapatellaren Plicae, durch eine klinische Untersuchung schwer differenzieren (Martinez et al 1983, Merchant 1988).

Die Ursache der Entstehung von patellofemorale Schmerzen wird im Patellagleitverhalten während der aktiven Bewegung des Beines gesehen. Besonders wichtig für das patellare Gleitverhalten sind dabei die letzten 30° der Streckbewegung des Kniegelenkes (Brossmann et al. 1993). In diesen Winkelgraden liegt die Kniescheibe zumeist nicht in der trochlearen Führung, während der Zug insbesondere der lateralen Komponente des M. quadriceps größer ist als die des medialen Quadriceps-Antagonisten (Brossmann et al. 1993, Muhle et al. 1994).

Das Patellatapen wurde von McConnell et al. eingeführt, um ein pathologisches Gleitverhalten der Kniescheibe zu korrigieren und den betroffenen Patienten eine normale alltägliche Aktivität zu gewährleisten. Das Konzept des Tapens ging aus der Überlegung hervor, dass die Medialisation der Patella zur Entlastung des lateralen patellofemorale Gelenkes führt (McConnell 1986).

Es konnte in vielen klinischen Studien gezeigt werden, dass das Patellatapen nach McConnell eine Linderung der patellofemorale Schmerzen bedingt (Christou 2004, Whittingham et al. 2004, Warden et al. 2008, Lan et al. 2010).

Die Quantifizierung des patellofemorale Alignments bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom wurde in statischen und in dynamischen Untersuchungen mittels Computertomographie und Magnetresonanztomographie durchgeführt.

Statische Untersuchungen des femoropatellaren Gelenkes durch konventionelle Röntgenaufnahmen und Computertomographie wurden von Bockrath et al. (1993) und Gigante et al. (2001) unternommen.

Bockrath et al. (1993) untersuchten zwölf Patienten mit anterioren Knieschmerzen mittels konventioneller Röntgenaufnahmen. Es wurden hierbei die patellofemorale Kongruenz und der patellare Rotationswinkel bestimmt. In der Analyse dieser Parameter konnte kein Unterschied zwischen den beiden Parametern vor und nach dem Tapen festgestellt werden.

Gigante et al. (2001) führten computertomographische Untersuchungen von sechzehn Patienten mit anterioren Knieschmerzen vor und nach dem Patella-Tapen durch. Als Vergleichsparameter wurden der Patella-Tilt-Winkel (patella tilt angle, PTA) und die laterale Patellaverlagerung (lateral patella displacement, LPD) ausgewählt. Es konnte gezeigt werden, dass die PTA- und LPD-Werte bei statischer, nicht aktiver Untersuchung ohne Muskelbelastung vor und nach Tapen keine signifikanten Unterschiede aufweisen.

Erste dynamische Untersuchungen des patellofemorale Alignments bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom wurden von Brossmann et al. (1992) durchgeführt. Es wurden dreizehn Patienten mit patellarem Fehlgleiten im Vergleich zu fünfzehn gesunden Probanden untersucht. Für die Evaluation der Gleitbewegung im Bereich von der 30° Beugung bis zur 0° kompletter Streckung wurde eine bewegungsgetriggerte Cine-MR-Tomographie verwendet. Ein Drucksensor wurde auf der Patella platziert, die Luftdruckveränderungen im Sensor bei der Kniebewegung wurden in die elektrischen Signale umgewandelt und als elektrokardiographische Signale kodiert. Das EKG-getriggerte MRT-Gerät konnte hierdurch die Aufnahmen explizit während der einzelnen Phasen der Knieextension akquirieren (Melchert et al. 1992).

Die Resultate wurden mit der statischen MR-Untersuchung ohne Muskelbelastung verglichen. Als Parameter wurden der LPD-Wert, der PTA-Wert und der Bisect-Offset-Winkel (BSO) ausgewählt. In der Patientengruppe wurde für alle drei Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den aktiven und passiven Kniebewegungen gefunden. In der Probanden-

gruppe war der Unterschied zwischen den aktiven und passiven Kniebewegungen nur für den Bisect-Offset-Winkel (BSO) signifikant, nicht aber für die LPD- und PTA-Werte.

Im Vergleich zwischen den Patienten- und Probandengruppe konnte gezeigt werden, dass die LPD-, PTA- und BSO-Werte bei dynamischen MRT-Untersuchungen mit aktiver Bewegung des Kniegelenkes sich deutlich von statischen Untersuchungen ohne aktive Streckung unterscheiden. Diese Untersuchungen unterstrichen die Notwendigkeit einer aktiven kinematischen MRT-Untersuchung zur Beurteilung eines pathologischen Patellagleitverhaltens.

Muhle et al. (1994) konnten anhand der MRT mit ultraschnellen Pulssequenzen in einer Untersuchung von acht gesunden Probanden und vier Patienten mit patellarer Luxation bzw. Subluxation zeigen, dass die kinematische MRT das physiologische Zusammenspiel zwischen funktionellen und statischen Strukturen des Kniegelenkes, insbesondere in den letzten Graden von der 30° Beugung bis zur 0° Streckung widerspiegelt. Im Vergleich zu den statischen MRT-Untersuchungen zeigten sich in den aktiven kinematischen MRT-Studien signifikante Veränderungen der LPD- und PTA-Werte.

Kujala et al. (1989) verglichen in ihrer Studie dreizehn Kniegelenke von Patientinnen mit rezidivierender Patella-Luxation mit zehn Kniegelenken von gesunden Probandinnen.

Im Gegensatz zu unserer Studie wurde die MRT-Untersuchung nicht bei aktiver Kniestreckung durchgeführt, sondern in vier statischen fixierten Beugepositionen: bei den 30°, 20° und 10° Beugungen sowie bei kompletter Streckung 0°. Ein Taping der Kniegelenke wurde nicht durchgeführt.

Im Gegensatz zu unserer Studie wurde der LPD-Wert nach der Meßmethode von Laurin bestimmt (Laurin et al. 1979).

Die Autoren zeigten, dass die LPD-Werte der Patientengruppe in allen Positionen signifikant größer waren als bei den gesunden Probandinnen, mit dem maximalen Ausdruck bei kompletter Streckung bei 0° sowie in den 30° und 10° Beugepositionen.

Worrell (1998) untersuchte zwölf Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom vor und nach dem McConnell-Tapen. Eine Kontrollgruppe mit gesunden Probanden wurde im Gegensatz zu unserer Studie nicht untersucht. Das Studiendesign beinhaltete statische MRT-Untersuchungen in sechs definierten Beugepositionen zwischen 10° und 45°. Untersuchungen bei aktiver Kniestreckung wie in unserer Studie wurden nicht durchgeführt. Hierbei wurden die LPD- und PTA-Werte vor und nach McConnell-Tapen verglichen. Die Bestimmung des LPD-Wertes nach körperlicher Belastung und dem Tapen wurde im Gegensatz zu unserer Studie nicht durchgeführt.

Die Limitation unserer Studie war die Methodik der LPD-Bestimmung in der Modifikation nach Muhle, während der LPD-Wert in der Studie von Worrell anhand der anterioren Kondylentangente nach Laurin bestimmt wurde (Laurin et al. 1979).

Die Studie von Worrell zeigte, dass das McConnell-Tapen ohne Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur keine signifikanten Unterschiede der PTA- oder LPD-Werte vor und nach dem Tapen bedingt.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die PTA-Werte in der symptomatischen Patientengruppe keine signifikanten Änderungen nach dem Tapen wie in der Studie von Worrell zeigten.

Die Tatsache, dass die Studie von Worrell et al. im Gegensatz zu unserer Arbeit bei symptomatischen Patienten keinen medialisierenden Effekt des Tapens zeigte, kann durch die Auswahl der Winkelpositionen für die Bestimmung der LPD-Werte erklärt werden. Die Medialisierung der Patella nach dem Tapen wurde in unserer Arbeit nur bei kompletter Streckung festgestellt, während die Bestimmung des LPD-Wertes nach dem Tapen bei Worrell in den Winkelpositionen von 10° bis 45° Beugung erfolgte. Eine weitere Medialisierung der Patella nach dem Tapen konnten wir nach körperlicher Belastung in den 16°, 8° und 0° Beugungen finden, diese Effekte des Tapens nach Belastung wurden allerdings in der Studie von Worrell et al. nicht untersucht.

In einer von Herrington (2006) veröffentlichten Studie wurden zehn Kniegelenke von Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom mittels einer statischen, nicht aktiven MRT-Untersuchung dargestellt.

Im Gegensatz zu unserer Studie wurde wie bei Worrell ebenfalls keine gesunde Kontrollgruppe untersucht.

Die Quantifizierung des patellaren Gleitverhaltens erfolgte in drei fixierten, nicht aktiven bewegten Beugepositionen von den 10° und 20° Beugungen sowie bei 0° Streckung. Zur Auswertung der patellaren Kinematik wurden die LPD-Werte vor und nach dem Tapen bestimmt. Eine Belastungsstudie mit dem Tapen wurde hierbei nicht durchgeführt.

Es konnte gezeigt werden, dass der LPD-Wert nach dem Tapen im Vergleich mit dem LPD-Wert vor dem Tapen in allen drei Positionen signifikant reduziert wurde, d.h. die Patella zeigte nach dem Tapen in allen drei Beugepositionen eine vermehrte Medialisierung.

Diese Studienergebnisse sind gut mit unseren Studienergebnissen vereinbar. Die signifikante Medialisierung der Patella nach dem Tapen bei symptomatischen Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom fand in der Untersuchung von Herrington in den 20°, 10° und 0° Beugungen statt, bei unserer Untersuchung bei kompletter Streckung 0° vor der Belastung sowie in den Beugepositionen von 16° und 8° und bei kompletter Streckung 0° nach der Belastung.

Eine aktive Kniebewegung im MRT wurde erstmalig in den Studien von Shellock et al. (1992) angewandt. Hierbei wurde eine kontinuierliche Beugung des Kniegelenkes von der 0° Streckung bis zur 40-45° Flexion durchgeführt. Die Analyse des patellaren Gleitverhaltens unter aktiver muskulärer Kontraktion der Oberschenkelstrecker war mittels dieser Technik jedoch nicht möglich, da die Patienten in Bauchlage im MRT gelagert und das Kniegelenk unter Kontraktion der Oberschenkelbeuger bewegt wurden.

Powers et al. (2003) untersuchten sechs Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom in der kinematischen MRT in zwei Versuchsanordnungen. Zunächst erfolgte eine Streckung des Kniegelenkes von der 45° Beugung bis zur 0° Streckung im Sitzen unter einer Gewichtsbelas-

tung von 5% der individuellen Körpermasse. Danach erfolgte eine halbe Kniebeuge im Stehen von der 0° Streckung bis auf 45° Beugung. Die Gewichtsbelastung des Knies von 5% der individuellen Körpermasse wurde aus einer Studie von Powers hergeleitet, die zeigte, dass bei einer entsprechenden Gewichtsbelastung des Knies die gleiche elektromyographische Aktivität des M. quadriceps besteht wie bei einer Untersuchung des Kniegelenkes bei einer 30° Kniebeugung im Stehen.

Als Vergleichsparameter wurden der Bisect-Offset-Wert, der Patella-Tilt-Winkel und der femorale Rotationswinkel gemessen. Der LPD-Wert wurde nicht bestimmt.

Es zeigte sich, dass die laterale Verlagerung der Patella anhand des BSO-Wertes in den Streckungspositionen von 21°, 24° und 27° bei Gewichtsbelastung im Sitzen signifikant größer ist als bei einer Kniebeugung im Stehen.

Pfeiffer et al. (2004) untersuchten den Effekt des McConnell-Tapens, indem die LPD-Werte von achtzehn gesunden Probanden in einem speziellen MR-Körperteil-Scanner gemessen wurden. Bei der Untersuchung in einem sogenannten „Extremety“-MR-Scanner wurde der Patient im Sitzen positioniert. Das Kniegelenk wurde hiernach im MRT-Tunnel zentriert, während der Fuß des Patienten außerhalb des Gerätes in einer Fußhalterung fixiert wurde. Durch eine Positionsänderung der Fußhalterung erfolgte die Bildakquirierung in den fixierten 0°, 12°, 24° und 36° Beugungspositionen ohne Muskelbelastung. Hierbei wurde im Gegensatz zu unserer Studie keine aktive Streckung des Kniegelenkes angewendet.

Die LPD-Werte wurden vergleichbar zu unserer Studie ohne das Tapen, nach McConnell-Tapen und mit dem Tapen nach Belastung untersucht. Die laterale Patellaabkippung ausgedrückt im PTA-Wert wurde von Pfeiffer et al. nicht bestimmt.

Zur Simulation der alltäglichen Belastung der Kniegelenke und zur Frage des Effektes des Knie-Tapens mussten die Patienten vor der MRT-Untersuchung einen Parcours mit unterschiedlichen Bewegungen und Übungen durchlaufen: 18 m vorwärts gehen, 6 m nach rechts seitwärts gehen, 18 m vorsichtig rückwärts gehen, 6 m nach links seitwärts gehen. Anschließend erfolgte ein 25 Meter langes Laufen (als eine Acht-Figur) im normalen Tempo mit ab-

schließenden 20 Halb-Kniebeugen. Dieser Parcours musste fünfmal nacheinander durchgeführt werden. Nach einer 5-minütigen Pause erfolgte eine zweimalige Wiederholung á 5 Durchläufen.

Im Vergleich zur Studie von Pfeiffer et al. wurde auch in unserer Studie eine Simulation der sportlichen Aktivität berücksichtigt. So hat eine Gesamtlaufstrecke von 1656 Metern in unserer Untersuchung einer Laufstrecke von 1500 Meter bei Pfeiffer et al. imitiert. Hiermit wurde die alltägliche bzw. sportliche Belastung der Kniegelenke nach dem Tapen sowohl in unserer Studie wie auch in der Studie von Pfeiffer et al. berücksichtigt.

Pfeiffer et al. beobachteten, dass der Unterschied zwischen LPD-Werten vor und nach dem Tapen statistisch signifikant war, d.h. das Patella-Tapen hatte in vier angegebenen Kniebeugungspositionen einen medialisierenden Einfluss auf die Patella. Im Vergleich der LPD-Werte ohne das Tapen und mit dem Tapen nach körperlicher Belastung war ein Tape-Effekt nicht mehr zu beobachten.

Die Resultate unserer Studie bestätigen teilweise die Ergebnisse von Pfeiffer et al.

So konnte im Gegensatz zu Pfeiffer in unserer Studie kein medialisierender Effekt des Patella-Tapens bei gesunden Probanden bei der 0° Streckung und bei den 24° - 40° Beugungen festgestellt werden. Übereinstimmend mit der Studie von Pfeiffer et al. konnten wir einen medialisierenden Effekt des Tapens in den Kniebeugungspositionen von 16° und 8° bei gesunden Probanden sowie fehlenden Tape-Effekt in der Probandengruppe nach der körperlichen Belastung beobachten.

In einer 2010 von Derasari et al. publizierten Studie wurden die Veränderungen des patellofemorale Gleitverhaltens in der mediolateralen, craniocaudalen und ventrodorsalen Raumebene vor und nach dem Tapen untersucht.

Es wurden 19 symptomatische Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom untersucht. Im Gegensatz zu unserer Studie erfolgte keine vergleichende Evaluation des patellofemorale Gleitverhaltens bei den Probanden. Die MRT-Aufnahmen wurden wie auch in unserer Studie

während aktiver Streckung des Kniegelenkes akquiriert. Bei fehlender Angabe der maximalen Kniebeugung wurde eine minimale Beugung von 10° angegeben.

Die von Derasari et al. vorgestellte Studie zeigte eine signifikante Kaudalverlagerung der Patella nach dem Tapen. Es konnte zusätzlich aufgezeigt werden, dass das Tapen von Patienten zu einer Medialisation bei vorbestehender Lateralisation der Kniescheibe führt.

Der im Vergleich zu unserer Studie fehlende medialisierende Effekt bei symptomatischen Patienten kann wahrscheinlich auf die gewählte Beugeposition zurückgeführt werden. Der LPD-Wert wurde bei Derasari et al. lediglich bei der 10° Beugung bestimmt, während unsere Untersuchung zeigte, dass eine signifikante Medialisation der Kniescheibe lediglich bei kompletter Streckung zu beobachten ist.

5. Zusammenfassung

Patellofemorale Schmerzen sind bei jungen, sportlich aktiven Menschen ein häufiges klinisches Problem.

Die Ursache von patellofemorale Schmerzen wird im Patellagleitverhalten während der aktiven Bewegung des Kniegelenkes zwischen einer ca. 30° Beugung und der 0° Streckung angesehen, da die Kniescheibe in diesem Abschnitt der Bewegung nicht knöchern, sondern muskulär und ligamentär geführt wird.

Das Patellatapen wurde von McConnell eingeführt, um ein pathologisches patellofemorales Gleitverhalten zu korrigieren.

Mit Hilfe der kinematischen MRT-Untersuchung bei aktiver Streckung des Kniegelenkes konnte in unserer Arbeit die Zusammenwirkung der anatomischen Strukturen des femoropatellaren Gelenkes während aktiver Bewegung dargestellt werden. Zur Quantifizierung der Veränderungen wurden die LPD- und PTA-Werte gemessen.

Die Veränderungen der LPD- und PTA-Werte wurden bei gesunden Probanden und symptomatischen Patienten vor dem Tapen, nach dem Tapen und nach dem Tapen nach Belastung verglichen.

In Bezug auf unsere Eingangsfragen zur Studie können wir folgendes feststellen:

- 1) Das McConnell-Tapen hat einen signifikanten medialisierenden Effekt auf das Gleitverhalten der Patella bei aktiver Kniebewegung. Der Effekt besteht bei gesunden Probanden zwischen einer 16° und 8° Beugung. Bei symptomatischen Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom zeigt sich der Effekt nur bei kompletter Streckung (0°).
- 2) Das McConnell-Tapen hat keinen Einfluss auf die laterale patellare Kippbewegung sowohl bei Probanden als auch bei Patienten.

- 3) Der medialisierende Effekt des Tapens auf die Patella bei gesunden Probanden wird durch eine körperliche Belastung eliminiert. Bei symptomatischen Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom wird der medialisierende Effekt des Tapens nach einer Belastung verstärkt, indem die Medialisierung nicht nur bei kompletter Streckung wie bei gesunden Probanden, sondern auch bei 16° und 8° besteht.

- 4) Bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom besteht eine Korrelation zwischen subjektiv empfundener Schmerzlinderung und zunehmender Medialisierung der Patella bei den 16° , 8° und 0° Beugungen. Gegenüber der Probandengruppe ist diese Korrelation auch nach körperlicher Belastung zu beobachten.

6. Literaturverzeichnis

Bockrath K, Wooden C, Worrell T, Ingersoll CD, Farr J (1993): Effects of patella taping on patella position and perceived pain. *Medicine & Science in Sports and Exercise*; 25(9): 989-92

Brossmann J, Muhle C, Schröder C, Melchert UH (1992): Die femoropatellare Gleitbewegung während aktiver Kniestreckung. Darstellung mit bewegungsgetriggelter MR-Tomographie. *Fortschr Roentgenstr*; 156: 559-563

Brossmann J, Muhle C, Schröder C, Melchert UH, Büll CC, Spielmann RP, Heller M (1993): Patellar tracking patterns during active and passive knee extension evaluation with motion-triggered cine MR imaging. *Radiology*; 187: 205-212

Büning T (1994): *Nichtparametrische Statistische Methoden* (2. Auflage). De Gruyter: 131 - 136

Christou EA (2004): Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol*; 14: 495-504

Derasari A, Brindle TJ, Alter KE, Sheehan FT (2010): McConnell taping shifts the patella inferiorly in patients with patellofemoral pain: a dynamic magnetic resonance imaging study. *Phys Ther.*; 90(3):411-419

Dixit S, DiFiori JP, Burton M, Mines B (2007): Management of patellofemoral pain syndrome. *Am Fam Physician*; 75(2): 194-202

Fredericson M, Zoon K (2006): Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*; 85(3):234-43

Gerbino P, Griffin E, D'Hemecourt P, Kim T, Kocher M, Zurakowski D, Micheli L (2006): Patellofemoral pain syndrome: evaluation of location and intensity of pain. *Clin J Pain*; 22(2):154-9

Gigante A, Pasquinelli FM, Paladini P, Ulisse S, Greco F (2001) The effects of patellar taping on patellofemoral incongruence: a computed tomography study. *Am J Sports Med*; 29: 88-92

Gilleard W, McConnell J, Parsons D (1998): The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. *Phys Ther*; 78: 25–32.

Harting (2002): Statistik: Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik (13. Auflage). Oldenbourg: 513-520

Herrington L (2006): The effect of corrective taping of the patella on patella position as defined by MRI. *Res Sports Med*; 14(3):215-23

Kujala UM, Oestermann K, Kormanen M, Nellimakka O, Hurme M, Taimela S (1989): Patellofemoral relationships in recurrent patellar dislocation. *J Bone Joint Surg Br*; 71: 788-792

Lan TY, Lin WP, Jiang CC, Chiang H (2010): Immediate effect and predictors of effectiveness of taping for patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med*; 38:1626-1630

Laurin CA, Dussault R, Levesque HP (1979): The tangential x-ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop Rel Res*; 144: 16-26

Leonhardt H, Tillmann S, Tondury G (1987): Untere Extremität. Leonhardt H., Tillmann S., Tondury G., Zilles K. (Hrsg.) In: Rauber/Kobsch, Anatomie des Menschen. Band 1, 470-570, Thieme Verlag, Stuttgart

McConnell J (1986): The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *Aust J Physiotherapy*; 32(4): 215-223

Martinez S, Korobkin M, Fondren F, Hedlund L, Goldner JL (1983): Computed tomography of a normal patellofemoral joint. *Invest Radiol*; 18: 249-253

Melchert UH, Schroder C, Brossmann J, Muhle C (1992): Motion triggered cine MR imaging of active joint movement. *Magn. Reson. Imag.*; 10: 457-460

Merchant AC (1988): Classification of patellofemoral disorders. *Arthroscopy*; 4: 235-240

Mink JH, Deutsch AL (1989): Magnetic resonance imaging of the knee. *Clin Orthop Rel Res*; 244: 29-47

Muhle C, Brossmann J, Melchert UH, Schröder C, de Boer RW, Spielmann RP, Heller M (1995): Functional MRI of the patellofemoral joint: comparison of ultrafast MRI, motion-triggered cine MRI and static MRI. *Eur Radiol*; 5: 371-378

Müller W (1985): Das femoropatellare Gelenk. *Orthopäde*; 14: 204-214

Pfeiffer RP, DeBeliso M, Shea KG, Kelley L, Irmischer BS, Harris C (2004): Kinematic MRI assessment of McConnell taping before and after exercise. *Am J Sports Med*; 32: 621-628

Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG (2003): Patellofemoral kinematic during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther*; 33: 677-685

Schutzer SF, Ramsbzy GR, Fulkerson JP (1986): The evaluation of patellofemoral pain using computerized tomography. A preliminary study. *Clin Orthop Rel Res Am*; 204: 286-293

Schutzer SF, Ramsbzy GR, Fulkerson JP (1986): Computed tomographic classification of patellofemoral pain patients. *Orthop Clin North Am*; 17: 235-248

Stanford W, Phelan J, Kathol MH, Rooholamini SA, El-Koury GY, Palitsis GR, Albright JP (1988): Patellofemoral joint motion: evaluation by ultrafast computed tomography. *Skeletal Radiol*; 17: 487-492

Steensen et al. (2004): The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *Am J Sports Med*; 32: 1509-1513

Warden SJ, Hinman RS, Watson MA Jr, Avin KG, Bialocerowski AE, Crossley KM (2008): Patellar taping and bracing for the treatment of chronic knee pain: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Rheum*; 59(1):73-83.

Whittingham M, Palmer S, Macmillan F (2004): Effects of taping on pain and function in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.*; 34(9): 504-510.

Worrell T, Ingersoll CD, Bockrath-Pugliese K, Minis P (1998): Effect of patellar taping and bracing on patellar position as determined by MRI in patients with patellofemoral pain. *J Athl Train*; 33: 16-20

7. Danksagung

Vom ganzen Herzen bedanke ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Claus Muhle, der mir das Thema bereitstellte und während der ganzen Zeit unterstützte. Ohne seine inhaltliche Begleitung, äußerst wertvolle Ratschläge und freundliche Kritik wäre die Entstehung dieser Arbeit undenkbar. Seine Ideen sorgten immer für ein hohes Niveau der Arbeit, öffneten neue Horizonte und weckten den Forschungsgeist. Die Zusammenarbeit mit ihm hat mir außerordentlich interessant und spannend und bleibt mir unvergesslich.

Danken möchte ich die MTRAs der Radiologie Vechta Frau Daniela Zozmann und Frau Vera Sliwinski, die die MRT-Untersuchungen für mich gesteuert haben. Diese Zusammenarbeit hat mir viel Freude gemacht.

Für die fundierte Unterstützung bei der Korrektur der Statistik möchte ich meinen herzlichen Dank Frau Martina Spille aussprechen, die mit viel Geduld meine Arbeit begleitete.

Ein großer Dank gilt für Herrn Guido Möhlmann von der Physiotherapie St.Marien-Hospital in Vechta, der mir hervorragend die Technik des Tapens beigebracht hat.

Allen freiwilligen Patientinnen/Patienten und Probanden sei ganz herzlich für ihre Mitwirkung an der Arbeit gedankt.

8. Lebenslauf

Am 23.01.1974 wurde ich, Mikhail Chernobylskiy, in Chelyabinsk (UdSSR) geboren.

In den Jahren 1980-1990 besuchte ich die Schule Nr. 96 mit erweitertem Deutschunterricht in Chelyabinsk, wo ich 1990 mein Abitur erlangte.

Mein Medizinstudium begann 1990 an der Medizinischen Fakultät in Chelyabinsk, wo ich im Jahr 1996 die Staatsexamina bestand. Von 1996 bis 1998 setzte ich mein Postdiplomstudium bei dem Lehrstuhl für diagnostische Radiologie und Strahlentherapie der Medizinischen Hochschule Chelyabinsk fort.

Seit August 1998 bis Juli 2002 war ich als Radiologe in den ambulanten Einrichtungen (Polikliniken) der Stadt Chelyabinsk tätig.

Nach meiner Einwanderung in die Bundesrepublik Deutschland im August 2002 und einem dreimonatigen Sprachkurs für Humanmediziner der Otto-Benecke-Stiftung in Bonn arbeitete ich von April 2003 bis Januar 2004 als Arzt in der Anpassungszeit (Hospitant) im Zentrum für Innere Medizin der Stauferklinik Mutlangen.

Von April 2004 bis März 2008 arbeitete ich als Assistenzarzt in der Diagnostischen Radiologie des Krankenhauses Mutterhaus der Borromäerinnen in Trier.

Im Dezember 2004 bestand ich die Gleichwertigkeitsprüfung für Ärzte der Ärztekammer Rheinland-Pfalz.

Von April 2008 bis August 2011 arbeitete ich als Assistenzarzt in der MVZ Radiologie Vechta.

Im Juni 2011 bestand ich die Facharztprüfung der Ärztekammer Niedersachsen.

Im September 2011 begann ich meine fachärztliche Tätigkeit in dem Institut für Radiologie & Nuklearmedizin Bremerhaven.