

Orthopädie 2023 · 52:834–842
<https://doi.org/10.1007/s00132-023-04413-2>
Angenommen: 29. Mai 2023
Online publiziert: 11. August 2023
© Der/die Autor(en) 2023



Einfluss der Quadrizepsmuskulatur auf den patellofemoralen Kontaktmechanismus bei Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität nach MPFL-Rekonstruktion

Markus Siegel¹ · Elham Taghizadeh² · Andreas Fuchs¹ · Philipp Maier¹ · Hagen Schmal^{1,4} · Thomas Lange³ · Tayfun Yilmaz¹ · Hans Meine² · Kaywan Izadpanah¹

¹Department of Orthopedic Surgery and Traumatology, Freiburg University Hospital, Albert Ludwigs University Freiburg, Freiburg, Deutschland; ²Institute for Medical Image Computing, Fraunhofer MEVIS, Bremen, Deutschland; ³Division of Medical Physics, Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Medical Center – University of Freiburg, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Freiburg, Deutschland; ⁴Dep. Of Orthopedic Surgery, University Hospital Odense, Odense, Dänemark

Einleitung

Die patellofemorale Instabilität (PFI) wird als ein Zusammenspiel verschiedener Pathologien betrachtet, die in die knöchernen Geometrie, die stabilisierenden Weichteilstrukturen und in die dynamische Muskelaktivität unterteilt werden [1, 2]. Im frühen Flexionsbereich (0–30°) sind die passiven Weichteilstabilisatoren, wie das mediale patellofemorale Ligament (MPFL) oder das mediale patellotibiale Ligament (MPTA) sowie die Retinakulae, aber auch die aktive muskuläre Führung, mit dem größten Einfluss ab etwa 30° Beugung, für die Führung der Kniescheibe entscheidend [3–5]. Das MPFL liefert diesbezüglich etwa 50–60 % der gesamten Haltekräfte in den ersten 0–30° der Kniebeugung [6]. Daher wird die primäre Stabilisierung der Kniescheibe, bei strecknaher Flexionsinstabilität (0–30° Beugung) häufig, im Falle der Indikation zur operativen Versorgung und fehlender Begleitpathologien, über eine MPFL-Rekonstruktion durchgeführt [7]. Obwohl das Verfahren niedrige Rezidivraten und gute bis exzellente klinische Ergebnisse aufweist, ist wenig über die Auswirkungen der MPFL-Plastik auf den patellofemorale Kontaktmechanis-

mus in der frühen Kniebeugung bekannt [8–11]. Ebenso ist die Rolle der Quadrizepsmuskulatur als aktiver Stabilisator der Kniescheibe bei Patienten mit PFI vor und nach einer patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik bislang nicht vollständig geklärt. Im Rahmen verschiedener In-vitro- als auch In-vivo-Studien konnten bisweilen Rückschlüsse über den patellofemorale Kontakt in der frühen Beugung gezogen werden [12–14]. Kürzlich konnte gezeigt werden, dass patellofemorale stabilisierende Operationen, insbesondere mittels MPFL-Plastik, zu einer Zunahme der Knorpelkontaktfläche führen [14–16]. Bei kniegesunden Probanden steigt der Einfluss der Muskulatur, als aktiver Stabilisator, auf das patellofemorale Gelenk (PFJ) in den ersten 30° der Kniebeugung an und erreicht das Maximum bei etwa 30° Flexion [3]. Es wird vermutet, dass der stabilisierende Einfluss der muskulären, aktiven Stabilisatoren auf das patellofemorale Tracking bei Patienten, insbesondere bei strecknaher PFI, herabgesetzt ist, was mitunter den Grundstein für konservative Therapieansätze bildet [17, 18].

Die patellofemorale Knorpelkontaktfläche (CCA) wird als Parameter der patellofemorale Kongruenz angesehen, dennoch



QR-Code scannen & Beitrag online lesen

ist die Bedeutung dieses Parameters bei Patienten mit PFI bisher noch nicht vollständig geklärt. Darüber hinaus fehlen weiterhin qualitativ hochwertige In-vivo-Daten darüber, wie sich die MPFL-Rekonstruktion auf die patellofemorale Kinematik auswirkt und insbesondere welchen Einfluss die Quadrizepsaktivität auf den patellofemorale Kontaktmechanismus hat. Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss der Quadrizepsaktivierung auf die Knorpelkontaktfläche bei kniegesunden Probanden und Patienten mit strecknaher PFI vor und nach einer patellofemorale stabilisierenden Operation mittels MPFL-Plastik in vivo anhand von hochauflösender 3-Tesla-MRT-Datensätzen in verschiedenen Kniegelenksposition (0–30°).

Wir stellen die Hypothese auf, dass Patienten mit PFI gegenüber Probanden mit gesunden Kniegelenken sowohl vor als auch nach einer MPFL-Rekonstruktion keine signifikante Veränderung der patellofemorale CCA bei Quadrizepsaktivierung aufweisen.

Methoden

In der vorliegenden prospektiven gematchten Kohortenstudie wurden 15 Patienten mit strecknaher PFI und 15 Probanden mit gesunden Kniegelenken vor und nach einer MPFL-Rekonstruktion mittels dynamischen MRT-Scans untersucht. Die MRT-Scans wurden in einer speziell angefertigten Knieschiene mit einer MRT-gängigen pneumatischen Belastungsvorrichtung zur Bestimmung der patellofemorale CCA in drei verschiedenen Beugepositionen (0°, 15° und 30°) durchgeführt. Vergleichende Messungen erfolgten anhand von 3-D-Knorpel- und Knochen-Meshes.

Die Studie wurde vom Institutional Review Board (Ethikkommission der Universität Freiburg, ID 443/16) genehmigt und im Deutschen Studienregister (DRKS 00029213) eingetragen. Alle Probanden erteilten vor der Teilnahme das schriftliche Einverständnis. Alle Studienteilnehmer nahmen freiwillig und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki an der Studie teil.

Die Einschlusskriterien für die Patienten waren eine symptomatische PFI bei niedriger Flexion (im Bereich von 0–30°)

Einleitung: Die MPFL-Rekonstruktion stellt eine der wichtigsten operativen Therapiemöglichkeiten beim Auftreten rezidivierender Patellaluxationen bei strecknaher patellofemorale Instabilität dar. Dennoch ist die Rolle der Quadrizepsmuskulatur bei Patienten mit patellofemorale Instabilität vor und nach einer patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik bislang nicht vollständig geklärt. Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss der Quadrizepsmuskulatur auf den patellofemorale Kontaktmechanismus bei Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität (PFI) vor und nach einer operativen patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik anhand von statisch-dynamischen 3-Tesla MRT-Datensätzen in frühen Beugegraden (0–30°).

Methoden: In dieser prospektiven Kohortenstudie wurden 15 Patienten mit strecknaher PFI vor und 11 ± 5 Wochen nach einer isolierten MPFL-Rekonstruktion und 15 Probanden mit gesunden Kniegelenken mittels dynamischen MRT-Scans untersucht. Die MRT-Scans wurden in einer individuell angefertigten pneumatischen Kniebelastungsvorrichtung zur Bestimmung der patellofemorale Knorpelkontaktfläche (CCA) mit und ohne Quadrizepsaktivierung (50 N axiale Last) durchgeführt. Vergleichende Messungen wurden anhand von 3D-Knorpel- und Knochen-Meshes in 0–30° Kniebeugung an den Patienten mit patellofemorale Instabilität prä- und postoperativ und an den kniegesunden Probanden durchgeführt.

Ergebnisse: Die präoperativ ermittelte patellofemorale CCA von Patienten mit strecknaher PFI betrug $67,3 \pm 47,3 \text{ mm}^2$ in 0°-Flexion, $118,9 \pm 56,6 \text{ mm}^2$ in 15°-Flexion und $267,6 \pm 96,1 \text{ mm}^2$ in 30°-Flexion. Unter aktivierter Quadrizepsmuskulatur (50 N) zeigte sich eine Kontaktfläche von $72,4 \pm 45,9 \text{ mm}^2$ in Streckung, $112,5 \pm 54,9 \text{ mm}^2$ in 15° Beugung und $286,1 \pm 92,7 \text{ mm}^2$ in 30° Beugung ohne statistische Signifikanz im Vergleich. Die postoperativ bestimmte CCA ergab in 0°, 15° und 30°-Flexion $159,3 \pm 51,4 \text{ mm}^2$, $189,6 \pm 62,2 \text{ mm}^2$ und $347,3 \pm 52,1 \text{ mm}^2$. Unter Quadrizepsaktivierung mit 50 N zeigte sich eine CCA in Streckung von $141,0 \pm 63,8 \text{ mm}^2$, $206,6 \pm 67,7 \text{ mm}^2$ in 15° und $353,5 \pm 64,6 \text{ mm}^2$ in 30° Beugung, ebenso ohne statistischen Unterschied im Vergleich zur unbelasteten CCA. Bei Probanden mit gesunden Kniegelenken zeigt sich bei 30° Beugung ein Zuwachs der CCA von 10,3 % ($p = 0,003$).

Schlussfolgerung: Obwohl sich die patellofemorale CCA nach MPFL-Plastik bei Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität signifikant vergrößert, zeigt sich weder prä- noch postoperativ ein signifikanter Einfluss der Quadrizepsmuskulatur.

Schlüsselwörter

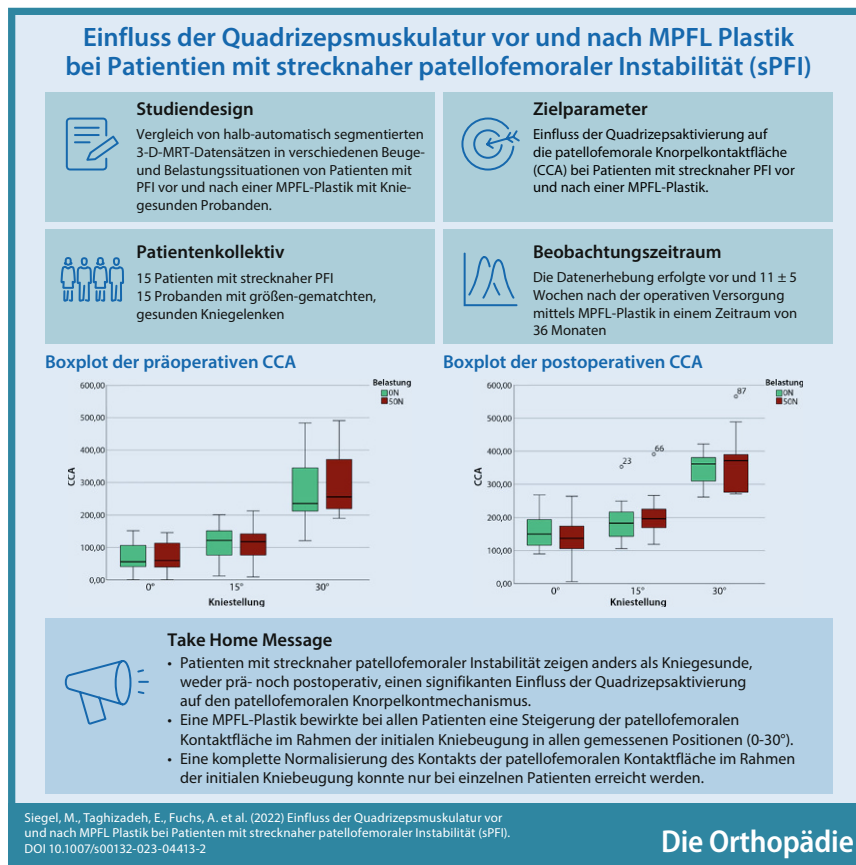
Knorpel · Gelenkinstabilität · Ligamente · Magnetresonanztomographie · Prospektive Studie

mit indizierter stabilisierender Operation durch eine MPFL-Rekonstruktion, Alter zwischen 18 und 65 Jahren ohne vorangegangene patellofemorale Gelenkoperation. Zu den Ausschlusskriterien gehörten stattgehabte patellofemorale Operationen, einliegendes Implantatmaterial aus früheren kniegelenksnahen Operationen, bestehende Schwangerschaft, retropatellare Arthrose und Klaustrophobie. Nur freiwillige Probanden ohne Knieschmerzen oder stattgehabte Knie-traumata in der Vorgeschichte wurden in die Studie aufgenommen. Die Patienten wurden anhand der Warteliste für eine Operation mittels MPFL-Plastik ermittelt und telefonisch kontaktiert oder direkt in der ambulanten Sprechstunde rekrutiert. Die kniegesunden Probanden wurden über private Kontakte, über unsere Ambulanz

oder über eine öffentliche Ausschreibung rekrutiert.

Die PFI wurde durch eine detaillierte klinische Untersuchung, a-p-Röntgenaufnahmen der unteren Extremität (Beinganzaufnahme) und axiale Patellaufnahmen sowie diagnostische MRT-Scans diagnostiziert.

Es konnten insgesamt 20 Patienten mit strecknaher PFI und 21 Volontäre mit gesunden Kniegelenken ermittelt, für diese Studie rekrutiert und mit dem MRT-Protokoll untersucht werden. Drei der präoperativen Messungen mussten aufgrund von technischen Problemen und einer nicht diagnostizierten Klaustrophobie beendet werden und konnten nicht rechtzeitig vor dem geplanten chirurgischen Eingriff wiederholt werden. 17 Patientenscans waren folglich für die postoperative Messung ge-



eignet. Ein Patient entschied sich jedoch gegen einen chirurgischen Eingriff, und eine weitere Messung konnte wegen schwerer Artefakte nicht für die weitere Analyse berücksichtigt werden, sodass insgesamt 15 postoperative Aufzeichnungen zur Verfügung standen.

Folglich konnten 15 Patienten mit prä- und postoperativen Datensätzen für die weitere Analyse in die Studie aufgenommen und mittels TEA und Geschlecht mit 15 Probanden mit gesunden Kniegelenken gematcht werden, wobei die 0°- und 15°-Messung eines postoperativen Patienten aufgrund eines ausgeprägten Gelenkgusses zudem exkludiert wurden (Abb. 1).

Studienteilnehmer

Eine Übersicht über die Merkmale der Studienteilnehmer ist in Tab. 1 zu finden.

Zur Matched-Pair-Analyse konnten die Studiengruppen mit einer gleichen Geschlechterverteilung von 9 weiblichen und

6 männlichen Teilnehmern generiert werden. Der transepikondyläre Abstand (TEA), als ein Parameter der Kniegröße, betrug bei den Patienten mit PFI 77 ± 6 mm und 78 ± 6 mm bei den kniegesunden Volontären und diente ebenfalls als „matching reference“ der beiden Kohorten ($p = 0,264$).

Protokoll der MRT-Scans

Die MRT-Scans fanden präoperativ sowie 11 ± 5 Wochen nach der operativen Behandlung mittels MPFL-Plastik statt und wurden auf einem Magnetom Trio 3T System (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) durchgeführt, wobei für den Signalempfang eine 8-Kanal-Mehrzweckspule (NORAS MRI products, Höchberg) verwendet wurde, welche mit einem Klettverschluss am Oberschenkel befestigt wurde.

Um den MRT-Aufbau so reproduzierbar wie möglich zu gestalten, wurde die Versuchsperson mit einem Gewichtsbügel am Scannerbett befestigt und

der Fuß des gemessenen Beins in den Schlitten einer pneumatischen Kniebelastungsvorrichtung gelegt, die eine genaue Belastungseinstellung im Bereich von 0–500 N vom Kontrollraum aus ermöglicht [19]. Abb. 2 zeigt die pneumatische Belastungsvorrichtung und den MRT-Versuchsaufbau.

Als Sicherheitsvorkehrung erhielten die Probanden einen Notfallschalter, mit dem sie die Belastung sofort abschalten konnten.

Die Messungen erfolgten mit Kniebeugewinkeln von 0° (Extension), 15° und 30°. Bei den 0°- und 15°-Scans wurde das Knie mit Handtüchern abgestützt, während es bei der 30°-Messung mit einer schaumstoffgepolsterten Kniehalterung stabilisiert wurde. Die Messungen mit Erhebung der 3-D-Datensätze wurden zunächst ohne und anschließend mit mechanischer Belastung von 50 N durchgeführt. Um eine Anpassung an die Belastung zu gewährleisten, wurden die MRT-Scans mit einer Verzögerung von 30 s nach Beginn der Belastung durchgeführt.

Für die MRT-Scans wurde ein 3D-Turbo-Spin-Echo(TSE)-Protokoll mit paralleler Bildgebung (GRAPPA mit Bildbeschleunigung um den Faktor 2) und einer isotropen Auflösung von 0,5 mm verwendet. Weitere Scanparameter waren: TR = 1,8 s, TE = 59 ms, Empfängerbandbreite = 504 Hz/Px, Scandauer = 6:20 min. Das 3-D-Messvolumen wurde so positioniert, dass es das gesamte Patellofemorale Gelenk abdeckte. Zur Abschwächung von Bewegungsartefakten wurde eine prospektive Bewegungskorrektur mit einem Moiré-Phase-Tracking(MPT)-System (Metrica Innovation, Milwaukee, WI, USA) durchgeführt, welches aus einer einzelnen Kamera besteht, die an der Oberseite der Scannerbohrung angebracht ist, sowie einem einzelnen Tracking-Marker, der auf der Kniescheibe befestigt wurde [20–22].

Das Tracking-System erfasst Translations- und Rotationsbewegungen des Markers mit einer Rate von 80 Bildern pro Sekunde. Anhand der optisch verfolgten Bewegungsdaten wurde das MRT-Messvolumen vor jedem Anregungsimpuls in Echtzeit aktualisiert. Darüber hinaus wurde durch eine Bewegungskorrektur zwischen den Scans („position locking“) sichergestellt, dass alle MRT-Scans mit

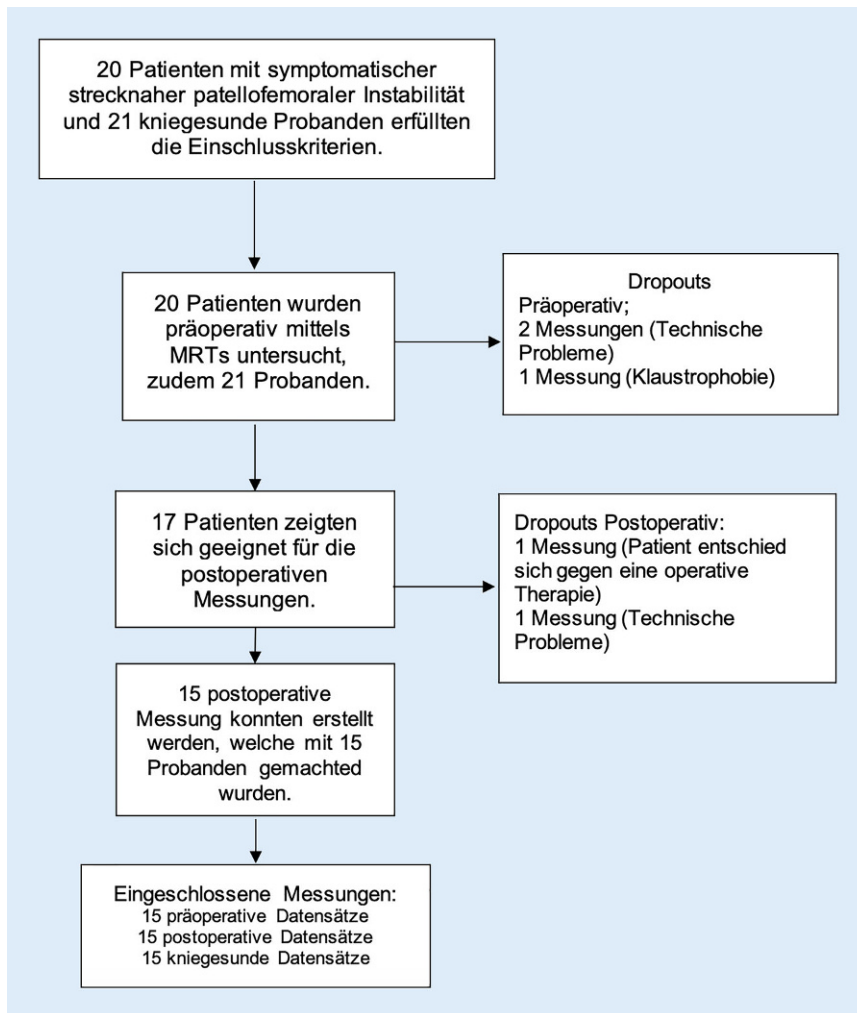


Abb. 1 ▲ Flow Chart des Selektionsprozesses

dem ursprünglich geplanten Sichtfeld (FOV) durchgeführt wurden.

Die Nachbearbeitung und Quantifizierung der Daten erfolgte mit der Bildverarbeitungsplattform SATORI, die von Fraunhofer MEVIS auf der Basis von MeVis-Lab entwickelt wurde. Die Segmentierung wurde zunächst manuell für die gesamte Probandenkohorte durchgeführt. Aus den segmentierten Strukturen wurden 3-D-Netze der einzelnen Strukturen generiert, die dann mittels Bildregistrierung auf alle anderen Belastungs- und Beugesituationen (0°, 15° und 30° ohne bzw. mit 50 N Belastung) übertragen wurden. Die Bildregistrierung wurde für jeden Knochen einzeln durchgeführt, wobei ein normalisiertes Gradientenfeld-Abstandsmaß (NGF) auf den MRT-Daten optimiert wurde, das auf eine Region um den jeweiligen Knochen beschränkt war. Ausgehend

von der Annahme, dass sich die Knochen nicht signifikant verformen, ist das Ergebnis dieser Knochenausrichtung eine individuelle starre Transformationsmatrix für jeden Knochen und somit Netzmodelle, die dann zur Analyse der CCA und der patellofemorale Kinematik verwendet wurden.

Auf diese Weise wurden für jeden Studienteilnehmer in allen drei Beugesituationen die Knorpeloberflächen der Patella und des Oberschenkelknochens sowie die patellofemorale Knorpelkontaktfläche mit und ohne Aktivierung der Quadrizepsmuskulatur bestimmt [19, 20, 23].

Die Knorpelkontaktfläche wurde als der patellofemorale Knorpelbereich definiert, in dem der euklidische Abstand zwischen den beiden gegenüberliegenden Knorpeloberflächen weniger als 1 mm betrug [9]. Die postoperativen Messungen in Extension

und in 15° Flexion eines Patienten konnten aufgrund eines postoperativen Gelenkergusses nicht auf diese Weise berechnet werden und wurden daher nicht in die weitere Analyse einbezogen.

Statistische Methoden

Die deskriptiven Statistiken wurden in Form von Mittelwerten und Standardabweichungen angegeben. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Untergruppen wurden mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test analysiert. Ein p -Wert von weniger als 0,05 wurde als statistisch signifikant angesehen.

Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 28.0.0.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) durchgeführt. Die Ergebnisse aller statistischen Tests wurden in einem explorativen Sinne interpretiert. Die p -Werte und 95%-Konfidenzintervalle wurden folglich nicht für Mehrfachvergleiche korrigiert und die daraus gezogenen Schlussfolgerungen sind möglicherweise nicht reproduzierbar.

Ergebnisse

Insgesamt konnten die Datensätze von 15 Patienten mit strecknaher PFI vor und nach einer MPFL-Rekonstruktion und von 15 Probanden mit gesunden Kniegelenken eingeschlossen werden.

Quantifizierung der Knorpeloberfläche

Die präoperative Auswertung der Knorpelfläche von Patienten mit PFI ergab eine mittlere femorale Knorpelfläche von $68,4 \pm 14,5 \text{ cm}^2$. Die mittlere Knorpeloberfläche der Patella betrug $14,2 \pm 4,2 \text{ cm}^2$.

Probanden mit gesunden Kniegelenken zeigte eine durchschnittliche femorale Knorpeloberfläche von $71,1 \pm 12,6 \text{ cm}^2$ sowie eine patellare Knorpeloberfläche von $16,5 \pm 2,2 \text{ cm}^2$.

Knorpelkontaktfläche (CCA)

Patienten mit PFI

■ Tab. 2 gibt einen Überblick über die Absolutwerte der prä- und postoperativen CCA in allen drei Kniestellungen bei Patienten mit PFI sowohl in unbelasteten als auch

| Tab. 1 Demographische Charakteristik der Studienteilnehmer | | | | | |
|--|-----------|------|----------------|------|---------------|
| | Patienten | ±SD | Kontrollgruppe | ±SD | |
| M, Anzahl | 15 | – | 15 | – | – |
| Alter (Jahre) | 27,7 | ±7,5 | 30,3 | ±6,2 | – |
| BMI (kg/m ²) | 20,7 | ±2,5 | 23,0 | ±1,8 | – |
| Größe (cm) | 173,3 | ±9,1 | 174,9 | ±8,2 | – |
| Gewicht (kg) | 71,5 | ±9,1 | 70,5 | ±8,1 | – |
| Seite (rechts/links) | 8/7 | – | 7/8 | – | – |
| Geschlecht (weiblich/männlich) | 9/6 | – | 9/6 | – | – |
| TEA-Abstand (mm) | 77 | ±6 | 78 | ±6 | ($p=0,264$) |

BMI Body-Mass-Index, TEA transepikondylärer Abstand

| Tab. 2 Vergleich der patellofemorale Knorpelkontaktfläche (CCA) in unbelasteten und belasteten Situationen bei Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität (PFI), Patienten postoperativ nach MPFL-Plastik und Volontären mit gesunden Kniegelenken in Durchschnittswerten ± Standardabweichung | | | | |
|--|-----|--|---|-------|
| Flexion | n = | CCA ohne Quadrizepsaktivierung (in mm ²) | CCA mit Quadrizepsaktivierung (50 N, in mm ²) | p = |
| <i>Patienten mit PFI präoperativ</i> | | | | |
| 0° | 15 | 67,3 ± 47,3 | 72,4 ± 45,9 | 0,820 |
| 15° | 15 | 118,9 ± 56,6 | 112,5 ± 54,9 | 0,650 |
| 30° | 15 | 267,6 ± 96,1 | 286,1 ± 92,7 | 0,064 |
| <i>Patienten mit PFI postoperativ</i> | | | | |
| 0° | 15 | 159,3 ± 51,4 | 141,0 ± 63,8 | 0,196 |
| 15° | 15 | 189,3 ± 62,2 | 206,6 ± 67,7 | 0,328 |
| 30° | 15 | 347,3 ± 52,1 | 353,5 ± 64,6 | 0,552 |
| <i>Probanden mit gesunden Kniegelenken</i> | | | | |
| 0° | 15 | 130,3 ± 66,0 | 130,7 ± 68,4 | 0,820 |
| 15° | 15 | 191,5 ± 89,3 | 192,6 ± 87,7 | 0,156 |
| 30° | 15 | 370,7 ± 91,9 | 409,0 ± 73,8 | 0,003 |

in belasteten Situationen. Im Vergleich der CCA bei Patienten mit PFI in verschiedenen Belastungssituationen ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

Patienten postoperativ nach MPFL-Plastik

Bei patellofemorale instabilen Patienten ergeben sich postoperativ ebenso keine signifikanten Unterschiede der CCA in allen drei Flexionsgraden mit und ohne Quadrizepsaktivierung (Tab. 2). Abb. 3 visualisiert den Vergleich der CCA mit und ohne Belastung präoperativ (a) und postoperativ (b) anhand von Boxplots.

Probanden mit gesunden Kniegelenken

Auch bei kniegesunden Probanden ergeben sich im Vergleich der patellofemorale CCA keine signifikanten Unterschiede sowohl in Streckung als auch in 15°-Flexion,

jedoch zeigt sich eine signifikant vergrößerte CCA (Zuwachs von 10,3 %) in 30° Beugung ($p=0,003$). Abb. 4 visualisiert den Vergleich der unbelasteten und belasteten (50 N) CCA der Probanden mit gesunden Kniegelenken.

Im Vergleich der CCA über die Zunahme der Beugung zeigen sich sowohl bei den Patienten präoperativ als auch postoperativ, wie auch bei den gesunden Volontären von Streckung auf 15° Beugung ($p=0,001$; $p=0,028$; $p=0,005$) sowie von 15° Beugung auf 30° Beugung ($p=0,001$; $p=0,001$; $p=0,001$) statistisch signifikante Unterschiede.

Auch unter Belastung fallen diese Unterschiede statistisch signifikant aus, sowohl von Streckung auf 15° Beugung ($p=0,001$; $p=0,004$; $p=0,001$) als auch von 15° Beugung auf 30° Beugung ($p=0,001$; $p=0,003$; $p=0,001$),

präoperativ wie postoperativ als auch bei kniegesunden Probanden.

In allen drei Positionen kann sowohl in unbelasteten als auch in belasteten Situationen ein Zuwachs der CCA prä- zu postoperativ beobachtet werden. In Streckung zeigt sich dieser unbelastet bei $p=0,001$ und belastet bei $p=0,013$, in 15° Beugung bei $p=0,013$ bzw. $p=0,002$ und bei 30° Beugung bei $p=0,005$ bzw. mit Quadrizeps Aktivierung bei $p=0,013$.

Diskussion

Das wichtigste Ergebnis der vorliegenden Studie ist, dass Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität keinen relevanten Einfluss der Quadrizepsaktivierung auf die patellofemorale CCA, weder bei 0°, 15° noch bei 30° Flexion, aufweisen. Auch nach einer patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik zeigt sich unter Quadrizepsaktivierung keine signifikante Änderung der patellofemorale CCA.

Der stabilisierende Einfluss der Muskulatur auf das patellofemorale Tracking steigt bei gesunden Kniegelenken im Verlauf der frühen Kniebeugung an und erreicht sein Maximum bei etwa 30° Flexion [3]. Diese Beobachtung konnte im Rahmen der vorliegenden Auswertung weiter gestützt werden. In der kniegesunden Studienpopulation zeigt sich in 30° Beugung ein durchschnittlicher, statistisch signifikanter Anstieg der CCA um 10,3% im Vergleich mit und ohne aktivierter Quadrizepsmuskulatur; bei Patienten mit PFI hingegen zeigt sich in allen drei untersuchten Flexionsgraden kein signifikanter Unterschied der CCA während der Muskelaktivierung. Im Rahmen dieses Forschungsprojektes konnte anhand eines Vergleiches kinematischer Parameter zwischen kniegesunden und patellofemorale instabilen Patienten ($n=17/17$) diese Beobachtung, mit einem durchschnittlichen Zuwachs der CCA bei gesunden Probanden um 11,2% in 30° Beugung, ebenso aufgezeigt werden [24].

Als ein Standbein der primären Behandlung klinisch manifestierter patellofemorale Instabilitäten sowie der Behandlung von Patellaerluxationen wird die konservative Therapie angesehen, welche unter anderem aus der Kräftigung der potenziell patellofemorale stabilisierend wirkenden

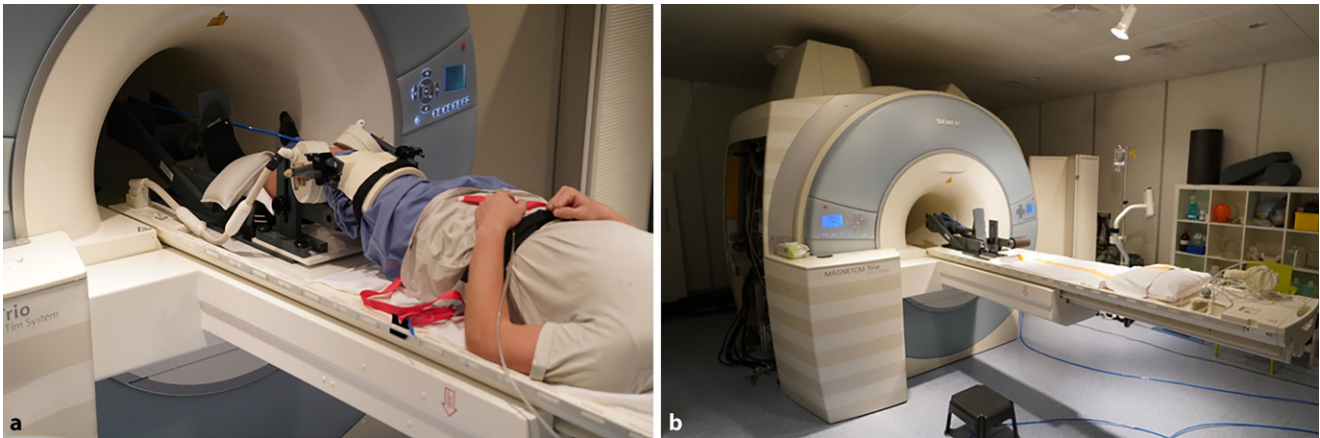


Abb. 2 ▲ Die pneumatische Belastungsvorrichtung (a) und der komplette MRT-Versuchsaufbau (b)

Muskelgruppen (z. B. M. vastus medialis) besteht [18, 25]. Anhand der Ergebnisse des vorliegenden Vergleiches zeigt sich bei Patienten mit PFI weder in Streckstellung noch in 15° oder 30° Beugung ein signifikanter Einfluss der Quadrizepsmuskulatur auf die patellofemorale CCA. Entgegen der Einschätzung, dass Menschen mit gesunden Kniegelenken einen stabilisierenden Einfluss der Quadrizepsmuskulatur auf die patellofemorale Artikulation mit einer einhergehenden Vergrößerung der patellofemorale CCA ab etwa 30° Beugung aufweisen, kann dies zumindest im Durchschnitt bei Patienten mit PFI nicht festgestellt werden. Die Ursachen dieser Beobachtung sind bislang nicht geklärt. Mögliche Einflussfaktoren könnten durch veränderte Kraftvektoren der Quadrizepsmuskulatur auf die Kniescheibe, durch Unterschiede des muskulären Trainingszustandes kniegelenksführender Muskelgruppen, durch Unterschiede der ossären Geometrie sowie durch strukturelle Gewebsunterschiede erklärt werden. Um individuelle Unterschiede der Maximalkraft zu minimieren, wurde für das vorliegende Studiendesign eine standardisierte Quadrizepsaktivierung mit 50 N genutzt, um lediglich eine Aktivierung der Muskulatur zu erzielen.

Anhand dieser Beobachtungen ist der grundsätzliche Stellenwert der konservativen Therapie bei Patienten mit strecknaher PFI, insbesondere der Stellenwert des isolierten Muskelaufbaus patellofemorale stabilisierend wirkender Muskelgruppen, z. B. mittels Elektrostimulation oder EMG-Biofeedback [18], mit dem Ziel der Wiederherstellung/Verbesserung der patellofemora-

len Kontaktfläche in ihrer Effektivität infrage zu stellen bzw. sind Studien mit dem Nachweis der Effektivität zu fordern.

Bei zwei Patienten der vorliegenden Studienpopulation zeigte sich allerdings eine CCA-Vergrößerung in 30° Flexion mit einem Anstieg (jeweils > 10%), der vergleichbar mit kniegesunden Probanden ist. Ob sich diese Patienten besonders für einen konservativen Therapieversuch eignen, gilt es weiter zu beobachten bzw. Patientengruppen besser zu identifizieren, die von einer Modifikation der Muskelaktivität profitieren. Gemäß unserer Einschätzung bedarf es diesbezüglich weiterer prospektiver Kohortenstudien zur Bestimmung und Evaluation weiterer Faktoren, um den Erfolg der konservativen Therapie abschätzen zu können und Subjekte zu identifizieren, welche von einer primär operativen patellofemorale stabilisierenden Therapie, z. B. mittels MPFL-Plastik, profitieren würden.

Die Rekonstruktion des MPFL hat sich zu einem weit verbreiteten chirurgischen Verfahren bei rezidivierenden Patellaluxationen entwickelt. Ziel der MPFL-Rekonstruktion ist es, die Stabilität des PFJ wiederherzustellen und die patellofemorale Kinematik sowie den Kontaktmechanismus zu normalisieren, was zur Linderung klinischer Symptome und zum Erhalt des Gelenks führt [1, 5]. Die Verbesserung der patellofemorale CCA kann daher als ein Kernziel dieses Verfahrens angesehen werden. Kürzlich konnte anhand verschiedener Studien gezeigt werden, dass patellofemorale stabilisierende Operationen zu einer Zunahme der patellofemorale CCA

und damit zur Verbesserung der patellofemorale Kongruenz führen [14].

Eine weitgehende Normalisierung der patellofemorale CCA durch eine patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik konnte bereits in einer gesonderten Publikation des vorliegenden Forschungsprojektes festgestellt werden [16]. Diese Beobachtung konnte ebenso durch die vorliegende Auswertung bestätigt werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen nun jedoch erstmals in vivo anhand einer statisch-dynamischen MRT-Studie, dass Patienten mit strecknaher PFI auch nach einer Stabilisierung mittels MPFL-Plastik keinen signifikanten Einfluss der Quadrizepsmuskulatur im Bereich der frühen Kniebeugung (0–30°) auf die patellofemorale CCA aufweisen. Zwar zeigt sich eine signifikant vergrößerte patellofemorale Kontaktfläche nach MPFL-Plastik und somit zu vorherigen Studien konsistente Ergebnisse, die Wiederherstellung einer physiologischen Gelenkinematik, als Zusammenspiel der passiven (weichteilige/ligamentäre Strukturen sowie ossäre Geometrie) und der aktiven Stabilisatoren (muskuläre Kniegelenksführung) kann folglich allerdings allein durch eine MPFL-Rekonstruktion nicht erreicht werden. Eine postoperative Medialisierung der Patella durch die MPFL-Plastik führt erwartbar zusätzlich zu einer geminderten Vorspannung etwaiger medialisierend/stabilisierend wirkenden Muskelanteilen des Quadrizeps und folglich zu dieser Beobachtung. Der MPFL-Plastik als patellofemorale Stabilisator, sowie konsekutiv der Integration des MPFL-Transplantates

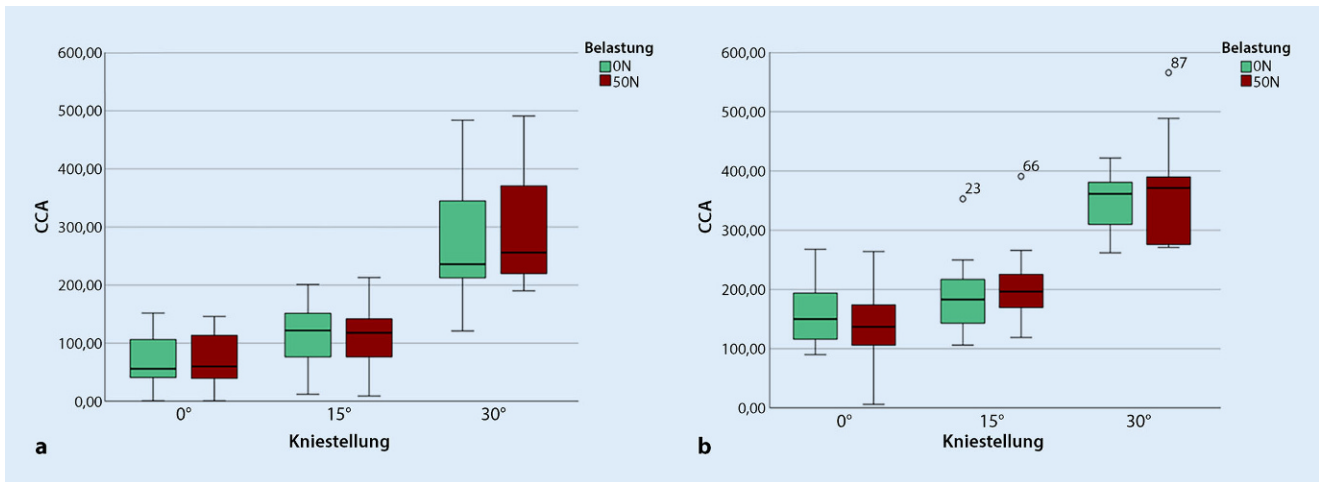


Abb. 3 **a** Boxplot der patellofemorale Knorpelkontaktfläche (CCA, in mm²) während der frühen Flexion (Streckung, 15° und 30° Flexion) von Patienten mit patellofemorale Instabilität in unbelasteter und belasteter Situation. **b** Boxplot der CCA (in mm²) über den Verlauf der Flexion (Streckung, 15° und 30° Flexion) postoperativ

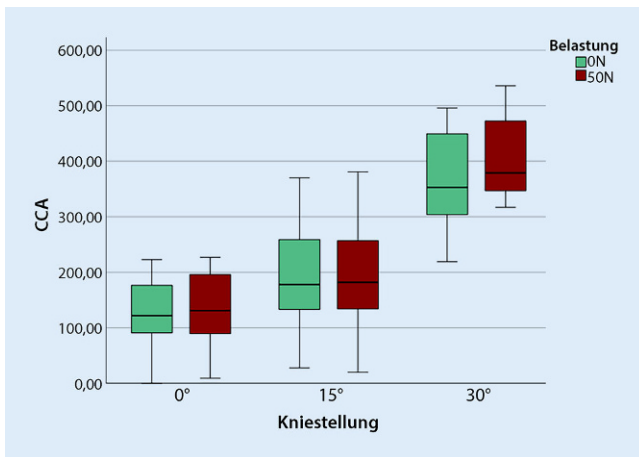


Abb. 4 **a** Boxplot der patellofemorale Knorpelkontaktfläche (CCA, in mm²) während der frühen Flexion (Streckung, 15° und 30° Flexion) von Probanden mit gesunden Kniegelenken mit und ohne Belastung (ON/50N)

im (frühen) postoperativen Verlauf, kommt daher als primärem Stabilisator der Patella im Rahmen der strecknahen patellofemorale Artikulation (0–30°) aufgrund einer ausbleibenden zusätzlichen muskulären Stabilisierung eine essenzielle Rolle zu.

MRT-Untersuchungen haben sich in letzter Zeit zu einem wichtigen Werkzeug für die In-vivo-Beurteilung des patellofemorale Gelenks entwickelt [26, 27]. Das patellofemorale Maltracking kann somit während der frühen Beugung dynamisch anhand von In-vivo-MRT quantifiziert werden. Es besteht nach wie vor Bedarf an weiteren hochauflösenden MRT-in-vivo-Studien, um Faktoren des patellofemorale Maltrackings zu identifizieren, welche uns das Ziehen von Rückschlüssen bezüglich möglicher operativer Zusatzverfahren (z. B. Trochleoplastik, Tuberositasversatzosteotomien, Korrekturosteotomien) zur

optimalen Behandlung patellofemorale Instabilitäten erlauben. In der vorliegenden Studie wurde ein halbautomatisiertes Deep-Learning-Netzwerk verwendet, um die Knorpeloberfläche von Femur und Patella zu quantifizieren und die patellofemorale Knorpelkontaktfläche mithilfe von 3-D-Meshes zu generieren [23]. Wie zuletzt im Rahmen einer Interrater-Auswertung in der Beurteilung von Trochlealdisplasien, sowie auch für andere dreidimensionale Körper aufgrund ihrer Komplexität, gezeigt wurde, scheint die 3-D-Analyse ein präzises Werkzeug für die Bestimmung von dreidimensionalen Strukturen und Oberflächen zu sein, welche zu exakten klinischen Bewertungen und folglich präzisen Diagnosen führt [28–30].

Limitationen

Eine Einschränkung dieser Studie ist, dass sie nur eine kleine Anzahl von Fällen umfasste ($n = 15/15$). Die Ergebnisse sind daher als explorativ zu verstehen und können bei größeren Studienpopulationen anders ausfallen.

Einer der Nachteile der dynamischen MRT-Bildgebung, mit dem sich auch andere Studien befassen, ist das Problem der Bewegungsartefakte [22]. Um dieses Problem zu reduzieren, wurde in unserem Setup eine prospektive Bewegungskorrektur genutzt [20–22]. Es muss konzediert werden, dass die verwendete Tracking-Kamera und ihr begrenzter Fokusbereich den schon durch die Scannerbohrung limitierten Knieflexionswinkel weiter einschränken. In unserem Versuchsaufbau ließen sich Beugungswinkel bis 30° aber auch für große Probanden problemlos realisieren. Da das MPFL oberhalb von 30° Kniebeugung einen zunehmend geringeren Einfluss auf das Patella-Tracking zu haben scheint, wären größere Flexionswinkel für die Überprüfung der gegebenen Hypothese vermutlich von geringem Mehrwert. In dieser Studie wurde das CNN-Modell nur für die automatische Segmentierung der Knochen, nicht aber für die Knorpel trainiert. Während die automatisch segmentierten Knochenmasken nur indirekt für eine grobe Ausrichtung der Bilder verwendet wurden, bildeten die Knorpelmasken die Grundlage für die Berechnung der CCA

bei jedem Beugewinkel, sodass eine wesentlich genauere Knorpelsegmentierung erforderlich war. Bei der vorhandenen Anzahl von Proben in der Datenbank konnte dieses Genauigkeitsniveau mit einem automatischen Segmentierungsmodell nicht erreicht werden. Um dieses Problem zu lösen, haben wir die beschriebene Knochenregistrierung verwendet, um die manuell segmentierten Knorpel vom Basisbild auf die Bilder des Kniegelenkes für 15 und 30° zu übertragen.

Schlussfolgerung

Bei Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität zeigt sich kein signifikanter Einfluss der Quadrizepsmuskulatur auf die patellofemorale CCA. Auch nach patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik zeigt sich keine signifikante Änderung der CCA bei aktivierter Quadrizepsmuskulatur. Eine patellofemorale Stabilisierung mittels MPFL-Plastik kann im Einzelfall zu einer Normalisierung der CCA führen, nicht aber zu einer Normalisierung des patellofemorale Kontaktmechanismus als Zusammenspiel aktiver und passiver patellofemorale Stabilisatoren.

Fazit für die Praxis

- Patienten mit strecknaher patellofemorale Instabilität zeigen, anders als Kniegesunde, weder prä- noch postoperativ, einen signifikanten Einfluss einer Quadrizepsaktivierung auf den patellofemorale Knorpelkontaktmechanismus.
- Eine MPFL (mediales patellofemorale Ligament)-Plastik bewirkte bei allen Patienten eine Steigerung der patellofemorale Kontaktfläche im Rahmen der initialen Kniebeugung in allen gemessenen Positionen (0–30°).
- Eine komplette Normalisierung des Kontakts der patellofemorale Kontaktfläche im Rahmen der initialen Kniebeugung konnte nur in einzelnen Patienten erreicht werden.

Korrespondenzadresse

Dr. med. Markus Siegel

Department of Orthopedic Surgery and Traumatology, Freiburg University Hospital, Albert Ludwigs University Freiburg
Hugstetter Straße 55, 79106 Freiburg, Deutschland
markus.siegel@uniklinik-freiburg.de

Funding. Dieses Projekt wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG, German Research Foundation, grant numbers: LA 3353/4-1, IZ 70/2-1, ME 4202/3-1), dem National Institutes of Health (NIH, grant number: 2R01DA021146) und der Stiftung Oskar-Helene-Heim, Berlin, unterstützt. Thomas Günter, Waldemar Schimpf und Gerd Strohmaier werden dankend erwähnt aufgrund der Konstruktion der Kniebelastungsvorrichtung.

Funding. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. M. Siegel, E. Taghizadeh, A. Fuchs, P. Maier, H. Schmal, T. Lange, T. Yilmaz, H. Meine und K. Izadpanah geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Für diesen Beitrag wurden von den Autor/-innen keine Studien an Menschen oder Tieren durchgeführt. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier Ch (1994) Factors of Patellar Instability: An Anatomic Radiographic Study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2:19–26. <https://doi.org/10.1007/BF01552649>

2. Imhoff FB, Funke V, Muench LN, Sauter A, Englmaier M, Woertler K, Imhoff AB, Feucht MJ (2020) The Complexity of Bony Malalignment in Patellofemoral Disorders: Femoral and Tibial Torsion, Trochlear Dysplasia, TT–TG Distance, and Frontal Mechanical Axis Correlate with Each Other. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 28:897–904. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05542-y>
3. Senavongse, W.; Amis, A.A. The Effects of Articular, Retinacular, or Muscular Deficiencies on Patellofemoral Joint Stability: A Biomechanical Study In Vitro. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 2005, 87-B, 577–582, <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B4.14768>.
4. Zaffagnini S, Colle F, Lopomo N, Sharma B, Bignozzi S, Dejour D, Maracci M (2013) The Influence of Medial Patellofemoral Ligament on Patellofemoral Joint Kinematics and Patellar Stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:2164–2171. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2307-9>
5. Zimmermann F, Liebensteiner MC, Balcarek P (2019) The Reversed Dynamic Patellar Apprehension Test Mimics Anatomical Complexity in Lateral Patellar Instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27:604–610. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5198-6>
6. Desio SM, Burks RT, Bachus KN (1998) Soft Tissue Restraints to Lateral Patellar Translation in the Human Knee. *Am J Sports Med* 26:59–65. <https://doi.org/10.1177/03635465980260012701>
7. Liebensteiner MC, Dirisamer F, Balcarek P, Schoettle P (2017) Guidelines for Treatment of Lateral Patella Dislocations in Skeletally Mature Patients. *Am J Orthop (belle Mead Nj)* 46:E86–E96
8. Feucht MJ, Mehl J, Forkel P, Achtnich A, Schmitt A, Izadpanah K, Imhoff AB, Berthold DP (2020) Failure Analysis in Patients With Patellar Redirection After Primary Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med* 8:232596712092617. <https://doi.org/10.1177/2325967120926178>
9. Hinterwimmer S, Imhoff AB, Minzlaff P, Saier T, Rosenstiel N, Hawe W, Feucht MJ (2013) Anatomical Two-Bundle Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction with Hardware-Free Patellar Graft Fixation: Technical Note and Preliminary Results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:2147–2154. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2498-8>
10. Lutz PM, Winkler PW, Rupp M-C, Geyer S, Imhoff AB, Feucht MJ (2021) Complex Patellofemoral Reconstruction Leads to Improved Physical and Sexual Activity in Female Patients Suffering from Chronic Patellofemoral Instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 29:3017–3024. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06340-7>
11. Schneider, D.K.; Grawe, B.; Magnussen, R.A.; Ceasar, A.; Parikh, S.N.; Wall, E.J.; Colosimo, A.J.; Kaeding, C.C.; Myer, G.D. Outcomes After Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction for the Treatment of Recurrent Lateral Patellar Dislocations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Am J Sports Med* 2016, 44, 2993–3005, <https://doi.org/10.1177/0363546515624673>.
12. Besier TF, Draper CE, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL (2005) Patellofemoral Joint Contact Area Increases with Knee Flexion and Weight-Bearing. *J Orthop Res* 23:345–350. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.08.003>
13. Clark, D.; Stevens, J.M.; Tortones, D.; Whitehouse, M.R.; Simpson, D.; Eldridge, J. Mapping the Contact Area of the Patellofemoral Joint: The Relationship between Stability and Joint Congruence. *The Bone*

- & Joint Journal 2019, 101-B, 552–558, <https://doi.org/10.1302/0301-620X.101B5.BJJ-2018-1246.R1>.
14. Stevens JM, Eldridge JD, Tortonesi D, Whitehouse MR, Krishnan H, Elsiwy Y, Clark D (2021) The Influence of Patellofemoral Stabilisation Surgery on Joint Congruity: An MRI Surface Mapping Study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. <https://doi.org/10.1007/s00590-021-02980-8>
 15. Frodl A, Lange T, Siegel M, Meine H, Taghizadeh E, Schmal H, Izadpanah K (2022) Individual Influence of Trochlear Dysplasia on Patellofemoral Kinematics after Isolated MPFL Reconstruction. *JPM* 12:2049. <https://doi.org/10.3390/jpm12122049>
 16. Siegel et al. Influence of MPFL Reconstruction on the Patellofemoral Contact in Patients with Low Flexion Patellar Instability—An In Vivo MRI Study. *OJSM—Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2023, (Accepted, aktuell im Publikationsprozess).
 17. Hussein A, Sallam AA, Imam MA, Snow M (2018) Surgical Treatment of Medial Patellofemoral Ligament Injuries Achieves Better Outcomes than Conservative Management in Patients with Primary Patellar Dislocation: A Meta-Analysis. *JIsakos* 3:98–104. <https://doi.org/10.1136/jisakos-2017-000152>
 18. Wise HH, Fiebert IM, Kates JL (1984) EMG Biofeedback as Treatment for Patellofemoral Pain Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 6:95–103. <https://doi.org/10.2519/jospt.1984.6.2.95>
 19. Lange T, Taghizadeh E, Knowles BR, Südkamp NP, Zaitsev M, Meine H, Izadpanah K (2019) Quantification of Patellofemoral Cartilage Deformation and Contact Area Changes in Response to Static Loading via High-resolution MRI with Prospective Motion Correction. *J Magn Reson Imaging* 50:1561–1570. <https://doi.org/10.1002/jmri.26724>
 20. Lange T, Maclaren J, Herbst M, Lovell-Smith C, Izadpanah K, Zaitsev M. Knee Cartilage MRI with in Situ Mechanical Loading Using Prospective Motion Correction: Knee Cartilage MRI Using Prospective Motion Correction. *Magn. Reson. Med.* 2014, 71, 516–523, <https://doi.org/10.1002/mrm.24679>.
 21. Maclaren J, Armstrong BSR, Barrows RT, Danishad KA, Ernst T, Foster CL, Gumus K, Herbst M, Kadashevich IY, Kusik TP et al (2012) Measurement and Correction of Microscopic Head Motion during Magnetic Resonance Imaging of the Brain. *Plos One* 7:e48088. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0048088>
 22. Zaitsev M, Dold C, Sakas G, Hennig J, Speck O (2006) Magnetic Resonance Imaging of Freely Moving Objects: Prospective Real-Time Motion Correction Using an External Optical Motion Tracking System. *Neuroimage* 31:1038–1050. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.039>
 23. Lange T, Knowles BR, Herbst M, Izadpanah K, Zaitsev M (2017) Comparative T₂ and T_{1ρ} Mapping of Patellofemoral Cartilage under in Situ Mechanical Loading with Prospective Motion Correction: T₂ and T_{1ρ} Mapping of Knee Cartilage. *J Magn Reson Imaging* 46:452–460. <https://doi.org/10.1002/jmri.25574>
 24. Siegel M, Maier P, Taghizadeh E, Fuchs A, Yilmaz T, Meine H, Schmal H, Lange T, Izadpanah K (2023) Change in Descriptive Kinematic Parameters of Patients with Patellofemoral Instability When Compared to Individuals with Healthy Knees—A 3D MRI In Vivo Analysis. *JCM* 12:1917. <https://doi.org/10.3390/jcm12051917>
 25. AGA Komitee Knie-Patellofemorale Die Therapie Der Instabilen Patella 2016.

Influence of the quadriceps muscles on the patellofemoral contact in patients with low flexion patellofemoral instability after MPFL reconstruction

Introduction: MPFL reconstruction represents one of the most important surgical treatment options for recurrent patellar dislocations at low flexion angles associated with low flexion patellofemoral instability. Nevertheless, the role of quadriceps muscles in patients with patellofemoral instability before and after patellofemoral stabilization using MPFL reconstruction has not been fully elucidated. The present study investigates the influence of quadriceps muscles on the patellofemoral contact in patients with low flexion patellofemoral instability (PFI) before and after surgical patellofemoral stabilization using MPFL reconstruction using 3 T MRI datasets in early degrees of flexion (0–30°).

Methods: In this prospective cohort study, 15 patients with low flexion PFI before and after MPFL reconstruction and 15 subjects with healthy knee joints were studied using dynamic MRI scans. MRI scans were performed in a custom-made pneumatic knee loading device to determine the patellofemoral cartilage contact area (CCA) with and without quadriceps activation (50 N). Comparative measurements were performed using 3D cartilage and bone meshes in 0–30° knee flexion in the patients with patellofemoral instability preoperatively and postoperatively.

Results: The preoperative patellofemoral CCA of patients with low flexion PFI was 67.3 ± 47.3 mm² in 0° flexion, 118.9 ± 56.6 mm² in 15° flexion, and 267.6 ± 96.1 mm² in 30° flexion. With activated quadriceps muscles (50 N), the contact area was 72.4 ± 45.9 mm² in extension, 112.5 ± 54.9 mm² in 15° flexion, and 286.1 ± 92.7 mm² in 30° flexion without statistical significance. Postoperatively determined CCA revealed 159.3 ± 51.4 mm², 189.6 ± 62.2 mm² and 347.3 ± 52.1 mm² in 0°, 15° and 30° flexion. Quadriceps activation with 50 N showed a contact area in extension of 141.0 ± 63.8 mm², 206.6 ± 67.7 mm² in 15° flexion, and 353.5 ± 64.6 mm² in 30° flexion, also without statistical difference compared with unloaded CCAs. Subjects with healthy knee joints showed an increase of 10.3% in CCA at 30° of flexion ($p = 0.003$).

Conclusion: Although patellofemoral CCA increases significantly after isolated MPFL reconstruction in patients with low flexion patellofemoral instability, there is no significant influence of quadriceps muscles either preoperatively or postoperatively.

Keywords

Cartilage · Joint instability · Ligaments · Magnetic resonance imaging · Prospective studies

26. Frings J, Dust T, Krause M, Ohlmeier M, Frosch K-H, Adam G, Warncke M, Maas K-J, Henes FO (2020) Objective Assessment of Patellar Maltracking with 3 T Dynamic Magnetic Resonance Imaging: Feasibility of a Robust and Reliable Measuring Technique. *Sci Rep* 10:16770. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-72332-9>
27. Frings J, Dust T, Krause M, Frosch K-H, Adam G, Warncke M, Welsch G, Henes FO, Maas K-J (2021) Dynamic Mediolateral Patellar Translation Is a Sex- and Size-Independent Parameter of Adult Proximal Patellar Tracking Using Dynamic 3 Tesla Magnetic Resonance Imaging. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg*. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2021.10.014>
28. Fuchs A, Feucht MJ, Dickschas J, Frings J, Siegel M, Yilmaz T, Schmal H, Izadpanah K (2021) Interobserver Reliability Is Higher for Assessments with 3D Software-Generated Models than with Conventional MRI Images in the Classification of Trochlear Dysplasia. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06697-3>
29. Shibata E, Takao H, Amemiya S, Ohtomo K (2017) 3D-Printed Visceral Aneurysm Models Based on CT Data for Simulations of Endovascular Embolization: Evaluation of Size and Shape Accuracy. *Am J Roentgenol* 209:243–247. <https://doi.org/10.2214/AJR.16.17694>
30. Vinod AV, Hollenberg AM, Kluczynski MA, Marzo JM (2021) Ability of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction to Overcome Lateral Patellar Motion in the Presence of Trochlear Flattening: A Cadaveric Biomechanical Study. *Am J Sports Med* 49:3569–3574. <https://doi.org/10.1177/03635465211041087>