

Kernspintomographische Untersuchung der Meniskusbeweglichkeit und -deformation in vivo unter Gewichtsbelastung

C. O. Tibesku²
D. S. Mastrokalos¹
M. Jagodzinski³
H. H. Pässler¹

MRI Evaluation of Meniscal Movement and Deformation in vivo under Load Bearing Condition

Zusammenfassung

Fragestellung: Ziel der experimentellen Studie war die quantitative Evaluierung der Meniskusbewegung und -verformung in vivo unter Gewichtsbelastung. **Methode:** Sagittale T1-gewichtete MRT-Bilder von 15 gesunden Kniegelenken wurden ausgewertet. In einem offenen MR wurden die Probanden so platziert, dass eine Messung unter Belastung und in verschiedenen Beugegraden möglich war. Es wurden Bilderserien vom Innen- und Außenmeniskus ohne Belastung, mit halbem und vollem Körpergewicht angefertigt. Alle Aufnahmen erfolgten in voller Streckung und in 30°-Beugung. Zwei Untersucher maßen je zweimal die Höhe des Hinterhorns und den inneren und äußeren Abstand zwischen Vorder- und Hinterhorn der Menisken. **Ergebnisse:** Die Höhe des Innen- und Außenmeniskushinterhorns nahm unter zunehmender Gewichtsbelastung ab. Innen- und Außenabstand nahmen unter Gewichtsbelastung zu. Hierbei nahm der Innenabstand stärker zu als der Außenabstand, was eine Kompression der Peripherie bedeutet. Zunehmende Flexion von 0 auf 30° hatte nur auf den Außenabstand signifikanten Einfluss. **Schlussfolgerungen:** Die Methode kann in Zukunft zur funktionellen, postoperativen Nachkontrolle bei verschiedenen meniskuserhaltenden oder -ersetzenden Therapieverfahren eingesetzt werden. Die nachgewiesene Kompression der Meniskusperipherie von innen nach außen bei Belastung in voller Extension erlaubt die frühe postoperative Mobilisation nach Meniskusnaht.

Schlüsselwörter

MRT · Knie · Meniskus

Abstract

Aim: The aim of this experimental study was a quantitative evaluation of meniscal movement and deformation in vivo under load bearing conditions. **Methods:** Sagittal T1-weighted MRI pictures of 15 healthy knees were evaluated. The subjects were placed in an open MRI, that enabled measurements under load bearing and in different flexion grades. Series of pictures of the medial and lateral meniscus without load, with half and full body weight load and in full extension and 30° flexion were taken. Two examiners measured twice the height of the posterior horn, and the inner and outer distance between the anterior and posterior horns of the menisci. **Results:** The height of the posterior horns of the medial and lateral menisci decreased with increasing load. The inner and outer distance increased with load, the inner distance more than the outer, resulting in a compression of the periphery. Increase of flexion from 0° to 30° significantly influenced only the outer distance of both menisci. **Conclusion:** This method can be used in future to functionally evaluate the postoperative result after meniscus saving or replacing therapies. The compression of meniscal periphery from the inside to the outside under load in full extension allows early postoperative mobilisation after meniscal sutures.

Key words

MRI · knee · meniscus

Institutsangaben

¹ Zentrum für Knie- und Fußchirurgie, Sporttraumatologie, ATOS-Klinik, Heidelberg

² Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie, Universitätsklinikum Münster

³ Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

Korrespondenzadresse

Dr. med. Carsten O. Tibesku · Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie, Universitätsklinikum Münster · Albert-Schweitzer-Straße 33 · 48129 Münster · Tel.: 02 51/83-480 02 · Fax: 02 51/83-479 89 · E-mail: carsten@tibesku.de

Bibliografie

Sportverl Sportschad 2004; 18: 68–75 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York
DOI 10.1055/s-2004-813001
ISSN 0932-0555

Einleitung

Die Menisken sind wichtige anatomische und biomechanische Elemente des menschlichen Kniegelenks. Die Menisken erfüllen verschiedene biomechanische Eigenschaften: 1. Vergrößerung der Gelenkkongruenz, 2. Verteilung der Belastung, 3. Übertragung von 30 bis 70% der Gesamtbelastung des Kniegelenks, 4. Stoßdämpfung, 5. Gelenkschmierung, 6. sekundäre Stabilisierung, 7. Beschränkung von extremer Streckung und Beugung und 8. Knorpelernährung [5, 13, 16].

Die Entfernung der Menisken aus dem Kniegelenk führt mit einer Inzidenz von 20 bis 80% zu degenerativen Veränderungen [13]. Die Innenmeniskustotalentfernung reduziert die Kontaktfläche zwischen Femur und Tibia um 50 bis 70% und verursacht eine Erhöhung des Drucks zwischen den Gelenkflächen um das 2,5- bis 3fache. Der Reibungskoeffizient erfährt durch die Meniskustotalresektion eine Erhöhung um 20%. Dies erklärt die Tatsache der nach Meniskusresektion frühzeitig auftretenden und schneller fortschreitenden degenerativen Veränderungen.

Eine Vielzahl von Arbeitsgruppen hat sich mit dem biomechanischen Verhalten der Menisken unter verschiedenen Belastungszuständen und in verschiedenen Positionen des Kniegelenks beschäftigt [2, 4, 5, 8, 10, 13, 16]. Die überwiegende Anzahl der Arbeiten benutzte Leichengelenke zur Untersuchung.

Die vorliegende Arbeit hatte die Untersuchung und Vermessung der Meniskusbeweglichkeit und -deformierung in verschiedenen Belastungszuständen und Beugewinkeln anhand gesunder Probanden mittels Magnetresonanztomografie zum Ziel.

Material und Methode

20 Kniegelenke von 18 gesunden Probanden wurden untersucht. Das Durchschnittsalter der Probanden lag bei 30 Jahren (25–34 Jahre), das durchschnittliche Gewicht bei 68 kg (58–80 kg) und die durchschnittliche Größe bei 174 cm (166–185 cm). Die Probanden hatten anamnestisch und in der klinischen Untersuchung keinen Hinweis auf einen pathologischen Befund der unteren Extremitäten, insbesondere keine Meniskopathien. Die Bilderserien von 5 Probanden wurden ausgeschlossen, da sie Bewegungsartefakte zeigten oder das Kniegelenk während der Belastung aus der Bildebene verrutscht war. Somit wurden insgesamt 15 Bildserien ausgewertet.

Alle Untersuchungen wurden in einem Niederfeldtomographen (Fa. ESAOTE, Genua, Italien) durchgeführt. Dieses speziell für die Untersuchung von Knie-, Sprung-, Ellenbogen- und Handgelenk entwickelte Gerät erlaubt durch seine geringen Abmessungen und Feldstärke (0,18 Tesla) eine schnelle Änderung des Beugewinkels und der Belastung des Gelenks durch den Untersucher.

An der Fußstütze des MR-Tomographen wurde eine handelsübliche Waage befestigt und der Patientensitz mit der Wand des Untersuchungsraums verbunden, um Bewegungsartefakte sowie Bewegungen aus der Schnittebene zu vermeiden (Abb. 1 und 2). Zwischen den Kniegelenken der Probanden und der Oberflächenspule des Tomographen wurden Schaumstoffpolster einge-



Abb. 1 An der Fußstütze des MRT angebrachte Waage zur Belastungsmessung.



Abb. 2 Im MRT gelagerter Proband.

bracht und ein thermoplastisches Kunststoffteil an die Oberschenkelunterseite angeformt. Die Fußstütze mit der Waage konnte durch eine Arretierung entlang einer vom Hersteller des MRT angebrachten Führungsschiene verschoben werden, so dass die Kniegelenke in 0°- und 30°-Beugstellung untersucht werden konnten.

MRT-Untersuchungsparameter und Schichtführung

Eine schnelle Half-Spin-Echotechnik (TE 16 ms, TR 560 ms) wurde verwendet, um Bewegungsartefakte während der Belastung des Meniskus zu vermeiden. Es wurde nur eine Anregung verwendet. Ein field of view von 256×128 wurde mit einer Matrix von 128×128 Pixeln kombiniert. Die Schichtdicke betrug 4 mm mit einem Abstand von 0,5 mm. Es wurden jeweils 5 Schichten von Innen- und Außenmeniskus aufgenommen. Zunächst wurde ein axialer Scout auf Höhe des Kniegelenkspalts mit Schichtdicke 10 mm angelegt und auf diesem die Schichtführung über medialem und lateralem Tibiaplateau festgelegt. Die 5 sagittalen Schichten wurden senkrecht zur Hinterkante des lateralen Tibiaplateaus über den Innen- und Außenmeniskus gelegt.

Untersuchungsablauf

Die Probanden wurden in Neutralstellung des Fußes und des oberen Sprunggelenks auf der Fußstütze fixiert und das Kniegelenk und der Patientensitz in der oben beschriebenen Weise arretiert (Abb. 2). Die Kniebeugung wurde durch Verschieben der Fußstütze auf einer Führungsnut eingestellt und mit einem Goniometer kontrolliert. Die Belastung mit halbem und ganzem Körpergewicht wurde durch Druck des Probanden senkrecht auf die Messplatte der Waage und Gegendruck eines Helfers von der Gegenseite unter ständiger Kontrolle der Gewichtsanzeige konstant gehalten (Abb. 1). Der Untersuchungsablauf war dabei stets einheitlich: Innenmeniskus in Extension ohne, mit halber und voller Belastung, Außenmeniskus in Extension ohne, mit halber und voller Belastung, Innenmeniskus in 30°-Flexion und Außenmeniskus in 30°-Flexion jeweils ohne, mit halber und voller Belastung.

Auswertung

Die skalierte Vergrößerungsoption des Herstellers wurde zur maßstabgetreuen Vermessung der Menisken verwendet. Die Zoom-Funktion wurde dabei so eingestellt, dass das Tibiaplateau und der Meniskus in maximaler Größe zur Darstellung kamen. Nach Schulung der Auswertung an fünf Probanden, die nicht in diese Studie eingeschlossen waren, bestimmten zwei voneinander unabhängige Untersucher dreimal hintereinander die Parameter und der Mittelwert der drei Messungen wurde errechnet und für die weiteren Berechnungen verwendet. Die Messungen wurden am nachfolgenden Tag wiederholt, um die intraindividuelle Reliabilität der Messmethode zu evaluieren.

Zunächst wurde die Schicht bestimmt, die bei der Schichtung von medial nach lateral für den Innenmeniskus und umgekehrt von lateral nach medial für den Außenmeniskus eine vollständige Separation von Vorder- und Hinterhorn darstellte. Die Höhe des Meniskus wurde von einer zum Tibiaplateau parallel verlaufenden Hilfsgeraden senkrecht von der Basis bis zum höchsten Punkt des Hinterhorns gemessen (Abb. 3). Der Innenabstand wurde auf der ausgewählten Schicht als minimaler Abstand von Hinter- zu Vorderhorn bestimmt (Abb. 4). Für die Bestimmung des Außenabstands beider Menisken wurde zunächst eine 1 cm lange Hilfslinie von der superioren zur inferioren Fläche des Hinterhorns gelegt. Anfangspunkt dieser Strecke war der obere Höhenmesspunkt. Es wurde jeweils der Mittelpunkt der Strecke zwischen superiorem und inferiorem Schnittpunkt dieser Hilfsgeraden mit dem Meniskushorn konstruiert und der Abstand zwischen dem ventral meist prominenten Punkt des Vorderhorns und dem Mittelpunkt des Hinterhorns bestimmt (Abb. 5).

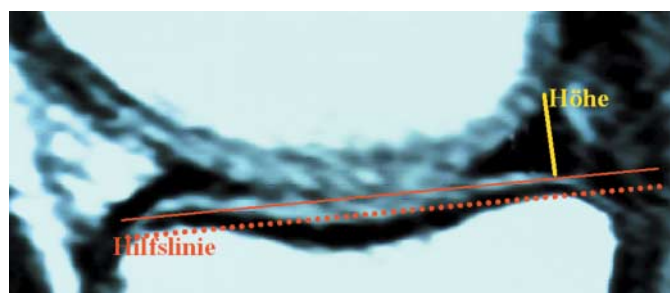


Abb. 3 Definition der Hinterhornhöhe.

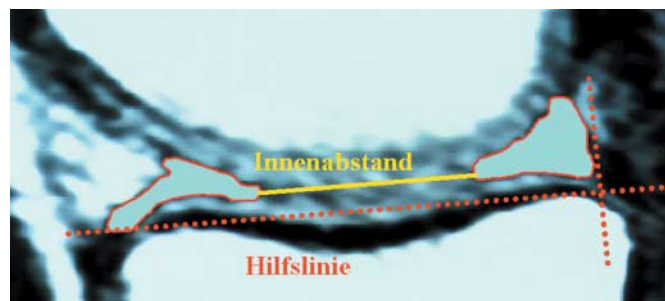


Abb. 4 Definition des Innenabstands.

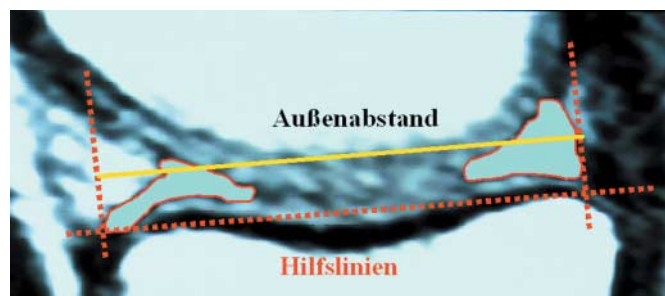


Abb. 5 Definition des Außenabstands.

Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel, Version 97 (Microsoft, Seattle, USA) und dem Statistical Package for Social Sciences Release 6.1.3 für Windows (Fa. SPSS GmbH, München). Mithilfe der deskriptiven Statistik wurden die Ergebnisse durch Häufigkeits- und Verteilungsfunktionen und statistische Maßzahlen beschrieben. Es wurde der t-Test für verbundene Stichproben (zweiseitig, $p=0,05$) verwendet. Zur Korrelationsbestimmung wurden die Koeffizienten nach Pearson berechnet.

Ergebnisse

Inter- und Intrauntersucherreliabilität

Die Bestimmung der Intra- und Interuntersucherreliabilität erfolgte anhand der Höhe des Innenmeniskushinterhorns. Die Interuntersucherreliabilität des Messverfahrens war niedrig (Korrelationskoeffizient nach Pearson $r=0,48$). Die Intrauntersucherreliabilität des ersten Untersuchers war hoch (Korrelationskoeffizient nach Pearson $r=0,81$). Für den zweiten, weniger erfahrenen Untersucher betrug die Intrauntersucherreliabilität $r=0,66$. Aufgrund dieser Ergebnisse wurden die Messwerte des zweiten Untersuchers verworfen und für die statistische Auswertung ausschließlich die Messwerte des ersten Untersuchers zugrunde gelegt.

Höhe des Meniskushinterhorns

In voller Streckung des Kniegelenks ergab die Steigerung der Belastung von 0 auf 50% Körpergewicht eine statistisch signifikante Abnahme der Meniskushöhe von 0,48 mm für den Innenmeniskus und 0,35 mm für den Außenmeniskus (Abb. 6 und 7). Ein ähnliches Verhalten konnte bei der Steigerung der Belastung von 0 auf 50% Körpergewicht in 30°-Flexion festgestellt werden. Die Höhe des Innenmeniskus verringerte sich statistisch signifikant um 0,45 mm, die des Außenmeniskus um 0,61 mm. Die Stei-

Abb. 6 Durchschnittliche Höhe des Innenmeniskushinterhorns.

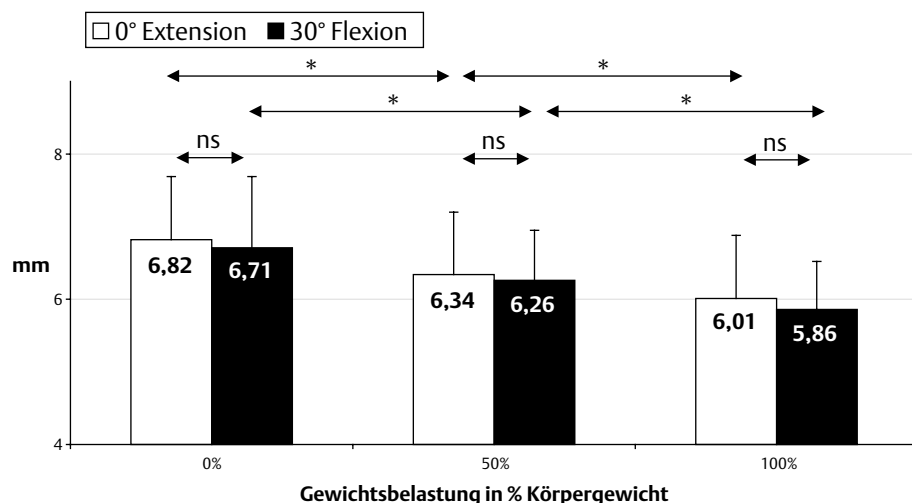
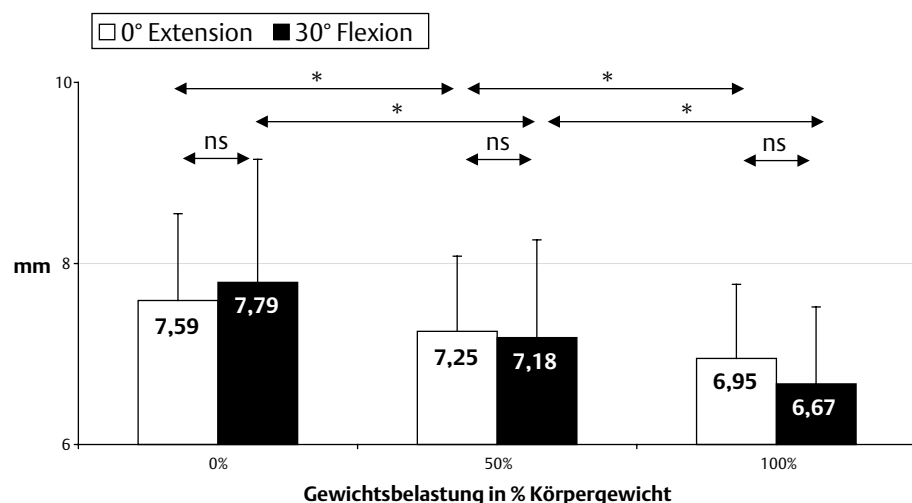


Abb. 7 Durchschnittliche Höhe des Außenmeniskushinterhorns.



gerung von 50% Körpergewichtbelastung auf 100% ergab in beiden Menisken eine statistisch signifikante Höhenminderung. Diese betrug in voller Extension 0,33 mm für den Innenmeniskus und 0,29 mm für den Außenmeniskus. In 30°-Flexion war die Höhenverminderung 0,40 mm für den Innen- und 0,52 mm für den Außenmeniskus.

Bei fester Gewichtsbelastung (0%, 50% bzw. 100% Körpergewicht) ergab die Änderung des Kniebeugewinkels von 0 auf 30° eine statistisch nicht signifikante Höhenminderung sowohl im Innenmeniskus- als auch im Außenmeniskushinterhorn ($p > 0,05$).

Bei allen Kombinationen von Belastung und Kniegelenkwinkel waren die Höhenwerte des Außenmeniskushinterhorns stets größer als die des Innenmeniskus. Des Weiteren hatte die Belastungserhöhung sowohl von 0 auf 50% als auch von 50 auf 100% stets größere Höhendifferenzen für den Außenmeniskus als für den Innenmeniskus zur Folge.

Die Belastungserhöhung von 0 auf 50% Körpergewicht hatte im Außenmeniskus stets eine signifikant größere Höhenminderung zur Folge (0,35 mm Differenz in Extension und 0,81 mm Differenz in 30°-Flexion) als die Erhöhung von 50 auf 100% (0,29 mm in Extension und 0,52 mm in 30°-Flexion). In voller Extension ergaben sich für den Innenmeniskus analoge Ergebnisse: 0,48 mm

Höhendifferenz zwischen 0 und 50% Belastung gegenüber 0,33 mm Höhendifferenz zwischen 50 und 100% Belastung. In 30°-Beugung waren die Verhältnisse umgekehrt; die Höhenverminderung zwischen 50 und 100% Belastung ist größer als zwischen 0 und 50% Gewichtsbelastung (0,85 versus 0,45 mm, $p < 0,05$).

Innenabstand

In voller Streckung des Kniegelenks ergab die Steigerung der Belastung von 0 auf 50% Körpergewicht eine statistisch signifikante Zunahme des Innenabstands von 2,7 mm für den Innenmeniskus und 0,7 mm für den Außenmeniskus (Abb. 8 und 9). Der Unterschied zwischen 0 und 100% Belastung betrug 4,3 mm für den Innen- und 1,7 mm für den Außenmeniskus.

In 30°-Flexion zeigte sich ebenfalls eine Zunahme des Innenabstands zwischen 0 und 50% Gewichtsbelastung. Der Innenabstand des Innenmeniskus vergrößerte sich um 1,9 mm, der des Außenmeniskus um 0,9 mm. Der Unterschied zwischen 0 und 100% Belastung betrug in 30°-Beugung 3,3 mm für den Innen- und 13,1 mm für den Außenmeniskus. Diese Ergebnisse sind für beide Menisken statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Die Zunahme des Innenmeniskusinnenabstands zwischen 0 und 50% Gewichtsbelastung ist größer als zwischen 50 und 100%. Dies ist sowohl in Extension (2,7 versus 1,6 mm) als auch in

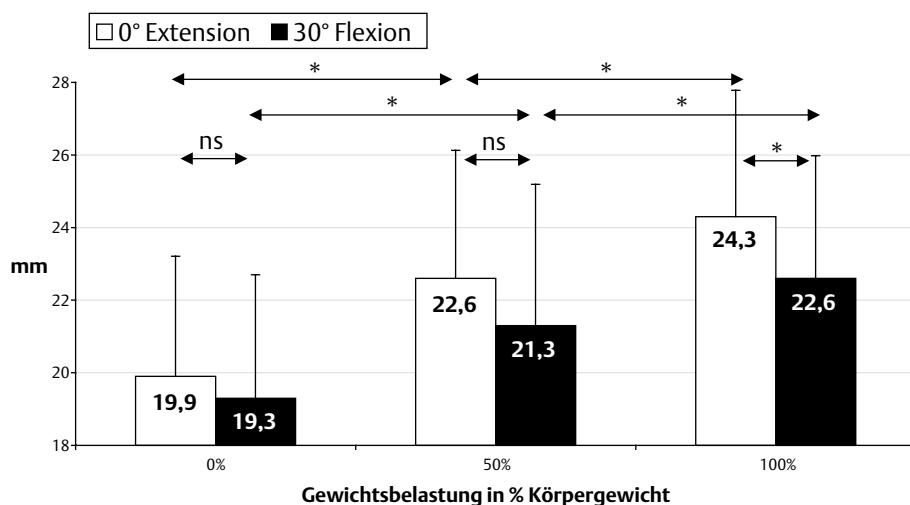


Abb. 8 Durchschnittlicher Innenabstand zwischen Innenmeniskusvorder- und -hintern.

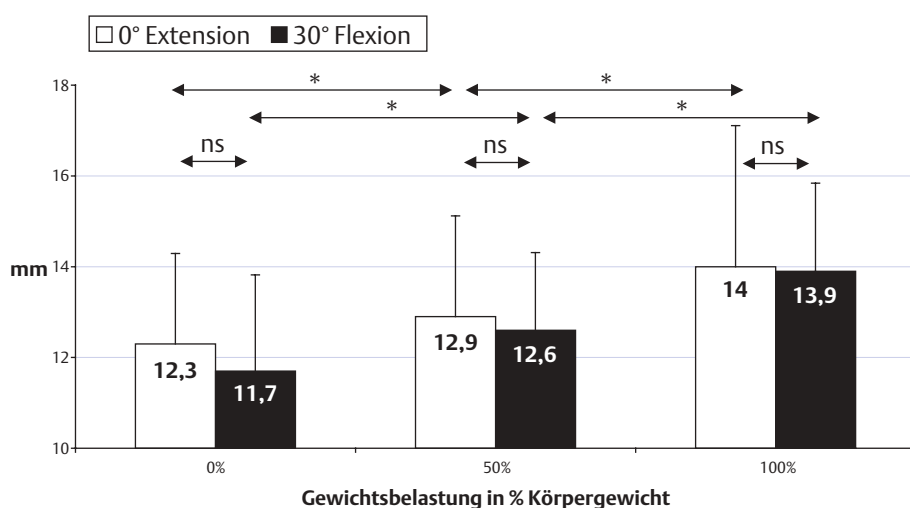


Abb. 9 Durchschnittlicher Außenabstand zwischen Außenmeniskusvorder- und -hintern.

30°-Flexion (1,9 versus 1,4 mm) der Fall. Der Außenmeniskus wies größere Innenabstandswerte zwischen 50 und 100% Belastung auf als zwischen 0 und 50% Belastung. Dies war sowohl in Streckung (0,7 versus 1,7 mm) als auch in 30°-Beugung (0,9 versus 1,2 mm) festzustellen.

Bei konstanter Gewichtsbelastung (0, 50 bzw. 100% Körpergewicht) ergab die Änderung des Kniegelenkwinkels von 0 auf 30° eine Verminderung des Innenabstands. Dies ist sowohl für den Innenmeniskus als auch für den Außenmeniskus der Fall. Mit Ausnahme des 100% belasteten Innenmeniskus ($p < 0,05$) war diese Abnahme des Innenabstands bei Beugung des Kniegelenks um 30° allerdings statistisch nicht signifikant.

Bei allen Kombinationen von Belastung und Kniegelenkwinkel waren die durchschnittlichen Innenabstände und ihre Differenzen beim Innenmeniskus stets größer als beim Außenmeniskus.

Außenabstand

Mit Steigerung der Belastung von 0 auf 50% Körpergewicht vergrößert sich der Außenabstand in beiden Menisken, sowohl in Extension (Innenmeniskus 0,4 mm Zunahme, Außenmeniskus 0,7 mm Zunahme) als auch in 30°-Flexion (Innenmeniskus 0,6 mm Zunahme, Außenmeniskus 0,4 mm Zunahme; Abb. 10 und 11). Alle Außenabstandszunahmen waren statistisch signifikant, mit Ausnahme des Außenmeniskus in 30°-Beugung.

Die Steigerung der Gewichtsbelastung von 50 auf 100% Körpergewicht ergab eine weitere statistisch signifikante Erhöhung der Außenabstände, sowohl in voller Streckung (Innenmeniskus 0,7 mm Zunahme, Außenmeniskus 0,8 mm Zunahme) als auch in 30°-Beugung für den Innenmeniskus (0,7 mm Zuwachs). Der Außenabstand des Außenmeniskus in 30°-Flexion verringerte sich um 0,5 mm. Dies war statistisch allerdings nicht signifikant.

Bei konstanter Gewichtsbelastung (0, 50 bzw. 100% Körpergewicht) ergab die Änderung des Kniegelenkwinkels von 0 auf 30° eine in beiden Menisken vergleichbar starke Verminderung des Außenabstands. Diese war in allen Fällen kleiner als 1 mm, aber dennoch statistisch signifikant.

Der durchschnittliche Außenabstand des Innenmeniskus ist in allen Winkel-Belastungskombinationen größer als der des Außenmeniskus. Die einander entsprechenden Differenzen sind beim Innenmeniskus ebenfalls größer als beim Außenmeniskus.

Diskussion

Methode

Die Magnetresonanztomographie ist eine etablierte Methode zur Untersuchung der Meniskus-anatomie und -pathologie. Ihre Sensitivität für den Meniskusriss beträgt je nach Studie zwischen 73

Abb. 10 Durchschnittlicher Außenabstand des Innenmeniskusvorder- und -hinterhorns.

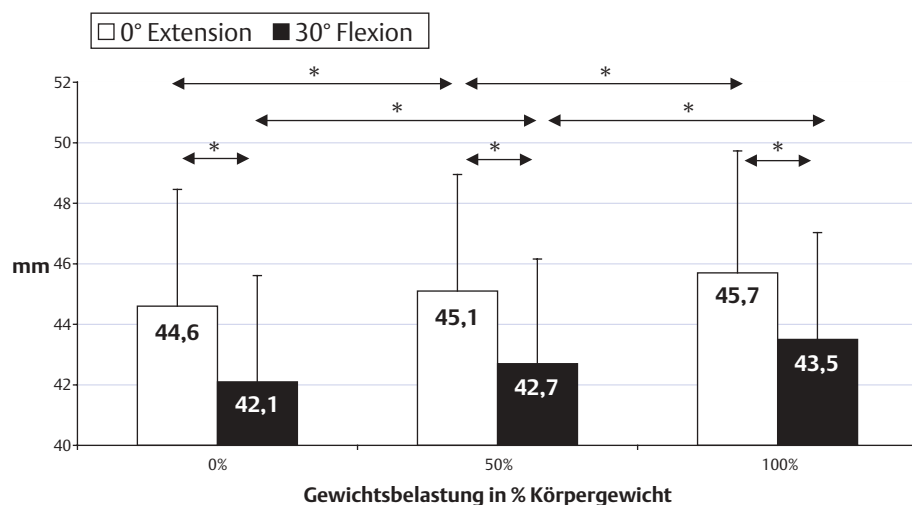
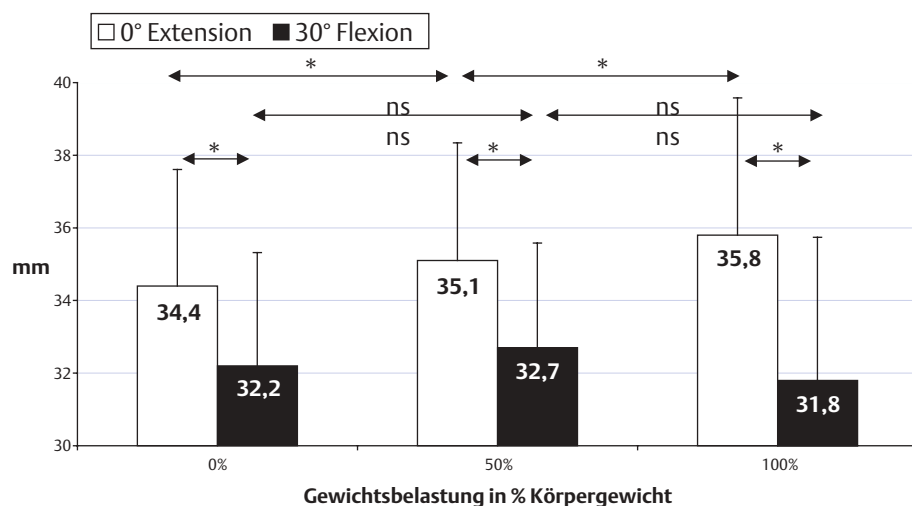


Abb. 11 Durchschnittlicher Außenabstand des Außenmeniskusvorder- und -hinterhorns.



und 100% und die Spezifität variiert zwischen 72 und 92% [3]. Die Methode und das Messverfahren spielen in der vorliegenden eine essenzielle Rolle. Die Interpretation der MRT-Aufnahmen und die verschiedenen Messungen sollten durch erfahrene Untersucher durchgeführt werden, um falsche Ergebnisse und daraus resultierende inkorrekte Schlussfolgerungen zu vermeiden. Stone et al. belegten beispielsweise die Schwierigkeit, die Grenzen des Meniskushinterhorns zu bestimmen [15]. Diese Tatsache wurde durch unsere Analyse der Inter- und Intrauntersucherreliabilität bestätigt. Subjektive Einstellungsunterschiede zwischen Messungen und Untersuchern wie etwa Kontrast, Helligkeit oder Vergrößerungsgrad oder auch die unterschiedliche Erfahrung der Untersucher können nicht gänzlich vermieden werden und stellen eine Einschränkung der verwendeten Methode dar. Durch Mehrfachmessungen, welche durch eine größere Anzahl von ähnlich erfahrenen Untersuchern vorgenommen werden, ist dieses Problem vielleicht zu lösen.

Die vorliegende Studie zeichnet sich durch die In-vivo-Untersuchung gesunder Kniegelenke aus. Mit Ausnahme der Studie von Vedi et al. [17], die ebenfalls gesunde Kniegelenke kernspintomographisch untersuchten, finden sich in der Literatur nur noch zwei Studien, die in Laborversuchen Leichenkniegelenke untersuchten [2, 4]. Hierbei wurden mehrfach wichtige Strukturelemente des Kniegelenks entfernt. Dies widerspricht den Untersuchungen von Kohn et al., die feststellten, dass die Entfernung

des Kapselbandapparats in ansonsten unauffälligen Kniegelenken das Kompressionsverhalten der gesunden Menisken geringfügig verändert [8].

Höhe des Meniskushinterhorns

In der vorliegenden Studie fand ausschließlich die Höhe des Meniskushinterhorns Berücksichtigung. Die Höhe des Vorderhorns wurde nicht vermessen, da unsere Untersuchung die ventrale Subluxation und dadurch bedingte Deformation des Meniskusvorderhorns in Extension aufzeigte. Dies deckt sich mit den Beobachtungen verschiedener Autoren [7, 12, 16, 17].

Da das physiologische Bewegungsausmaß während der belasteten Gangphase zwischen 0 und 30° liegt, wählten wir die volle Extension und 30°-Flexion für die Untersuchung. Gemäß dem Roll-Gleit-Mechanismus des menschlichen Kniegelenks befinden wir uns hierbei in den Beugegraden, bei denen das Verhältnis von Rollen zu Gleiten fast 1 zu 0 beträgt [6]. Dies bedeutet, dass das Meniskushinterhorn in diesem Winkelbereich noch nicht nach dorsal subluxiert und daher der vollen Gewichtsbelastung ausgesetzt ist.

Mit zunehmender Belastung verminderte sich die Hinterhornhöhe sowohl in Streckung als auch in 30°-Beugung. Bei konstanter Gewichtsbelastung (0, 50 bzw. 100% Körpergewicht) stellten wir

im Trend eine Verminderung der Höhe bei Änderung des Kniegelenkwinkels von 0 auf 30° fest.

Kummer et al. und Fehrmann et al. untersuchten die Belastungskraft, welche auf den Meniskus ausgeübt wird, und zerlegten sie vektoriell in ihre Komponenten [4, 9]. Die von uns festgestellte statistisch signifikante Höhenminderung bei zunehmender Gewichtsbelastung in beiden Menisken, sowohl in Extension als auch 30°-Flexion, ist die In-vivo-Konsequenz dieses biomechanischen Modells. Walker et al. und Ahmed et al. wiesen in vitro nach, dass die Belastungsflächen zwischen beiden Femurkondylen und dem Tibiaplateau mit zunehmender Beugung nach dorsal verschoben und dabei kleiner werden [1, 18]. Dies hat mit zunehmender Beugung einen zunehmenden Druck auf die Meniskushinterhörner zur Folge und liefert die Erklärung für die Höhenminderung mit Zunahme der Beugung.

Wir fanden eine stärkere Verminderung der Höhe zwischen 0 und 50% Belastung als zwischen 50 und 100% Belastung. Unsere Erklärung für dieses Resultat deckt sich mit der Arbeit von Shrive et al. [14]. Mit zunehmender Belastung werden die Menisken komprimiert und breiten sich dabei in die Peripherie aus. Durch die intakten Kapseln und Bänder wird dies unterbunden und es kommt zu einer Versteifung des Kniegelenks. Diese verhindert eine weitere Höhenminderung mit zunehmender Belastung.

Vedi et al. haben ebenfalls die Höhe des Hinterhorns gemessen [17]. Eine direkte Vergleichbarkeit mit der vorliegenden Studie ist wegen unterschiedlicher Messprotokolle allerdings nicht gegeben. Hier zeigte sich ebenfalls eine signifikante Änderung der Meniskuvorderhornhöhe zwischen 0 und 100% Belastung.

Innenabstand

Unter konstantem Winkel und zunehmender Belastung kam es zur signifikanten Zunahme des Innenabstands in beiden Menisken. Diese war für den Innenmeniskus größer als für den Außenmeniskus. Renström et al. führten eine Untersuchung an Leichenkniegelenken durch und beschrieben qualitativ, dass die Menisken bei Belastung in die Peripherie hinausgedrängt werden [13]. Lengsfeld et al. vermaßen den Innenabstand, nachdem alle das Kniegelenk stabilisierenden Strukturen entfernt worden waren [10]. Hier zeigte sich ebenfalls, dass der Innenabstand in beiden Menisken bei zunehmender Belastung größer wird.

Die stärkere Zunahme des Innenabstands des Innenmeniskus gegenüber dem Außenmeniskus lässt sich am wahrscheinlichsten mit der anatomischen Form des Tibiaplateaus erklären. Die konkave Form des medialen Tibiaplateaus drängt den Innenmeniskus immer weiter aus dem Gelenkspalt, während die konvexe Form des lateralen Tibiaplateaus nur eine kleine femoro-tibiale Kontaktzone erlaubt. Dadurch verbleibt in der Peripherie noch genügend Platz für den Außenmeniskus.

Bei Veränderung des Kniegelenkwinkels von 0°- auf 30°-Flexion unter konstanter Belastung kam es im Trend zu einer Verminderung des Innenabstands, welche für den Innenmeniskus bei 100% Belastung auch statistisch signifikant war. Diese war für den Innenmeniskus größer als für den Außenmeniskus. Aufgrund des nach dorsal kleiner werdenden Kondylenradius ergibt

sich in 30°-Beugung eine kleinere femoro-tibiale Kontaktfläche als in voller Streckung. Dadurch werden das Meniskusvorder- und hinterhorn weniger stark auseinander gedrängt als in Streckung. Dies wurde bereits in vitro von Ahmed et al. und Walker et al. aufgezeigt [1, 18]. Die Kombination von abnehmendem Kondylenradius und Formunterschied des medialen und lateralen Tibiaplateaus erklärt die unterschiedliche Zu- und Abnahme von Innenabstand und Außenabstand. Des Weiteren wird das Meniskuvorderhorn, das während voller Extension nach ventral subluxiert wird, durch die Beugung von 0 auf 30° reponiert und folgt den Femurkondylen und damit auch dem Hinterhorn nach dorsal [11].

Außenabstand

Dieselbe Erklärung trifft auch für die signifikante Zunahme des Außenabstands beider Menisken in Streckung und 30°-Beugung und unter zunehmender Belastung zu. Diese Zunahme war im Innen- und Außenmeniskus fast gleich groß und im Vergleich zur Zunahme des Innenabstands deutlich kleiner. Dies lässt sich durch Gelenkkapsel erklären, die eine Schranke für die weitere Ausbreitung in die Peripherie darstellt.

Die Verminderung des Außenmeniskusaußenabstands in 30°-Flexion bei Belastungsänderung von 50 zu 100% war statistisch nicht signifikant. Eine mögliche Erklärung ist in der größeren Beweglichkeit des Außenmeniskus und dem kleineren Krümmungsradius des lateralen Femurkondylus zu finden.

Die Verminderung des Außenabstands bei konstanter Belastung und Beugung von 0 auf 30° lässt sich ebenfalls durch die stärkere Krümmung der Femurkondylen und dem damit verbundenen kleineren femoro-tibialen Kontakt erklären [1, 6, 18].

Die Innen- und Außenabstände des Innenmeniskus sind stets größer als die des Außenmeniskus. Dies liegt in der Befestigung des Innenmeniskus dorsomedial am hinteren Bündel des medialen Kollateralbands [11, 16] und in der gegenüber dem Außenmeniskus geringeren Beweglichkeit begründet [10, 16]. Dies bedeutet, dass der Außenmeniskus dem lateralen Femurkondylus als ganze Struktur folgt, im Gegensatz zum Innenmeniskus, der dorsolateral befestigt ist und dessen Vorder- und Hinterhorn wie eine Zange dem medialen Femurkondylus folgen.

Klinische Relevanz

Verschiedene Studien haben die Ausbreitung der Menisken von der Mitte zur Peripherie des Kniegelenks untersucht [2, 7, 16, 17]. Sie benutzten knöcherne Strukturen als Bezugspunkte und fanden in den meisten Fällen eine statistisch signifikante Ausbreitung der Menisken. Diese lassen sich indirekt auf unsere Ergebnisse von Innen- und Außenabstandswerten übertragen. Die vorliegende Studie unterscheidet sich dadurch, dass die Verformung der Menisken in sich selbst gemessen wurde und dass die Messung in vivo erfolgte.

Das beschriebene Verfahren kann in Zukunft zur funktionellen, postoperativen Nachkontrolle bei verschiedenen meniskuserhaltenden (z.B. verschiedene Nahttechniken) oder meniskusersetzenden Therapieverfahren (z.B. Meniskustransplantation, allogener Meniskuserersatz) eingesetzt werden.

Darüber hinaus haben die präsentierten Resultate Einfluss auf derzeitige Rehabilitationsschemata nach Meniskusnaht. Die nachgewiesene Kompression der Meniskusperipherie von innen nach außen bei Belastung in voller Extension erlaubt die frühe postoperative Mobilisation bei Vollbelastung unter Verwendung einer Orthese, welche die Beugung verhindert.

Literatur

- ¹ Ahmed AM, Burke DL. In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part I: Tibial surface of the knee. *J Biomech Eng* 1983; 105: 216–225
- ² Bylski-Austrow DI, Ciarelli MJ, Kayner DC et al. Displacements of the menisci under joint load: an in vitro study in human knees. *J Biomech* 1994; 27: 421–431
- ³ Engel A, Kramer J, Nehrer S. [Proton spin tomography in meniscus diagnosis]. *Orthopade* 1994; 23: 112–116
- ⁴ Fehrmann P, Mockenhaupt J. [Theoretical and experimental analysis of the significance of the intact and damaged meniscus for static stress on the knee joint]. *Unfallchirurgie* 1991; 17: 187–193
- ⁵ Fithian DC, Kelly MA, Mow VC. Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop* 1990; 252: 19–31
- ⁶ Kapandji IA. Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Stuttgart: Enke, 1992
- ⁷ Kenny C. Radial displacement of the medial meniscus and Fairbank's signs. *Clin Orthop* 1997; 339: 163–173
- ⁸ Kohn D, Mussack T, Plitz W. [Material properties of meniscus tissue and the effect of the menisci on the compression behavior of the knee joint]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1993; 131: 397–403
- ⁹ Kummer B. [Biomechanics of the meniscus]. *Orthopade* 1994; 23: 90–92
- ¹⁰ Lengsfeld M, Rudig L, von Issendorff WD et al. [Significance of shape differences between medial and lateral knee joint menisci for functional change of position]. *Unfallchirurgie* 1991; 17: 309–315
- ¹¹ Muller W. [Menisci and knee stability]. *Orthopade* 1994; 23: 93–97
- ¹² Pinar H, Akseki D, Bozkurt M et al. Dislocating anterior horn of the medial meniscus. *Arthroscopy* 1998; 14: 246–249
- ¹³ Renstrom P, Johnson RJ. Anatomy and biomechanics of the menisci. *Clin Sports Med* 1990; 9: 523–538
- ¹⁴ Shrive NG, O'Connor JJ, Goodfellow JW. Load-bearing in the knee joint. *Clin Orthop* 1978; 131: 279–287
- ¹⁵ Stone KR, Stoller DW, Irving SG et al. 3D MRI volume sizing of knee meniscus cartilage. *Arthroscopy* 1994; 10: 641–644
- ¹⁶ Thompson WO, Thaete FL, Fu FH et al. Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *Am J Sports Med* 1991; 19: 210–215; discussion 215–216
- ¹⁷ Vedi V, Williams A, Tennant SJ et al. Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81: 37–41
- ¹⁸ Walker PS, Erkman MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin Orthop* 1975; 109: 184–192