

P. Fehrmann, J. Mockenhaupt

Institut II für Anatomie der Universität zu Köln (Komm. Direktor: Prof. Dr. J. Koebke)

Theoretische und experimentelle Analysen zur Bedeutung des intakten und des geschädigten Meniskus für die statische Beanspruchung des Kniegelenks

Mit Hilfe von theoretischer Analyse und Belastungsexperimenten wird das Verhalten des Kniegelenkmeniskus unter statischen Bedingungen untersucht. Entsprechend der theoretisch geforderten meniskalen Pufferwirkung läßt sich ein von innen nach außen zunehmender Druckabfall im Meniskotibialgelenk nachweisen. Die unter statischer Beanspruchung zu beobachtende Lagestabilität des Meniskus und das nur geringfügige Klaffen radiärer Teilinzisionen werden mit der Histomorphologie des Meniskussystems erklärt. Das Verhalten eines klaffenden, artifiziell gesetzten Korbhenkelrisses wird durch die vorliegende Belastungssituation interpretiert.

On the function of the normal and the injured meniscus in the statically stressed knee joint – A theoretical and experimental analysis

With the aid of theoretical analysis and load-bearing experiments the behavior of the menisci of the knee joint on static terms is investigated. According to the theoretically postulated energy-absorbing function of the meniscus there is shown a decrease of pressures acting on the meniscotibial joint from the inner to the outer parts. The invariable position of the meniscus, which had been seen on static strain, and the slight gaping of incomplete incisions of radial orientation are explained with the histomorphology of the meniscal system. The behavior of a bucket-handle incision is interpreted by the special stress distribution.

Einleitung

Seit dem ersten operativen Eingriff am Meniskus [2] waren die Kniegelenkbinnenknorpel immer wieder Gegenstand kontroverser Diskussionen. Lange Zeit für weitgehend funktionslos gehalten, zeigten Langzeitbeobachtungen an meniskektomierten Patienten jedoch eine signifikante Zunahme degenerativer Veränderungen des Gelenks [4, 5, 10]. Frankel et al. [7] beobachteten an Patienten mit Meniskusläsionen veränderte Bewegungsabläufe, die bereits aufgetretene Knorpeldegenerationen in ihrer Genese nachvollziehbar werden ließen. Hehne et al. [9] fanden histomorphologisch am Tibiaknorpel unter dem Meniskus einen dem Juvenum vergleichbaren Zustand und leiteten eine vermehrte Beanspruchung der zentralen, meniskusfreien Areale ab. Mit Hilfe densitometrischer Untersuchun-

gen wiesen Mockenhaupt und Koebke [16] am Tibiaplateau einen signifikanten Abfall der Kalksalzdichte der subchondralen Knochenlamelle in der unter den Menisken gelegenen Zone nach (Abbildung 1). Sieht man die Kalksalzdichte als Spiegel der stattgehabten Beanspruchung an [17], so ist auch aus diesem Befund eine erhöhte Beanspruchung der meniskusfreien Areale abzuleiten.

Es stellt sich die Frage, in welcher Weise die Kniegelenkmenisken diese unterschiedliche Beanspruchung bewirken.

Kummer [12, 13] hat in theoretischen Analysen gezeigt, daß der Spielraum, in dem die Kniegelenkresultierende R pendeln kann, durch die Einschaltung keilförmiger Menisken erheblich erweitert wird. Des weiteren zerlegt er die Resultierende R in eine Schar gleich großer Partialkräfte P_i , die senkrecht im Meniskofemoralgelenk auftreten (Abbildung 2). Da die Gelenkreibung

Eingang des Manuskripts: 9. 5. 1990.

Annahme des Manuskripts: 11. 5. 1990.

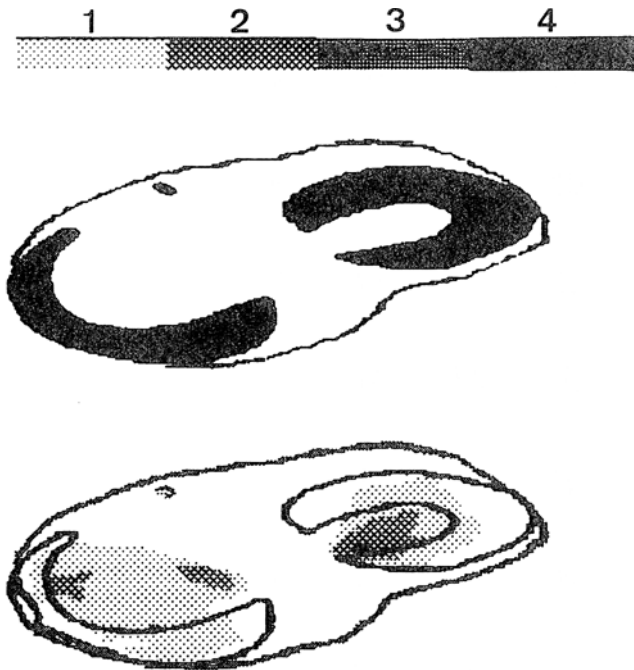


Abbildung 1. Darstellung der Kalksalzdichte der subchondralen Knochenlamelle eines rechten Tibiaplateaus mit Konturprojektion der Menisken. Zunahme der Dichte von 1 nach 4. Hohe Dichtewerte treten nur im zentralen, meniskusfreien Bereich auf.

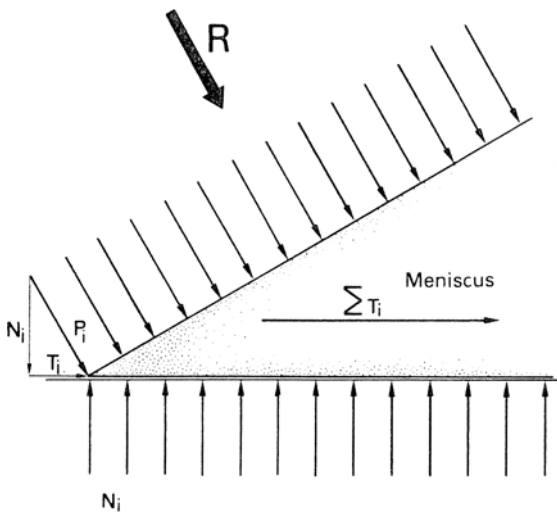


Abbildung 2. Eine Schar gleich großer, aus der Kniegelenkresultierenden R gebildeter Partialkräfte P_i wird durch einen keilförmigen Meniskus vom Meniskofemoral- auf das Meniskotibialgelenk übertragen. Dort kann nur die jeweilige Normalkomponente N_i einer solchen Partialkraft wirksam werden, während die Tangentialkomponente T_i den Meniskus unter zirkuläre Spannung setzt [13].

gegenüber dem anderen [11]. Der Meniskus überträgt die eingeleiteten Partialkräfte P_i im Meniskotibialgelenk. Es kann hier jedoch nur die Normalkomponente N_i wirksam werden, so daß nach Kräftezerlegung eine nach außen gerichtete Tangentialkomponente T_i verbleibt, die den Faserring unter zirkuläre Spannung setzt (Abbildung 3). Der Meniskus überträgt also lediglich die Komponente N_i auf den Tibiakopfknorpel.

Theoretischer Ansatz

Dieses idealisierte Modell gilt es auf einen realen Meniskusquerschnitt zu übertragen (Abbildung 4). Wiederum wird eine Schar gleich großer Partialkräfte P_i im Meniskofemoralgelenk eingeleitet und im Meniskotibialgelenk in eine Normalkomponente N_i und eine Tangentialkomponente T_i zerlegt. Wegen der unterschiedlichen Neigung der normal zur Gelenkfläche stehenden P_i nimmt der Betrag der N_i von innen nach außen ab, der der T_i zu. Das heißt, daß es unterhalb des Meniskus zu einem kontinuierlichen Spannungsabfall zur Peripherie hin kommt. Weiterhin werden nur von einem Teil des Meniskofemoralgelenkes Kräfte auf das Meniskotibialgelenk übertragen. Denn die oberhalb der gestrichelt gezeichneten Linie auftreffenden P_i werden von dem in der Meniskusperipherie besonders kräftig ausgebildeten Ringfasersystem [22] aufgefangen.

Experimente und Ergebnisse

Um die Druckverteilung unter den Menisken zu ermitteln, werden Versuche am unfixierten rechten und linken Knie einer männlichen, 85 Jahre alten Leiche durchgeführt. Der Kapsel-Band-Apparat ist bis auf Kreuzbänder und laterales Seitenband entfernt. Der Unterschenkelstumpf wird in einen Gipsblock eingegossen und das betreffende Präparat in Neutral-Null-Stellung mit 1200 N belastet (Abbildung 5), nachdem zuvor sowohl in das laterale als auch in das mediale

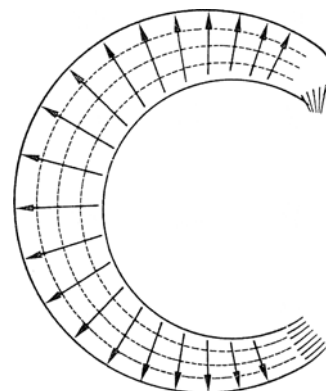


Abbildung 3. Zirkuläre Zugbeanspruchung des Meniskus. Die Pfeile entsprechen dem radiären Tangentialschub T_i (siehe Abbildung 2). Der Meniskus kann diesem aufgrund seiner Fixierung nicht nachgeben, so daß zirkuläre Zugspannungen (gestrichelte Linien) hervorgerufen werden [13].

für vernachlässigbar gering angesehen wird, kann von einem auf den anderen Gelenkkörper nur eine solche Kraft übertragen werden, die senkrecht auf der Kontaktfläche steht. Etwaige Tangentialkomponenten erzeugen eine Bewegung des einen Gelenkkörpers

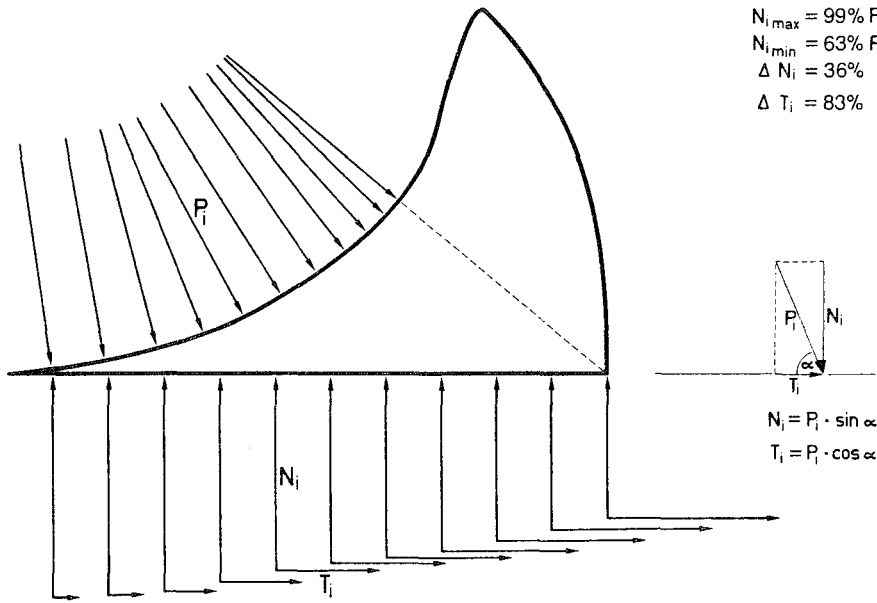


Abbildung 4. Beanspruchung eines der natürlichen Form nachempfundenen Meniskusquerschnitts durch eine Schar gleich großer Partialkräfte P_i (vgl. Abbildung 2). Aufgrund der wechselnden Krümmung des Meniskofemoralgelenks nehmen am Meniskotibialgelenk die Normalkomponenten N_i von innen nach außen um 36% ab und gegenläufig die Tangentialkomponenten T_i um 83% zu.

Kompartiment des Meniskotibialgelenks eine druck-sensitive Folie (Fuji) eingelegt wurde. Die Folien werden nach erfolgtem Versuch mit dem Bildanalyse-System IBAS II im Durchlichtverfahren ausgewertet, wobei die vorliegenden Intensitäten des roten Farbstoffes in Graustufen umgesetzt sind (Abbildung 6).

Sowohl im medialen als auch im lateralen Kompartiment des betreffenden Knies treten zentral sehr hohe Druckwerte auf, die unter dem Meniskus in mehreren Etappen zur Peripherie hin auf Werte niedrigen Drucks abfallen. Im Bereich des Hinterhorns des medialen und des Vorderhorns des lateralen Meniskus treten hohe Drücke auf.

In einem weiteren Versuch wird das Verhalten des Meniskus unter Belastung direkt beobachtet und analysiert. Hierzu wird der femorale Anteil der Gelenkpräparate abgetrennt und aus Polyester nachgegossen. Über diesen durchsichtigen Block werden Menisken und Tibiaplateau in Neutral-Null-Stellung axial mit 1500 N belastet. Die Meniskuskonturen werden vor und nach Krafteinleitung mit einer untergelegten Millimeterfolie fotografiert. Projiziert man beide Bilder übereinander, so wird das Ausmaß der Konturabweichung sichtbar. Es zeigt sich dabei, daß der Meniskus prinzipiell in seiner Position verharrt. Es werden nur geringfügige Verschiebungen in der Größenordnung eines halben Millimeters beobachtet (Abbildung 7). Eine artifiziell gesetzte, radiäre Inzision am inneren Meniskusteil klafft unter Belastung nur gering (Abbildung 8).

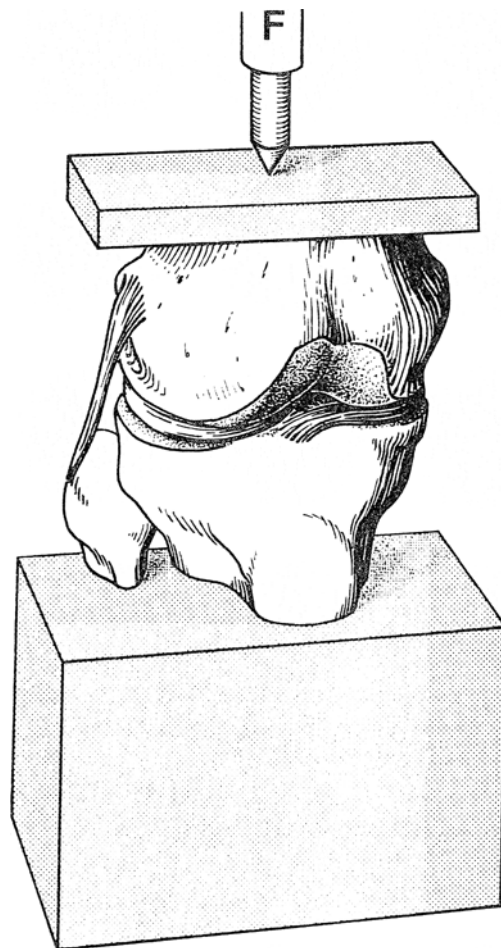
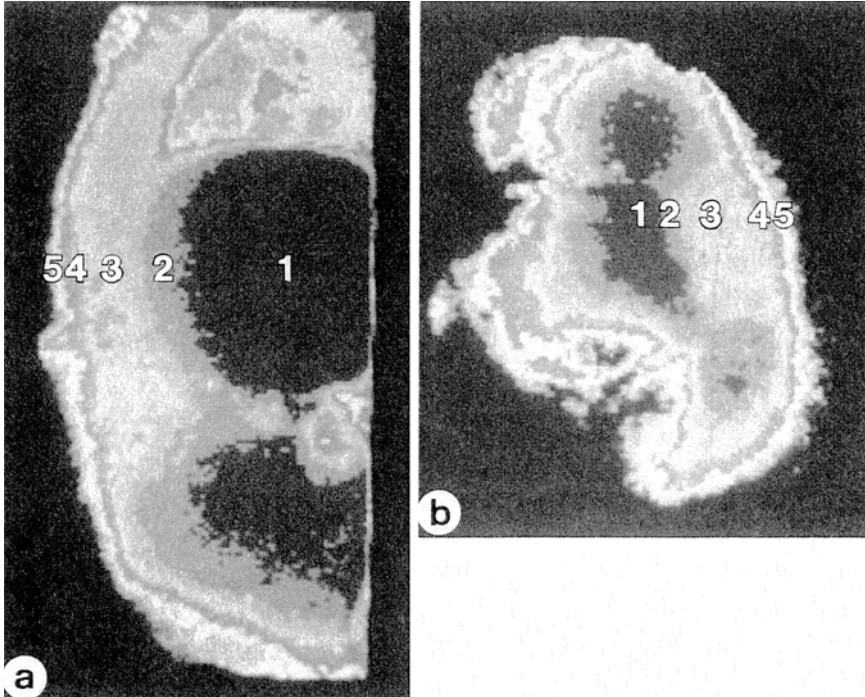


Abbildung 5. Zeichnerische Darstellung der Versuchsanordnung. Der in einem Standblock aus Gips eingegossene Unterschenkelstumpf wird nach Einlegen der Druckmeßfolie in das Meniskotibialgelenk bei Neutral-Null-Stellung der Femurkondylen axial belastet.



Abbildungen 6a und 6b. Darstellung des Druckabfalls unterhalb der Menisken anhand einer Fuji-Folien-Druckmessung (rechtes Knie eines 85 Jahre alten Mannes, Belastung mit 1200 N). Die Grautöne entsprechen der jeweils stattgehabten Druckbeanspruchung (1 = höchster, 5 = niedrigster Druckwert). Meniskusvorderhorn im oberen Bildteil. a) Innenmeniskus, b) Außenmeniskus.

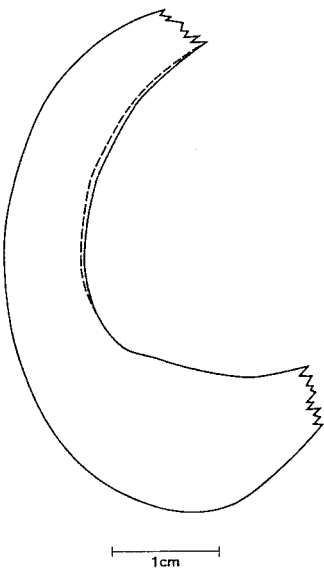
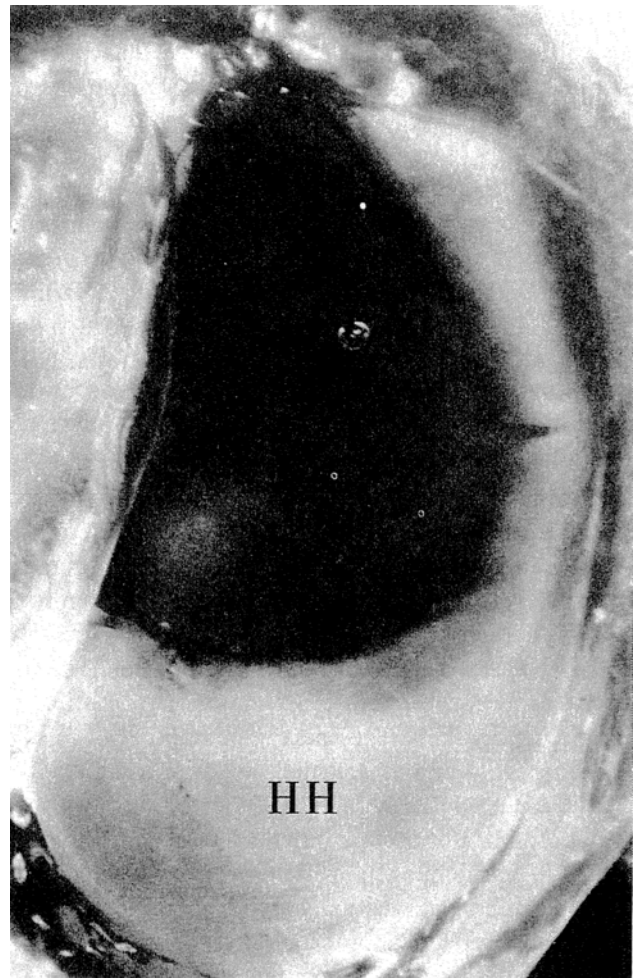


Abbildung 7. Konturen eines medialen Meniskus vor (durchgezogene Linie) und nach Belastung mit 1500 N (gestrichelte Linie). Maximale Verschiebung: 0,5 mm; Vorderhorn im Bildoberteil.



In einem weiteren Versuch sollen Belastungen des Kniegelenks in Beugstellung durchgeführt werden. Dabei besteht jedoch das Problem, daß für eine physiologische Einstellung bestimmter Beugewinkel die Kreuzbänder unverzichtbar sind, weil sie die entscheidende Führungsstruktur für die Kinematik des Kniegelenks darstellen [15]. Deshalb wird ein weiteres Kniege-

Abbildung 8. Verhalten einer radiären Teilinzision an einem medialen Meniskusinnenrand unter Belastung mit 1500 N (HH = Hinterhorn).

lenkpräparat von einer 83 Jahre alten weiblichen Leiche mit erhaltenen Kreuzbändern hergestellt. Im femoralen Anteil wird parallel zum Dach der Fossa intercondylaris ein 2 mm starker Bohrkanal von dorsomedial nach ventrolateral eingebracht. Durch diesen wird das Sägeblatt einer Laubsäge geschoben. Von diesem Ausgangspunkt werden mediale und laterale Wand der Fossa intercondylaris vom jeweils zugehörigen Kondylus abgesägt, so daß die proximalen Kreuzbandansätze als osteoligamentäres Fragment mit dem Tibiaplateau verbunden bleiben. Der abgelöste femorale Anteil wird wiederum mit Polyester nachgegossen. Der Abguß wird auf das natürliche Tibiaplateau aufgesetzt und das Knochenstück mit den Kreuzbändern mit zwei Schrauben im Polyesterblock verankert. Die Krafteinleitung

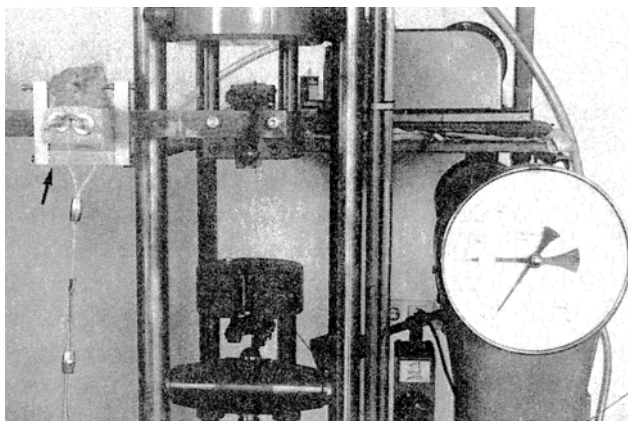
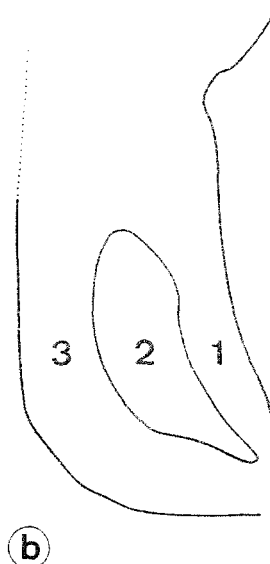
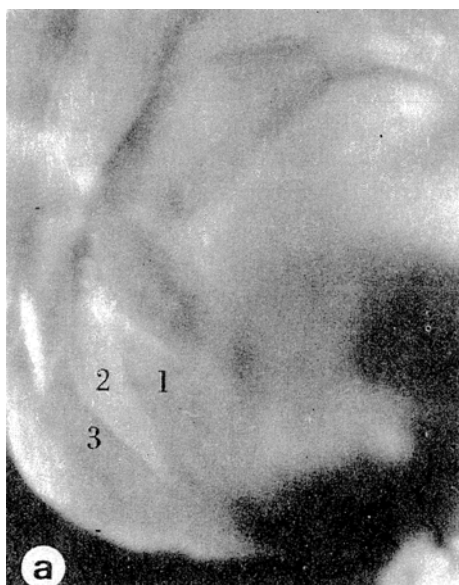


Abbildung 9. Versuchsanordnung, bei der über einen hufeisenförmigen Stahlrahmen (Pfeil) und ein Zugseil Kräfte in die artifizialen Femurkondylen eingeleitet und auf das natürliche Tibiaplateau übertragen werden.

erfolgt über einen hufeisenförmigen Stahlrahmen, aus dessen Schenkeln zwei Schrauben hervorragen, die in entsprechende Bohrlöcher des Polyesterabgusses eingepaßt werden. Die Lage dieser Bohrlöcher wird mit Hilfe je eines Sägeschnitts durch den medialen und den lateralen Kondylus des knöchernen Femurrestes bestimmt. An diesen Schnitten wird mit der Sekantenmethode die Kurve der Krümmungsmittelpunkte, die sogenannte Evolute, bestimmt [6, 14]. Jedem Punkt der Evolute entspricht eine bestimmte Beugstellung, das heißt eine an einem Punkt der Evolute angreifende Kraft stellt das Gelenk zwangsläufig in die zugehörige Beugeposition ein. Es wird nun eine gewünschte Beugung vorgegeben und versucht, die korrespondierenden Punkte der medialen und lateralen Evolutenkurve möglichst genau auf das Kunststoffpräparat zu übertragen. Das so vorbereitete Präparat wird auf das an der Belastungsapparatur fixierte Tibiaplateau montiert. Der hufeisenförmige Stahlrahmen wird eingehängt, und durch ein daran befestigtes Stahlseil können Kräfte eingebracht werden (Abbildung 9). Am Innenmeniskus des Frischpräparates wird mit dem Skalpell künstlich ein Korbhenkelriß erzeugt. Der innere Anteil wird in die zentrale, meniskusfreie Zone positioniert, so daß im Hinterhorn ein deutlicher Spalt klafft. Die Belastung erfolgt in einer Beugstellung von etwa 30° mit 1500 N.

Hierbei wird ein weiteres Aufgehen des Spaltes mit Luxieren des Innenteiles in die Fossa intercondylaris nicht beobachtet, sondern die primär vorgegebene Ausgangssituation ändert sich auch mit zunehmender Kraft nicht mehr (Abbildung 10). Um Einblick in die vorlie-



Abbildungen 10a und 10b. Klaffender Korbhenkelriß am medialen Meniskus einer 83jährigen Frau unter Belastung mit 1500 N bei 30° Beugung. Lage des Spaltes im Hinterhornbereich. a) Originalbild, b) Konturskizze. 1 = luxierter Meniskusinnenteil, 2 = Spalt, 3 = kapselständiger Meniskusrest.

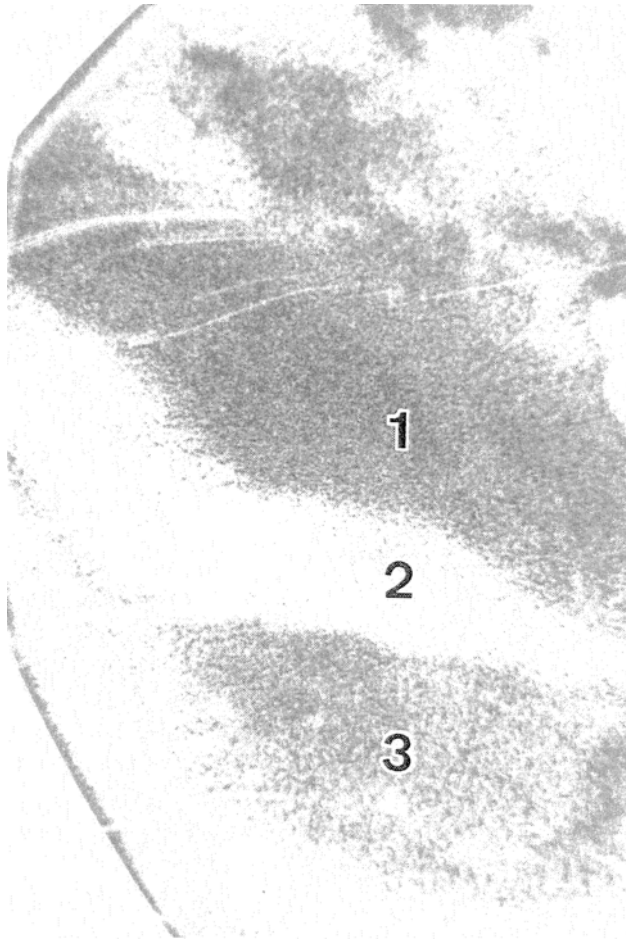


Abbildung 11. Ergebnis einer Fuji-Folien-Druckmessung unter den Bedingungen der Abbildung 10. Ziffern 1 bis 3: vgl. Abbildung 10. Die Intensität des Druckes unterhalb des inneren Meniskusteiles übersteigt den des kapselständigen, peripheren Anteils.

genden Belastungsverhältnisse zu erlangen, wird bei gleicher Versuchsanordnung ein Stück Fuji-Folie in das Meniskotibialgelenk eingelegt und erneut mit 1500 N belastet (Abbildung 11). Dabei zeigt sich das Druckmaximum über dem luxierten Meniskusinnenteil, während am kapselständigen, peripheren Reststück nur relativ geringe Druckwerte auftreten.

Diskussion

Die theoretisch ermittelte Druckverteilung im Meniskotibialgelenk unter Berücksichtigung der Kniebinnenknorpel als kraftaufnehmende und weiterleitende Strukturen (Abbildung 3) wird durch die Versuchsergebnisse bestätigt. Der Meniskus als Gelenkpartner sowohl des Meniskofemoral- als auch des Meniskotibialgelenks überträgt ausschließlich Normalkräfte: Tangentialkräfte werden von ihm selbst aufgenommen, wobei seine kollagenen Faserbündel gemäß ihrer

mechanischen Qualität unter Zugspannung gesetzt werden. Unter dem Meniskus kommt es zu einem kontinuierlichen Druckabfall vom Zentrum zur Peripherie (Abbildung 5). Vergleichsweise hohe Drücke im Bereich des Hinterhorns des medialen und des Vorderhorns des lateralen Meniskus sind primär unerwartet, erklären sich jedoch aus der Kinematik des Kniegelenks: In endständiger Streckung kommt es zur Schlußrotation (im Versuch ist zu beobachten, daß der femorale Präparatanteil unter Belastung eine Innenrotation auf dem fixierten Tibiaplateau ausführt) mit erhöhter Kompression der genannten Meniskusteile.

Um eine effiziente und für sie charakteristische Druckübertragung, wie sie auch von anderen Autoren [1, 3, 8, 19, 20, 23] in ähnlicher Weise beschrieben wird, durchzuführen, müssen die Menisken bei statischer Belastung eine Ortsständigkeit zeigen. Würde der Meniskuskeil unter Krafteinwirkung aus dem Gelenkspalt herausgedrängt, so könnte er keine druckübertragende Funktion übernehmen. Die im Experiment beobachtete Lagestabilität des Meniskus ist vor allem durch die Anordnung der Kollagenfasern gewährleistet, die in der Peripherie in kräftigen, zirkulär angeordneten Bündeln verlaufen, während sie zum freien Innenrand hin radiär orientiert sind [22]. Meniskusrisse spiegeln die Fasertextur der Menisken wider, indem am Innenrand vorwiegend Quer-, in der Peripherie hingegen Längsrisse auftreten [18, 21]. Führt man radiäre Inzisionen am inneren Meniskusteil durch, so klaffen diese bei Belastung des Gelenkes kaum, da die kräftige Meniskusperipherie das System noch ausreichend stabilisiert.

Das Verhalten des Meniskus mit Korbhenkelriß im gebeugten Kniegelenk ist am ehesten so zu deuten, daß der hohen Druck übertragende Meniskusinnenteil ortsfest zwischen Scheitelpunkt des Femurkondylus und Tibiafläche gelegen ist. Dies führt zur Inkongruenz des Gelenks, so daß das Hinterhorn aus der Belastung relativ herausgenommen ist. Es liegt, klinisch gesehen, eine Gelenksperre vor.

Literatur

1. Ahmed, A. M.: Load-carrying characteristics of meniscus and tibial plateau. – A review of recent results. In: Spilker, R. L. (ed.): *Advances of bioengineering*. A.S.M.E., New York 1984.
2. Annandale, T.: An operation for displaced semilunar cartilage. *Brit. med. J.* 1 (1885), 779.
3. Bylski, D. I.: *In situ measurement of meniscal mechanics in human knee joints*. Diss., University of Michigan 1986.

4. Dandy, D. J., R. W. Jackson: The diagnosis of problems after meniscectomy. *J. Bone Jt Surg.* 57-B (1975), 349–352.
5. Fairbank, T. J.: Knee joint changes after meniscectomy. *J. Bone Jt Surg.* 30-B (1948), 664–670.
6. Fick, R.: *Handbuch der Anatomie des Menschen*. Bd. 2, Teil 1, 3: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Fischer, Jena 1911.
7. Frankel, V. H., A. H. Burstein, D. B. Brooks: Biomechanics of internal derangement of the knee. *J. Bone Jt Surg.* 53-A (1971), 945–962, 977.
8. Fukubayashi, T., H. Kurosawa: The contact area and pressure distribution pattern of the knee. *Acta orthop. scand.* 51 (1980), 871–879.
9. Hehne, H. J., Ch. Oelze, U. N. Riede: Morphometrische Analyse des Tibiakopfnorpels als Beitrag zum Arthroseproblem. *Z. Orthop.* 119 (1981).
10. Johnson, R. J., D. B. Kettelkamp, W. Clark, P. Leaverton: Factors affecting late results after meniscectomy. *J. Bone Jt Surg.* 56-A (1974), 719–728.
11. Kummer, B.: Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. Springer, Berlin–Heidelberg–New York–Tokio 1985.
12. Kummer, B.: Die Biomechanik des Kniegelenks nach Meniskektomie. In: Tiling, Th. v. (Hrsg.): *Arthroskopische Meniskus-chirurgie*, Bd. 2. Enke, Stuttgart 1986, S. 30–34.
13. Kummer, B.: Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks-meniskus. *Langenbecks Arch. Chir.* 372 (1987), 241–246.
14. Lebowski, B.: Untersuchungen zur Kinematik des Kniegelenks: Krümmungs- und Bewegungsachsen. Inaug. Diss., Köln 1985.
15. Menschik, A.: Mechanik des Kniegelenks. I. Teil. *Z. Orthop.* 112 (1974), 481–495.
16. Mockenhaupt, J., J. Koebke: Densitometric analyses on the subchondral compact bone of the tibial plateau. In: Heuck, F. H. W., E. Keck (Hrsg.): *Fortschritte der Osteologie in Diagnostik und Therapie*. Springer, Berlin–Heidelberg–New York–Tokio 1988.
17. Pauwels, F.: *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Springer, Berlin–Heidelberg–New York 1973.
18. Ricklin, P., A. Rüttimann, M. S. Del Buono: Die Meniskusläsion. Thieme, Stuttgart–New York 1980.
19. Seedhom, B. B.: Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci. Part I: Anatomy, analysis and apparatus. *Eng. Med.* 8 (1979), 207–219.
20. Seedhom, B. B., D. J. Hargreaves: Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci. Part II: Experimental results, discussion and conclusions. *Eng. Med.* 8 (1979), 220–228.
21. Smillie, I. S.: *Kniegelenksverletzungen*. Enke, Stuttgart 1985.
22. Wagner, H. J.: Kollagenfaserarchitektur der Menisken des menschlichen Kniegelenks. Mit besonderer Berücksichtigung des medialen Meniskus und seiner Verbindung mit dem medialen Bandapparat. *Z. mikr.-anat. Forsch.* 90 (1976), 302–324.
23. Walker, P. S., M. J. Erkman: The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin. Orthop.* 109 (1975), 184–192.

Für die Verfasser: Dr. P. Fehrmann, Institut II für Anatomie der Universität zu Köln, Joseph-Stelzmann-Straße 9, D-5000 Köln 41.