



Aus dem Institut für
Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik

Direktor: Prof. Dr. Lutz Claes

Universität Ulm

**Biomechanische Untersuchungen
zur chirurgischen Versorgung von Meniskusrissen**

Fachgebiet: Experimentelle Chirurgie

als Habilitationsschrift der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Dr. biol. hum. Lutz Dürselen

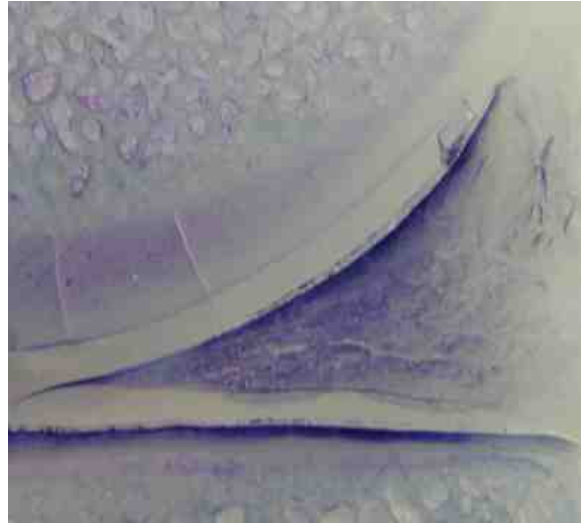
2003

Meinen Eltern und meiner Frau

Inhalt

1. Einleitung	1
1.1. Aufbau, Funktion und Beanspruchung des Meniskus	2
1.2. Voraussetzungen für die Heilung von Meniskusrissen	8
1.3. Chirurgische Verfahren zur Meniskusrekonstruktion	11
1.4. Zielsetzungen der Arbeit	14
2. Material und Methoden	15
2.1. Studiendesign	15
2.2. Ausreißverhalten von Nähten und Implantaten	16
2.2.1. Implantatmaterialien	16
2.2.2. Schweineknien Gelenke und ihre Präparation	18
2.2.3. Chirurgische Versorgung der Menisken	18
2.2.4. Zyklische Belastung der Gelenke	20
2.2.5. Ausreißtest	20
2.2.6. Datenauswertung	22
2.3. Untersuchung der Spaltbildung von Meniskuslängsrissen	22
2.3.1. Präparation der Gelenke	22
2.3.2. Kniegelenkbewegungs- und -belastungssimulator	26
2.3.3. Externe Lasten	27
2.3.4. Versorgung des Meniskusrisses mit einem Refixierungsimplantat	27
2.3.5. Datenerfassung und -auswertung	29
2.4. Statistik	32
2.4.1. Ausreißverhalten von Nähten und Implantaten	32
2.4.2. Aufklaffverhalten von Meniskuslängsrissen	32
3. Ergebnisse	33
3.1. Ausreißtest	33
3.1.1. Maximale Ausreißkräfte	33
3.1.2. Steifigkeiten der Meniskus-Implantat Verbindung	34
3.1.3. Versagensart	35

3.2.	Spaltbreiten des Meniskusrisses unter verschiedenen Belastungen	36
3.2.1.	Spaltbreiten bei verschiedenen Axiallasten und äußeren Momenten	36
3.2.2.	Spaltbreiten bei verschiedenen Risslängen	38
3.2.3.	Spaltbreiten nach Versorgung des Risses mit einem Implantat	40
4.	Diskussion	47
4.1.	Kritische Betrachtung der Methodik	48
4.1.1.	Verwendung von Schweinekniegelenken	48
4.1.2.	Ausreißtests und dynamische Belastung	50
4.1.3.	Beobachtung der Meniskusrisse im Kniegelenkbewegungs- und –belastungssimulator	51
4.2.	Ausreißverhalten direkt nach chirurgischer Versorgung durch Implantate und eine Horizontalnaht	53
4.3.	Einfluss der dynamischen Belastung auf das Ausreißverhalten	56
4.4.	Spaltbildung unter verschiedenen Gelenkbelastungs- und –bewegungsbedingungen	59
4.4.1.	Spaltbreiten bei verschiedenen Axiallasten und äußeren Momenten	59
4.4.2.	Spaltbreiten bei verschiedenen Risslängen	65
4.5.	Versorgung mit einem Refixierungsimplantat	66
4.5.1.	Spaltbildung nach Refixierung mit drei ClearFix Schrauben	66
4.5.2.	Kräfte im Implantat-Meniskus Verbund	67
4.6.	Klinische Bedeutung der Ergebnisse	70
4.6.1.	Optimale Heilungsbedingungen	70
4.6.2.	Implantatauswahl und Operationstechnik	72
4.6.3.	Rehabilitation	75
5.	Zusammenfassung	77
6.	Literatur	80
7.	Danksagung	87



1. Einleitung

Meniskusläsionen gehören zu den häufigsten Verletzungen des Bewegungsapparates. Sie treten insbesondere bei der Ausübung von Sportarten auf, bei denen es bei feststehendem Unterschenkel zum Einwirken großer Momente auf das Kniegelenk kommen kann. Dies ist z.B. vermehrt beim Fußballspielen, Skilaufen, Tennisspielen auf Kunststoffboden und Squashspielen der Fall. Die operative Behandlung von Meniskusrissen hängt von der Art und Lokalisation der Läsion ab und hat neben der Erreichung der Schmerzfreiheit die Wiederherstellung seiner Funktion bei gleichzeitig möglichst weitgehender Erhaltung des Meniskus zum Ziel. Bei der z.T. noch in den siebziger Jahren üblichen operativen Totalresektion besteht eine sehr hohe Gefahr der Entwicklung einer Gonarthrose. Dies erklärt sich durch die wesentlich verkleinerte Kontaktfläche zwischen Femurkondyle und Tibiaplateau, was zu einer Erhöhung der Flächenpressung um den Faktor drei und damit zu einer zerstörenden Überbelastung des Gelenkknorpels führt (Aagaard und Verdonk 1999; Ahmed und Burke 1983). Verschiedene Studien haben gezeigt, dass der Erhalt eines Meniskus eine Arthrose verhindert bzw. deren Auftreten verzögert. Allerdings hat erst die Forschung der letzten Jahrzehnte die vielfältigen und wichtigen Funktionen der Menisken deutlich gemacht. Ende des neunzehnten Jahrhunderts wurde ihre Funktion noch weitgehend ignoriert, wie bei Bland-Sutton nachzulesen ist: „the functionless remnants of intra-articular leg muscles“ (Bland-Sutton 1897). Diese eklatante Fehleinschätzung der Rolle der Menisken für die Kniegelenkfunktion mag vielen Patienten eine postoperative Gonarthrose nach Totalexzision eines Meniskus beschert haben. Die Heilung von gerissenen Menisken ist möglich und hängt von der Lokalisation der Läsion ab. Während Risse im zentralen, nicht durchbluteten Bereich kaum Heilungschancen haben, kann sich das Gewebe in der peripheren Region aufgrund der dort einspritzenden Blutgefäße regenerieren.

Um optimale Heilungsbedingungen für Meniskusrisse in der randnahen Zone zu schaffen, wurden Operationsmethoden entwickelt, die die Adaptation der Rissflächen zum Ziel haben. Hierbei wurden zunächst Nahtmethoden verwendet, die allerdings sowohl technisch schwierig als auch zeitaufwendig sind und einen erfahrenen Operateur voraussetzen. Deshalb bestand der Bedarf nach einfacheren Methoden. Inzwischen existiert eine Reihe von resorbierbaren Implantaten, die relativ einfach arthroskopisch mit speziellen Werkzeugen eingesetzt werden können. An solche Implantate sind verschiedene Anforderungen zu stellen. Zum einen soll die Möglichkeit einer exakten Adaptation der Rissflächen bestehen, zum anderen muss die Fixierung den postoperativ auftretenden Belastungen der Extremität ausreichend widerstehen können. Aus *in vitro* Studien ist aber lediglich bekannt, welche Ausreißkräfte diese neuen Implantate unmittelbar nach Einbringung besitzen. Ob diese für die suffiziente Refixierung eines gerissenen Meniskus ausreichen und ob die primäre Verankerungsfestigkeit sich unter postoperativen dynamischen Belastungen verändert, wurde bisher nicht untersucht. Es ist weiterhin unbekannt, ob die Ausreißkraft überhaupt einen für die Belastungssituation im Kniegelenk relevanten Parameter darstellt. Die Gründe hierfür liegen vor allem in der Schwierigkeit, Aussagen über das Verhalten von gerissenen Menisken zu treffen, da sie sich der direkten Beobachtung entziehen. Dadurch ist eine Reihe von Fragen immer noch ungeklärt. Unter welchen Bedingungen kommt es zum Aufklaffen von Meniskusrissen, so dass eine chirurgische Versorgung erforderlich ist? Wird die Verankerungsfestigkeit gängiger Implantate und Meniskusnähte durch postoperative Gelenkbelastung beeinträchtigt? In der vorliegenden Arbeit wird diesen Fragen mit Hilfe von biomechanischen Experimenten nachgegangen und die Bedeutung der Ergebnisse für die klinische Verwendung der neuartigen Implantate zur Meniskusrefixierung erörtert.

1.1. Aufbau, Funktion und Beanspruchung des Meniskus

Die Menisken eines Kniegelenks sind zwei sichelförmige Scheiben aus Faserknorpel, die im Gelenkspalt zwischen Femur und Tibia eingebettet sind (Abb. 1.1). Sie sind über Ligamente hauptsächlich mit der Tibia verbunden und sind in der Lage auf dem Gelenkknorpel zu gleiten. Die Beweglichkeit des medialen Meniskus ist geringer als die des lateralen, da die Insertionsstellen der Bänder, an denen er aufgehängt ist, weiter voneinander entfernt sind und er über die Gelenkkapsel mit den tief liegenden Fasern des medialen Seitenbandes verwachsen ist.



Abb. 1.1: Lage der Menisken im Kniegelenk (links) und Aufsicht auf das Tibiaplateau (rechts)

Der laterale Meniskus ist nicht mit einem Seitenband verbunden und infolgedessen beweglicher. Die geringere Beweglichkeit des Innenmeniskus, also seine eingeschränkte Möglichkeit Belastungen auszuweichen, verursacht die häufigere Inzidenz von Verletzungen des medialen gegenüber dem lateralen Meniskus. Auf ultrastruktureller Ebene setzt sich der Meniskus ähnlich dem Gelenkknorpel aus Zellen und der von ihnen produzierten extrazellulären Matrix zusammen. Diese extrazelluläre Matrix besteht aus Kollagenfasern, Proteoglykanen und Wasser. Kollagen macht 72 % des Trockengewichts von humanen Menisken aus, wobei daran Kollagen Typ I mit über 90 % den größten Anteil hat (Messner und Gao 1998). Hierin besteht der Hauptunterschied zum Gelenkknorpel, dessen Hauptkollagenanteil vom Typ II ist. Kollagen Typ II, III, V und VI sind in entsprechend geringeren Anteilen vorhanden. Der Gehalt an Elastin beläuft sich auf ca. 0,6 %.

Entwicklungsgeschichtlich entstanden die Menisken, als die ersten Tiere in Amphibienform sich aus dem Meer an Land begaben und die Gelenke der sich entwickelnden Extremitäten den neuen mechanischen Beanspruchungen außerhalb des Wassers anpassten (Arnoczky et al. 1987). Demzufolge besitzen die Menisken hauptsächlich eine mechanische Funktion. Sie erfüllen unterschiedliche für die Gelenkfunktion wichtige Aufgaben. Sie sind in der Lage, einen Teil der im Kniegelenk übertragenen axialen Kräfte aufzunehmen und dadurch die Druckbelastung des Gelenkknorpels wesentlich zu reduzieren (Aagaard und Verdonk 1999; Ahmed und Burke 1983). Sie erhöhen die Stabilität des Kniegelenks insbesondere bei gleichzeitiger Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes (Bendjaballah et al. 1998; Shoemaker und Markolf 1986) und tragen wesentlich zur Schmierung und Ernährung des Gelenkknorpels bei, indem sie die Synovialflüssigkeit auf den Gelenkflächen verteilen (Greis et al. 2002). Die Menisken besitzen zusätzlich

einen stoßdämpfenden Effekt bei der Übertragung dynamischer Lasten (Fithian et al. 1990; Voloshin und Wosk 1983). Schließlich konnten in den Menisken auch neuronale Strukturen entdeckt werden, die ähnlich den Nervenendigungen in den Kreuzbändern eine propriozeptive, mechanorezeptorische Funktion zur Übermittlung der Position und des Belastungszustands des Kniegelenks haben (Day et al. 1985; Wilson et al. 1969).

Das Meniskusgewebe ist in hohem Grade anisotrop. Das begründet sich vornehmlich durch die ungleichmäßige Ausrichtung der Kollagenfasern. Die Hauptfaserrichtung im Meniskus verläuft in Richtung seiner Zirkumferenz (Bullough et al. 1970). Zusätzlich finden sich, allerdings in weitaus geringerer Anzahl, radial angeordnete Fasern (Abb. 1.2 und 1.3). An seiner Oberfläche zum femoralen und tibialen Knorpel hingegen sind die Kollagenfasern in einem ungerichteten Netzwerk verflochten (Aspden et al. 1985). Es stellt sich die Frage, welche Rolle die unterschiedlich ausgerichteten Fasern bei der Belastung des Meniskus spielen.

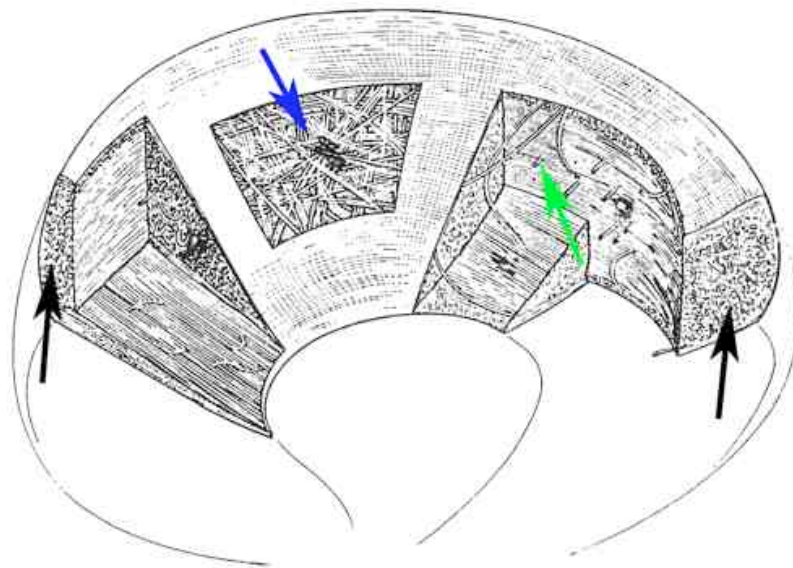


Abb. 1.2: Ausrichtung der Kollagenfaserstruktur im Meniskus (Bullough et al. 1970). Schwarze Pfeile: Parallel Fasern in zirkumferenter Richtung, grüner Pfeil: radiale Fasern, blauer Pfeil: oberflächliches ungerichtetes kollagenes Netzwerk



Abb. 1.3: Sagittalschnitt durch einen Schafsmeniskus. Radial verlaufende Fasern.

Der Kollagenstruktur der Menisken leitet sich direkt aus deren Funktion her. Wird das Kniegelenk axial belastet, drücken die Femurkondylen auf die Oberfläche der Tibia, gleichzeitig aber auch auf die Oberfläche der Menisken, die durch ihre keilförmige Struktur die Inkongruenz der Gelenkpartner auszugleichen suchen. Es wirkt zwischen Meniskus und Tibia eine resultierende Kraft, die senkrecht zur Gelenkoberfläche steht. Zwischen Femur und Meniskus steht die resultierende Kraft zwar senkrecht auf der Meniskusoberfläche, da diese jedoch schräg zur Gelenkfläche der Tibia steht, zeigt die Resultierende hier beim Außenmeniskus nach distal lateral bzw. nach distal medial beim Innenmeniskus (Abb. 1.4 a). Die resultierende Kraft auf den Meniskus besitzt also eine Komponente in radialer, nach peripher weisende Richtung (Abb. 1.4 b). So belastet, werden die Menisken in Richtung Gelenkrand herausgedrückt, woran sie aber aufgrund ihrer Aufhängung an den Meniskusbändern gehindert werden. Auf diese Weise entstehen im Meniskus Tangentialspannungen, die von den in zirkumferenter Richtung angeordneten Kollagenfasern aufgenommen werden (Abb. 1.4 c). Auf diese Art werden Druckspannungen in Zugspannungen umgewandelt. Druckspannungen, die in zu hohem Maße den Gelenkknorpel schädigen können, da dessen Matrix nur in sehr begrenztem Umfang Druck aufnehmen kann, werden vom Meniskus in Zugspannungen verwandelt und hier von parallel ausgerichteten, dicht gepackten Kollagenfasern aufgenommen, von denen bekannt ist, dass sie in dieser Anordnung wie in Bändern und Sehnen hohen Zugbelastungen standhalten können.

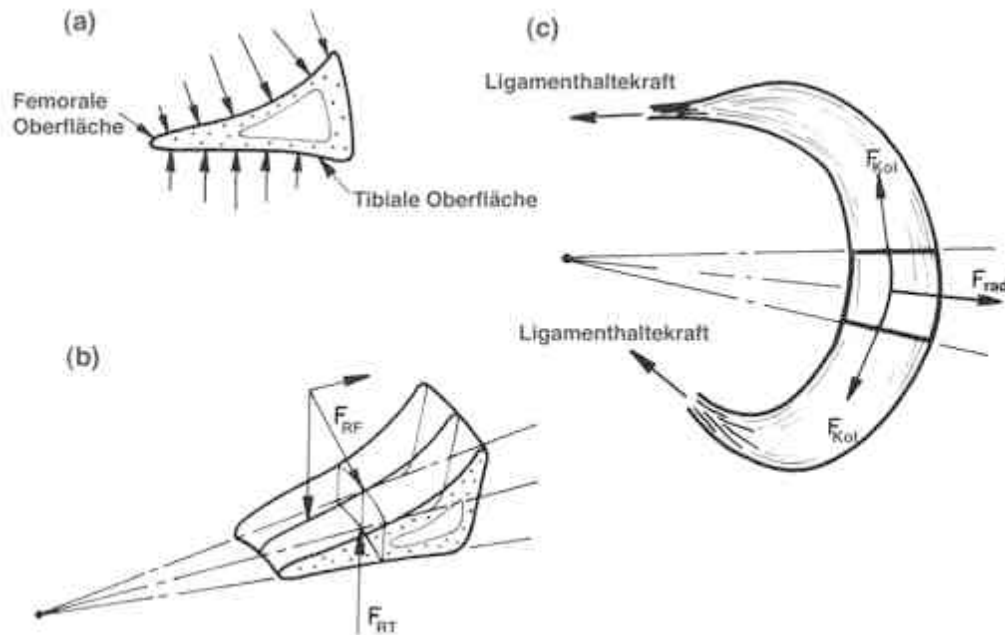


Abb. 1.4: Kräfte am Meniskus (Arnoczky et al. 1987), F_{RT} =resultierende Kraft, die von der Tibia auf den Meniskus wirkt; F_{RF} = resultierende Kraft, die vom Femur auf den Meniskus wirkt; F_{rad} =Kraft, mit der der Meniskus nach außen gedrückt wird; F_{Kol} =Kraft in zirkumferenter Richtung, die von den Kollagenfasern aufgenommen wird.

Die radial verlaufenden Fasern dienen hingegen dem Strukturerhalt des extrem fibrösen Meniskusgewebes. Sie verhindern ein Aufspalten des Meniskus in longitudinaler Richtung entlang der in der Zirkumferenz verlaufenden Fasern unter zu hohen Druckeinwirkungen. Sie fungieren gewissermaßen als „Quervertäuung“ in radialer Richtung. Es konnte gezeigt werden, dass in Streckstellung mindestens 50 % der im Kniegelenk übertragenen Kraft und in 90° Beugung sogar 85 % von den Menisken aufgenommen werden (Ahmed und Burke 1983).

Da die Menisken hauptsächlich mechanische Funktion besitzen, ist ihr Verhalten unter verschiedenen Belastungen wie Zug, Druck und Scherung von Bedeutung. Besonders unter Zug zeigt das Meniskusgewebe seine Anisotropie und Inhomogenität, da es je nach Belastungsrichtung und Lokalisation innerhalb des Meniskus stark unterschiedliches Verhalten zeigt (Tab. 1.1, (Fithian et al. 1990)).

Tabelle 1.1: Materialeigenschaften von Rindermenisken im Vergleich zu hyalinem Gelenkknorpel (Fithian et al. 1990), (o)=oberflächliche Schicht, (m)=mittlere Schicht, (t)=tiefe Schicht,

90°=Belastung senkrecht zu den zirkumferenten Fasern (Meniskus) bzw. senkrecht zu den Spaltlinien (Knorpel), (a)=axial, (z)=zirkumferent, ^a=1 Hz, 10 % Einspanndehnung, 0,1 % Scherdehnung, ^b=1,5 Hz, 10 % Einspanndehnung, 0,5 % Scherdehnung

Gewebe	Zugmodul [MPa]		Druckmodul [MPa]	Schermodul [MPa]	Hydraulische Permeabilität [m ⁴ /Ns]
	Parallel	90°			
Meniskus	59,8 (o)	59,8 (o)	0,42	0,112 (a) ^b	0,81 10 ⁻¹⁵
	198,4 (m)	2,8 (m)		0,130 (z) ^b	
	138 (t)	4,6 (t)			
Knorpel	10,2 (o)	3,24 (o)	0,79	0,68 ^a	4,7 10 ⁻¹⁵
	3,2 (m)	1,01 (m)			
	0,87 (t)	0,32 (t)			

Während in der oberflächlichen Schicht aufgrund der dort ungerichteten Kollagenstruktur kein unterschiedlicher Zugmodul bei verschiedenen Belastungsrichtungen zu beobachten ist, zeigt das Gewebe in der mittleren und tiefen Schicht in der Hauptrichtung der kollagenen Fasern einen um ein bis zwei Größenordnungen höheren Zugmodul als senkrecht dazu. Dies spiegelt direkt die geringe Anzahl an radial ausgerichteten Kollagenfasern wieder. Ebenso erklärt sich daraus der Umstand, dass Meniskuslängsrisse, bei denen eine Diskontinuität durch Zerstörung der radialen Faserbündel auftritt, wesentlich häufiger zu beobachten sind als Querrisse, bei denen die zirkumferenten Fasern zerreißen. Im Vergleich zu hyalinem Knorpel besitzt der Meniskus einen geringeren Druckmodul und eine wesentlich niedrigere hydraulische Permeabilität, was ihm sehr gute Stoßdämpfereigenschaften verleiht. Der niedrige Druck- und Schermodul ermöglicht es dem Meniskus außerdem, sich den inkongruenten Gelenkflächen von Tibia und Femur unter verschiedenen Bewegungs- und Belastungsbedingungen in seiner Form anzupassen und so die Effizienz der Kraftübertragung in allen Gelenkstellungen zu erhöhen.

Muratsu et al. untersuchten die mechanischen Eigenschaften unter Zugbelastung in Richtung der zirkumferenten Fasern am Schweinemeniskus (Muratsu et al. 2000). Seine Ergebnisse für den Zugmodul schwankten je nach Lokalisation der Probe im Gewebe zwischen 100 und 160 MPa. Dies entspricht etwa dem Bereich der von Fithian et al. angegebenen Werte (Fithian et al. 1990). Allerdings fand er keine Zunahme des Zugmoduls in Richtung Gewebemitte. Für

humane Menisken wurden Zugmodule je nachdem ob im Vorderhorn, in der Pars Intermedia oder im Hinterhornbereich zwischen 93 und 160 MPa für den medialen und zwischen 159 und 294 MPa für den lateralen Meniskus gefunden (Fithian et al. 1990). Es existieren also durchaus Schwankungen der mechanischen Eigenschaften zwischen verschiedenen Spezies, allerdings bewegen sich die Werte immer in ähnlichen Größenordnungen.

Hervorzuheben sind auch die viskoelastischen Eigenschaften des Meniskus. Ähnlich dem Gelenkknorpel verfügt auch der Meniskus über eine extrazelluläre Matrix, die durch ihre spezielle Komposition aus hydrophilen Proteoglykanen, extrazellulärer Flüssigkeit und einem porösen kollagenen Netzwerk zu einem zeitabhängigen Verhalten unter Belastung führt. Die wichtigste Eigenschaft der Proteoglykane ist dabei ihre Fähigkeit Wasser zu binden, und dadurch dem Gewebe seine hohe Widerstandskraft gegen Druckbelastungen zu verleihen. Allerdings ist der Proteoglykananteil im Meniskus mit weniger als 1 % des Feuchtgewichts sieben Mal geringer als der Anteil in hyalinem Gelenkknorpel (Nakano et al. 1986).

Untersuchungen über den Effekt der Meniskektomie haben die hohe Bedeutung des Menisken für die Biomechanik des Kniegelenks unterstrichen. Einigkeit herrscht darüber, dass nach einer Entfernung eines Meniskus die Kraft übertragende Kontaktfläche zwischen Femur und Tibia signifikant abnimmt (Ahmed und Burke 1983; Kurosawa et al. 1980). Dabei konnte festgestellt werden, dass sich die Kontaktfläche bis zu 70% reduziert, was einer Verdreifachung des Drucks auf den Gelenkknorpel mit der Folge einer stark erhöhten Verformung entspricht. Es erscheint deshalb kaum verwunderlich, dass Gelenkknorpel unter einer so erhöhten Belastung degeneriert und letztlich eine Arthrose hervorgerufen wird. Zusätzlich verändert sich durch die Veränderung der Druckverteilung im Gelenk auch die Dehnungsverteilung in der proximalen Tibia, was zu Veränderungen der knöchernen Gelenkstrukturen führen kann (Bourne et al. 1984; Messner und Gao 1998).

1.2. Voraussetzungen für die Heilung von Meniskusrissen

Gerissene Menisken können unter bestimmten Bedingungen heilen. Wichtigster Parameter ist dabei die Lokalisation der Schädigung. Bei einer Läsion im vaskularisierten Teil des Meniskus, der sogenannten „Red Zone“ (Hauger et al. 2000), besteht die Chance auf Heilung.

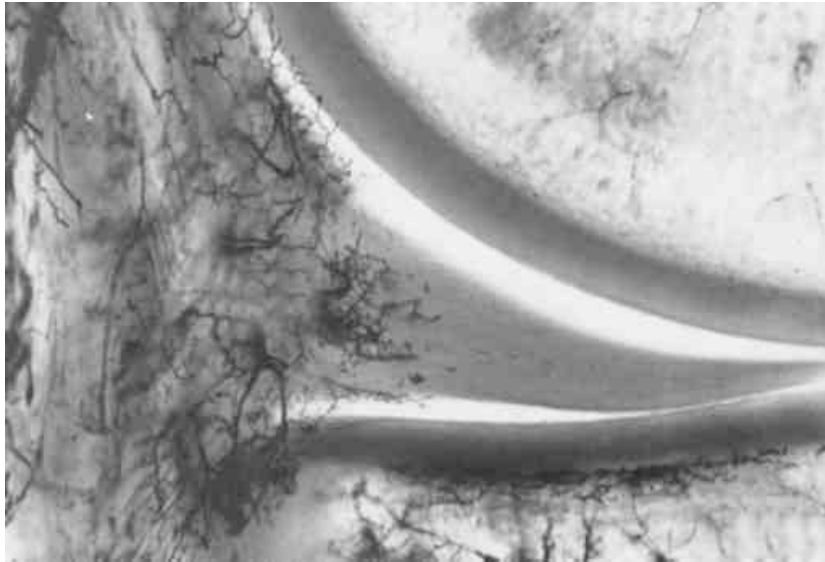


Abb. 1.5: Vaskularisation der peripheren Meniskuszone (Red Zone) (Arnoczky und Warren 1982). Visualisierung der Gefäße durch Injektion eines Farbstoffes.

Betrachtet man die Blutversorgung des Meniskus, so wird deutlich, dass sich Gefäße nur in einem Bereich nahe der Peripherie des Meniskus, der etwa einem Drittel seiner Tiefe ausmacht, befinden (Abb. 1.5). Ist eine Läsion in Kontakt zu Blutgefäßen, kann ein Heilungsprozess wie in anderen durchbluteten Geweben erfolgen. Entzündungsphase, Entstehen eines Hämatoms und Fibrinnetzes, Einsprießen von Blutgefäßen aus dem benachbarten Gewebe, Proliferation von Zellen in der Wunde und Remodelingphase entsprechen dem typischen Verlauf einer Wundheilung. Dies konnte in tierexperimentellen Studien eindeutig gezeigt werden (Arnoczky und Warren 1983; Cabaud et al. 1981). Die Autoren beschrieben die Formierung eines Fibrinklumpens, der als Trägermaterial für einsprießende Blutgefäße fungiert. Dabei war die vaskuläre Neogenese von der Migration und Proliferation undifferenzierter mesenchymaler Zellen begleitet. Schließlich wurde die Wunde mit einem zellreichen, fibrösen Narbengewebe aufgefüllt, welches die Läsion gewissermaßen zusammenklebt. Bis das entstandene Narbengewebe jedoch in seiner Struktur wieder dem normalen Meniskusgewebe ähnelt, vergehen mehrere Monate (Cabaud et al. 1981). Es wird auch über Spontanheilungen von radiären Rissen innerhalb von zehn Wochen berichtet, allerdings zeigte sich hier histologisch nur das Erscheinungsbild eines Narbengewebes.

Schon sehr früh wies King darauf hin, dass Meniskusrisse im avaskulären Bereich, also mehr zur Gelenkmitte gelegen (white zone) kein Heilungspotential haben (King 1936). Diese Tatsache wurde später durch verschiedene experimentelle Arbeiten bestätigt (Arnoczky und Warren

1983; Cabaud et al. 1981; Heatley 1980; Veth et al. 1983). In einer neueren Studie untersuchten Guisasola et al. den Einfluss von postoperativer Gelenkbelastung auf das Heilungsverhalten von Menisken im avaskulären Bereich (Guisasola et al. 2002). Sie fanden nach sechs Wochen lediglich in zwei von zwölf Schafen eine Heilung in Form eines fibrösen Gewebes. Die Autoren beobachteten im Defektbereich Fibrochondrozyten aus der nahen Meniskusumgebung aber auch durch die Nahtkanäle von der Oberfläche der Menisken eingewanderte synoviale Zellen. Die mechanische Qualität des regenerierten Gewebes war jedoch schlecht. Experimentell wurden auch Methoden beschrieben, die einem Riss im nicht durchbluteten Bereich Zugang zu vaskulärem Anschluss verschaffen sollten. Hierzu wurden Zugangskanäle zum peripheren durchbluteten Bereich erzeugt (Arnoczky und Warren 1983; Gershuni et al. 1985), die synoviale Oberfläche des Meniskus mit Raspeln angefrischt (Henning et al. 1987) oder Synoviallappen in den Riss eingenäht (Ghadially et al. 1986; Kobuna et al. 1995; Veth et al. 1983). Mit diesen Methoden konnten zum Teil Heilungserfolge erzielt werden.

Klinisch konnten insbesondere bei der Versorgung von peripheren Längsrissen, also von Läsionen in der vaskulären „red zone“ gute Ergebnisse erzielt werden (DeHaven et al. 1989; DeHaven und Arnoczky 1994; Hamberg et al. 1983; Perdue et al. 1996). Refixierung von Rissen im avaskulären Bereich hingegen waren weniger erfolgreich (Henning et al. 1990; King 1936; Tenuta und Arciero 1994).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass für die Heilung von Meniskusrissen der Anschluss an durchblutetes Gewebe von entscheidender Bedeutung ist. Nur dann kann eine Gewebeheilung mit einer vollständigen Wiederherstellung der ursprünglichen Gewebeeigenschaften entsprechend einem normalen Wundheilungsprozess stattfinden. Im avaskulären Bereich findet ohne Maßnahmen zum Anschluss an die Durchblutung dagegen entweder überhaupt keine Reaktion zur Schaffung einer Kontinuität statt oder es werden Heilungsprozesse durch Zellmigration hervorgerufen, die allerdings nur ein minderwertiges Ersatznarbengewebe erzeugen. Techniken zur vaskulären Versorgung solcher Läsionen schaffen zwar bessere Heilungschancen, die klinischen Ergebnisse sind jedoch schlechter als im Falle der Reparatur von Rissen in der „red zone“ (Hamberg et al. 1983; Henning et al. 1990).

1.3. Chirurgische Verfahren zur Meniskusrekonstruktion

Ziel der Meniskusrekonstruktion ist die Wiederherstellung seiner Funktion und die Erlangung der Schmerzfreiheit des Patienten. Während letztere Vorgabe auch durch eine komplette Entfernung des lädierten Meniskus erzielt werden kann, lässt die totale Meniskektomie die Forderung nach Funktionswiederherstellung völlig außer Acht. Deshalb gilt heute in der Meniskus Chirurgie, wenn eine Wiederherstellung nicht in Frage kommt, die Verhaltensmaßregel „So viel wie nötig, aber so wenig wie möglich wegnehmen“. Verspricht aber aufgrund oben genannter Gründe die Lokalisation der Läsion eine Heilungschance, so sollte immer eine Reparatur in Betracht gezogen werden. Schon 1885 versuchte Annadale erstmalig Meniskusschäden offen zu rekonstruieren (Annadale 1885). Allerdings dauerte es noch bis zum Anfang der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts bis eine Reihe von Nahttechniken vermehrt Verwendung fanden. Diese waren aber noch relativ unpopulär, da sie gegenüber der totalen oder Teilresektion technisch aufwendig und zeitintensiv waren (Seil und Kohn 2001). Erfolg versprechende experimentelle Arbeiten (Arnoczky und Warren 1983; Cabaud et al. 1981) erhöhten mit der Zeit die Akzeptanz und Verbreitung dieses Vorgehens der offenen Rekonstruktion mit Nähten. Mit der Einführung der Arthroskopie wurden auch minimal invasive Nahttechniken entwickelt.

Bei den Nahttechniken wird zum einen zwischen verschiedenen Zugängen zum anderen in der Nahtführung selbst unterschieden. Es werden drei Zugangstechniken beschrieben. Dabei handelt es sich um eine Außen-Innen-Technik, eine Innen-Außen-Technik und um eine rein intraartikuläre Technik (Seil und Kohn 2001). Bei den ersten beiden werden die Rissfragmente auf Kanülen entweder von extraartikulär nach innen oder in umgekehrter Richtung aufgefädelt und die durch die Kanülen gezogenen Nähte auf der Meniskusoberfläche bei der Außen-Innen-Technik oder auf der Gelenkkapsel bei der Innen-Außen-Technik verknotet. Die rein intraartikuläre oder auch als „all-inside“ bezeichnete Naht bleibt der Indikation bei peripheren Hinterhornläsionen vorbehalten und erfordert noch mehr Erfahrung und Geschick als die beiden anderen Nahttechniken. Bei der Nahtführung wird zwischen Horizontal- und Vertikalnähten differenziert. Diese werden als Schleifen- oder Matratzennaht ausgeführt. Eine zusätzliche Variable bei der Meniskusnaht ist die Art des Nahtmaterials. Es ist bislang noch nicht geklärt, ob resorbierbare oder permanente Nähte vorteilhafter sind und welche Nahtstärke ein Optimum darstellt. Stärkere Nähte ergeben auch höhere Verankerungsfestigkeit (Post et al. 1997; Seil et al. 2000b). Unbekannt ist jedoch, welche Primärstabilität für eine erfolgreiche Heilung notwendig ist. Die verschiedenen Nahttechniken werden häufig durch durchblutungsfördernde

Maßnahmen wie Debridement der Wundränder insbesondere in der „red zone“ und an der Grenze zur „white zone“, durch Abrasion der angrenzenden Synovialmembran, Schaffung von Gefäßkanälen oder Aufnähen eines Synoviallappens ergänzt. Auch die zusätzliche Fibrinklebung der Rissflächen wurde experimentell (Roeddecker et al. 1994) sowie klinisch beschrieben (Henning et al. 1990; van Trommel et al. 1998).

Um die schwierigen und zeitaufwendigen Nahttechniken zu umgehen und die Meniskusrekonstruktion noch populärer zu machen, wurden in den letzten zehn Jahren Implantate entwickelt, die bei einfacher Handhabung den operativen Aufwand in technischer und zeitlicher Hinsicht verringern sollten. Inzwischen ist eine Vielzahl von Implantaten erhältlich, die alle mit oft pistolenartigen Spezialinstrumenten ohne Erfordernis eines weiteren Zugangs von außen in den Meniskus eingebracht werden können. Die Implantate haben unterschiedliche Formen und Verankerungsprinzipien (Abb. 1.6). Pfeile, Krampen, Schrauben und Fadenanker, die eine Kombination aus Naht und Implantat darstellen sind gebräuchlich.



Abb. 1.6: Meniskusrefixierungsimplantate (Seil und Kohn 2001), von links nach rechts: Meniscal Fastener (auch H-Fix genannt, Mitek), Meniscal Dart (Arthrex), Meniscal Stapler (Arthrotek), Biostinger (Linvatec), Meniscus Arrow, (Bionx Implants), ClearFix Screw (Innovasive Devices), SD Sorb Staple (Surgical Dynamics)

Die meisten sind Stifte von ca. 1,2 mm Durchmesser mit einer mit Widerhaken ausgestatteten Oberfläche, die so den Halt des Implantats im Gewebe gewährleisten. Der Meniscal Fastener (H-Fix, Mitek) dagegen hält die Fragmente eines Meniskusrisses ähnlich einer Naht von außen federartig zusammen. Im Allgemeinen sind die Implantate aus resorbierbaren Materialien mit unterschiedlicher Degradationszeit.

Während Anker aus Polydioxanon (PDS) sich schon nach wenigen Wochen auflösen, können Implantate aus Polylaktid oder Polylaktid-Glykolid durchaus mehrere Monate bis Jahre im Gelenk verbleiben. Über die Langzeitwirkung dieser Materialien im Meniskusgewebe ist bislang wenig bekannt. Allerdings existieren inzwischen Fallberichte von Versagensfällen und Komplikationen. Diese betreffen meistens den Meniskus Arrow, was wohl daran liegt, dass dieses Implantat als erstes 1996 eingeführt wurde. Es kam vereinzelt zur Migration des Arrows und damit zur Irritation umliegenden Gewebes, persistierenden Gelenkergüssen, Implantatbrüchen und Knorpelschäden an der Femurkondyle (Barber 2000; Calder und Myers 1999; Ganko und Engebretsen 2000; Hechtman und Uribe 1999; Hutchinson und Ash 1999; Seil et al. 2000a). Knorpelschäden sind natürlich eine schwerwiegende und ernstzunehmende Komplikation, bedenkt man, dass die Erhaltung des Meniskus einzig dazu dienen soll, die Knorpel schützende Funktion des Meniskus wiederherzustellen. Es bleibt also unter genauer Betrachtung des Komplikationsrisikos abzuwägen, welche Technik zur Meniskusrefixierung verwendet wird.

Zur Primärstabilität von Meniskusnähten und Implantaten existieren inzwischen eine große Anzahl von in vitro Studien (Albrecht-Olsen et al. 1997; Arnoczky und Lavagnino 2001; Asik und Sener 2002; Barber und Herbert 2000; Becker et al. 2001; Boenisch et al. 1999; Dervin et al. 1997; Dürselen et al. 2003b; Kohn und Siebert 1989; Post et al. 1997; Rankin et al. 2002; Rimmer et al. 1995; Seil et al. 2000b; Seil et al. 2001; Song und Lee 1999). Bei weitgehend einheitlicher Versuchsanordnung wurden in all diesen Studien die Ausreißkraft der Nähte und Implantate aus dem Meniskusgewebe in Richtung des Implantats selbst geprüft. Hierbei ergaben sich für die verschiedenen Naht- und Implantattechniken sehr unterschiedliche Ausreißkräfte zwischen 20 und 150 N. Bedenkt man, dass neben einigen Versagensfällen aber überwiegend über gute klinische Heilungserfolge bei der Verwendung von Nähten und Spezialimplantaten berichtet wird, so drängt sich die Frage auf, ob der Parameter „Axiale Ausreißkraft“ für die Tauglichkeit eines Verfahrens überhaupt relevant ist. Zu diesem Schluss kommen auch andere Autoren in ihren kritischen Betrachtungen (Seil und Kohn 2001; Tingart et al. 2001).

Während eine Reihe von Nahttechniken zur Refixierung von Meniskusrissen tierexperimentell überprüft wurden (s.o.), finden sich kaum in vivo Studien zu den neuen Implantaten. Lediglich eine Studie an Hunden zeigte einige mögliche Komplikationen wie Migration und Synovitis auf

(Koukoubis et al. 1997). Die Tatsache, dass diese neue Generation an Implantaten ohne tierexperimentellen Nachweis ihrer Funktionstüchtigkeit schon den klinischen Alltag erreicht hat, zeigt, wie dringend notwendig eine einfache und schnelle Technik zur Meniskusrefixierung offensichtlich ist.

1.4. Zielsetzungen der Arbeit

Der Themenkomplex Meniskusrefixation durch Nahttechniken und neuartige Implantate ist nach wie vor von hoher Aktualität. Täglich werden Hunderte von Patienten mit ständig neu auf den Markt kommenden Implantaten versorgt. Dennoch sind in diesem Zusammenhang nicht alle Fragen beantwortet. So ist unbekannt, wie hoch die Stabilität der Meniskus-Implantat Verbindung tatsächlich sein muss, um optimale Bedingungen für den Heilungsprozess zu schaffen. Weiterhin ist bislang nicht untersucht, wie sich die introperativ erzielte Primärfestigkeit unter dem Einfluss von postoperativer Gelenkbelastung verhält. Nur ausgesprochen lückenhafte Informationen sind über das Verhalten von Meniskusrissen unter verschiedenen Bewegungs- und Belastungsbedingungen des Kniegelenks beschrieben. Wäre zum Beispiel bekannt, welche Spaltbreiten in Meniskusrissen und welche Kräfte in Implantaten und Nähten auftreten, könnten diese Implantate zur Meniskusrefixierung viel gezielter konzipiert werden. Die vorliegende Arbeit hat sich deshalb die Beantwortung folgender Fragen zum Ziel gesetzt:

- Wie hoch ist die Belastbarkeit gängiger Implantate zur Meniskusrefixierung?
- Wie hoch ist die Steifigkeit der Meniskus-Implantat Verbindung?
- Wie wirkt sich postoperative dynamische Belastung auf beide Parameter aus?
- Wie verformt sich ein typischer Innenmeniskushinterhornriss unter verschiedenen Gelenkbelastungen und wie weit klafft dieser unter verschiedenen Bewegungs- und Belastungssituationen auf?
- Können gängige Implantate, insbesondere solche mit niedriger Ausreißkraft, dieses Aufklaffen verhindern?



2. Material und Methoden

2.1. Studiendesign

Im ersten Teil der vorliegenden Arbeit wurde zur Bestimmung des Einflusses dynamischer Belastung auf die Primärstabilität von refixierten Menisken eine in vitro Studie am Schweinekniegelenk durchgeführt. Hierzu wurden Längsrisse im Hinterhorn des Innenmeniskus von 64 Schweinekniegelenken simuliert und in vier Gruppen unterschiedlicher Versorgungstechnik aufgeteilt. Dabei kamen drei Spezialimplantate für die Meniskusrefixierung und eine Horizontalschnittnaht zur Anwendung. Die Hälfte, also acht Kniegelenke jeder Gruppe, wurden wiederholten axialen Gelenkbelastungen ausgesetzt. Um den Effekt dieser dynamischen Belastung auf die Stabilität der refixierten Menisken zu ermitteln, wurden die versorgten Menisken der zyklisch belasteten und der nicht belasteten Kniegelenke entnommen und einem Ausreißtest zugeführt, wie er in einer Reihe von Arbeiten anderer Autoren beschrieben wurde (Albrecht-Olsen et al. 1997; Barber und Herbert 2000; Becker et al. 2001; Boenisch et al. 1999; Dervin et al. 1997; Kohn und Siebert 1989; Rimmer et al. 1995). Als Ergebnisparameter wurde die maximale Ausreißkraft und die Steifigkeit der Meniskus-Implantat Verbindung bestimmt.

Im zweiten Teil der Untersuchungen wurde das Aufklaffverhalten von Längsrissen des medialen Meniskus am Schweineknie unter verschiedenen Gelenkbelastungen vor und nach Refixierung mit einem Implantat geringer Ausreißkraft ermittelt. Hierzu wurden Längsrisse von zunächst 2 cm Länge im Innenmeniskushinterhorn von acht Schweinekniegelenken simuliert. Um die Risse zu beobachten, wurde der größte Teil des medialen Tibiaplateaus durch einen transparenten Platzhalter aus Gießharz ersetzt, der gelenkseitig die gleiche Form wie die ur-

sprüngliche Gelenkfläche aufwies. Die Kniegelenke wurden anschließend in einem Kniegelenkbewegungs- und -belastungssimulator unter 30 N und 200 N axialer Gelenklast zyklisch flektiert bzw. extendiert und dabei verschiedenen externen Momenten wie tibialer Rotation, Varus- oder Valguslasten und Kombinationen aus beiden ausgesetzt. Die Meniskusrisse wurden mittels Arthroskop durch den transparenten Platzhalter beobachtet und für jede Lastsituation das maximale Aufklaffen der Risse festgestellt. Um den Einfluss der Risslänge auf die Spaltbildung zu untersuchen, wurden alle Tests nach Verlängerung des Hinterhornrisses auf 2,5 cm und schließlich auf 3 cm wiederholt. Fünf Kniegelenke wurden schließlich mit jeweils drei Implantaten des Typs ClearFix Screw refixiert und erneut im Kniegelenksimulator getestet.

2.2. Ausreißverhalten von Nähten und Implantaten

2.2.1. Implantatmaterialien

Es wurden der Meniscal Arrow, der Meniscal Fastener, die ClearFix Screw und eine Horizontalnaht mit PDS Nahtmaterial geprüft (Abb. 2.1).



Abb. 2.1: Drei resorbierbare Implantate zur Refixierung von Meniskusrissen. Von links nach rechts: Meniscal Arrow (Bionx, Blue Bell, PA, USA), Meniscal Fastener (auch unter dem Namen H-Fix bekannt, Mitek Products, Westwood, MA, USA), ClearFix Screw (Mitek Products, Westwood, MA, USA, ehemals Invasive Devices)

Alle Implantate sind aus polymeren resorbierbaren Materialien unterschiedlichen Degradationsverhaltens hergestellt (Tab. 2.1). Die Horizontalnaht wurde mit PDS 1 Nahtmaterial durchgeführt. Dieses Material verliert nach Herstellerangaben in den ersten fünf Wochen etwa 50 % seiner Festigkeit. Nach sechs Wochen verbleiben noch 20 %. Ab etwa dem 90sten postoperativen Tag wird das Material absorbiert.

Der Arrow besitzt einen T-förmigen Kopf und auf seiner Oberfläche acht Widerhaken, die den Halt im Meniskusgewebe garantieren sollen. Er wurde ursprünglich aus reinem Polylaktid hergestellt, weshalb er eine sehr lange Resorptionszeit besaß. Die aktuelle Version besteht aus einem schneller resorbierenden verstärkten Kopolymer, einem 96L/4D Polylaktid. Der Hersteller gibt an, dass das Implantat bis zu 24 Wochen seine Festigkeit behält und anschließend sukzessive degradiert.

Tabelle 2.1: Verwendete Materialien und ihre verfügbaren Versionen, die fett gedruckten Varianten wurden für die vorliegende Studie verwendet.

Implantat	Größe	Material	Resorptionszeit (Herstellerangaben)
Horizontalnaht	1 USP	PDS (Polydioxanon), Nahtmaterial	Halbwertszeit: 5 Wochen, 20 % Festigkeit nach 6 Wochen
Meniscal Arrow	L/∅ 10/1,1 mm 13/1,1 mm 16/1,1 mm	SR 96L/4D PLA (self reinforced)	24 Wochen Erhalt der Festigkeit
Meniscal Fastener (H-Fix)	10 mm	PDS (Polydioxanon) PROLENE (Polypropylen, nicht resorbierbar)	Wie Nahtmaterial (s.o.)
Meniscal Screw	L/∅:10/2mm	Polylaktid	Mehrere Jahre

Der Meniscal Fastener ist in einer resorbierbaren Version aus Polydioxanon (PDS) und einer nicht resorbierbaren Variante aus Polypropylen erhältlich. Hier wurde die Version aus PDS verwendet. Die Resorptionseigenschaften sind laut Hersteller denen der Naht gleichzusetzen. Das einem Anker ähnelnde Implantat soll beide Teile des Meniskusrisses mit seinen T-förmigen Enden zusammenhalten.

Die ClearFix Screw besteht aus reinem Polylaktid und weist ein Gewinde mit abnehmender Steigung auf, wodurch eine Kompression auf die Rissflächen erzeugt werden soll. Die vollständige Absorption des Implantats kann nach Herstellerangaben mehrere Jahre in Anspruch nehmen. Die Schraube besitzt keinen Kopf und kann deshalb ganz im Meniskusgewebe versenkt werden.

2.2.2. Schweinekniegelenke und ihre Präparation

Bei den Präparaten handelte es sich um Kniegelenke von sechs Monate alten und 100 Kg schweren Schlachtschweinen. Nach dem Erwerb bei einem ortsansässigen Metzger wurden sie bei -25°C gelagert und vor ihrer Verwendung bei Raumtemperatur innerhalb von zwölf Stunden aufgetaut. Haut, Muskeln und Gelenkkapsel wurden entfernt. Um einen freien Zugang zum Innenmeniskus zu bekommen, wurde das mediale Seitenband durchtrennt und die Tibia nach anterior subluxiert. Mit einem Skalpell wurde anschließend ein Längsriss durch einen Schnitt von 30 mm Länge im Innenmeniskushinterhorn simuliert. Der Schnitt hatte einen Abstand zur Peripherie von ca. 5 mm und war im Bereich der durchbluteten „red zone“ lokalisiert (Abb. 2.2).

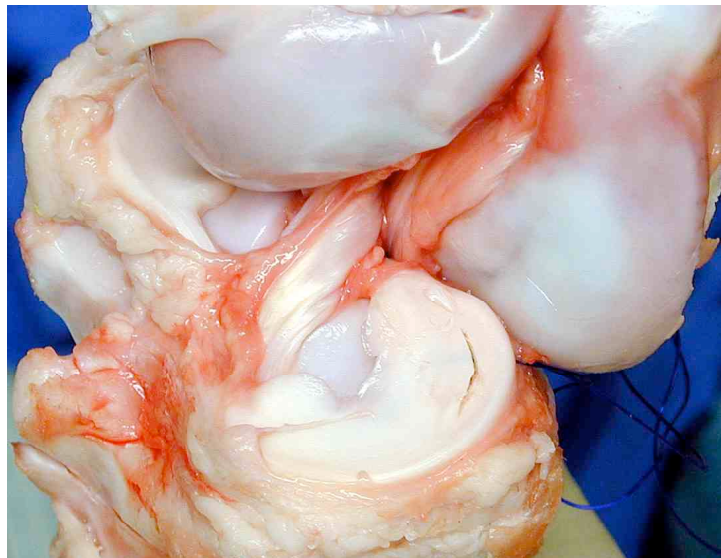


Abb. 2.2: Nach anterior subluxiertes mediales Tibiaplateau. Simulation eines 30 mm Längsrisses im Hinterhorn des Innenmeniskus. Abstand zum Meniskusrand 5mm.

2.2.3. Chirurgische Versorgung der Menisken

Die Versorgung der simulierten Meniskuslängsrisse erfolgte in den Gruppen 1-3 mit einem Implantat und in Gruppe 4 mit einer Naht. Das Einbringen der Implantate wurde mit den von den Herstellern mitgelieferten Spezialinstrumenten durchgeführt. Dabei handelte es sich um Werkzeuge, die die arthroskopische Versorgung von Meniskusrisen erlauben (Beispiele Abb. 2.3).

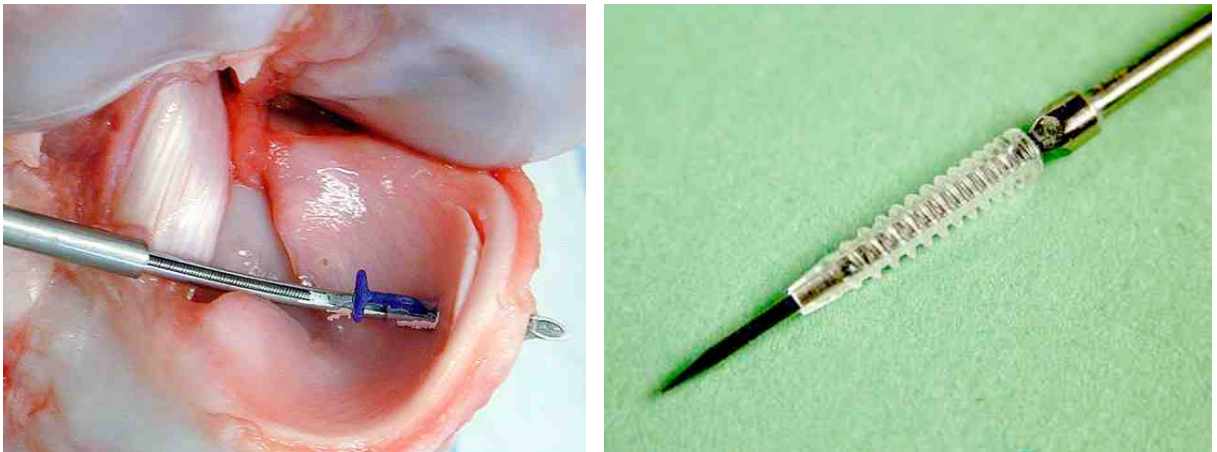


Abb. 2.3: Links: Einbringen eines Meniscal Fasteners mit Spezialinstrument; rechts: Meniscal Screw mit Einschraubhilfe

Die Horizontalnaht wurde mit PDS 1 Nahtmaterial (Ethicon, Norderstedt) in Outside-in Technik durchgeführt (Abb. 2.4). Dabei wurden fünf Knoten auf der Gelenkkapsel geknüpft.

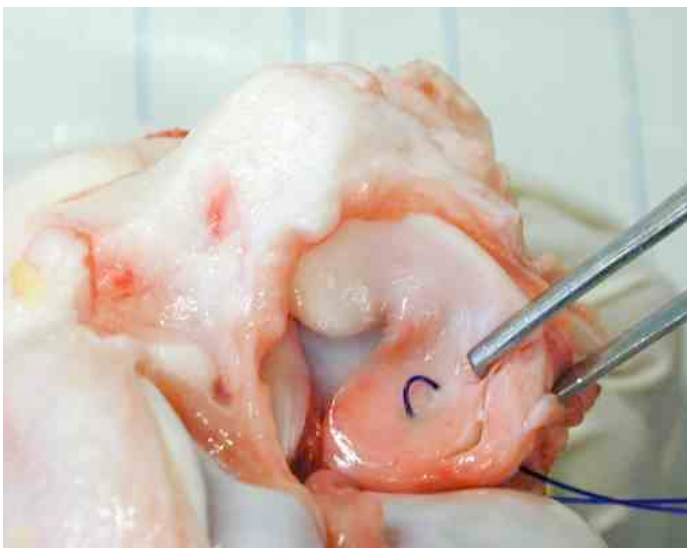


Abb. 2.4: Horizontalnaht mit PSD 1 Nahtmaterial in Outside-in Technik

Nach Refixierung der simulierten Risse wurde die Hälfte der zur Versorgung subluxierten Kniegelenke ($n=8$) jeder Gruppe wieder reponiert, um sie dem zyklischen Belastungstest zuzuführen. Da das mediale Seitenband und die Gelenkkapsel vorher entfernt worden waren, war eine exakte Reposition nicht möglich. Es konnte dadurch zu einer leicht unphysiologischen Stellung zwischen Tibia und Femur kommen. Beobachtungen während der zyklischen Belastung in der Prüfmaschine zeigten jedoch, dass die axiale Belastung den Meniskus in peri-

phere Richtung verdrängt. Dies wurde als Anzeichen für eine physiologische Belastung des Meniskus gewertet und die nicht exakte Reposition der Gelenkpartner in Kauf genommen.

2.2.4. Zyklische Belastung der Gelenke

Zur Simulation der postoperativen zyklischen Gelenkbelastung wurde eine dynamische Materialprüfmaschine verwendet (Instron 8871, Instron Schenck Testing Systems GmbH, Darmstadt). Zunächst wurden die Enden von Tibia und Femur in Methacrylat (Technovit 3040, Kulzer, Werheim) eingegossen. Die so präparierten Gelenke wurden mit einer speziellen Vorrichtung in 60° Beugstellung in die Materialprüfmaschine eingespannt (Abb. 2.5). Dies entspricht einer typischen Gelenkstellung des Schweins im Stand.



Abb. 2.5: Einspannvorrichtung zur axialen dynamischen Gelenkbelastung eines Kniegelenkpräparats in einer hydraulischen Materialprüfmaschine (Instron 8871, Instron Schenck Testing Systems GmbH, Darmstadt)

Die Gelenke wurden bei einer Belastungsfrequenz von 2 Hz mit 5000 Lastzyklen zwischen 20 und 200 N beaufschlagt. Die Höhe dieser Belastung entspricht einer Teilbelastung des Gelenks, wie sie in Rehabilitationsprogrammen nach einer Meniskusrefixierung für eine begrenzte postoperative Zeit empfohlen wird.

2.2.5. Ausreißtest

Die Innenmenisken sowohl der zyklisch belasteten als auch der nicht zyklisch belasteten Kniegelenke wurden entnommen und am Vorder- und Hinterhorn quer reseziert, so dass der zent-

rale und periphere Teil der refixierten Menisken ausschließlich durch das Implantat bzw. die Horizontalnaht verbunden war (Abb. 2.6). Zur Fixierung der Präparate in Standardklemmba-
cken (Abb. 2.7) einer Materialprüfmaschine (Zwick 1454, Zwick, Ulm) wurde sowohl der zent-
rale als auch der periphere Meniskusteil mit je zwei Cerclage-Stahldrahtschlingen (\varnothing 0,7 mm)
im Abstand von 10 mm angeschlungen.

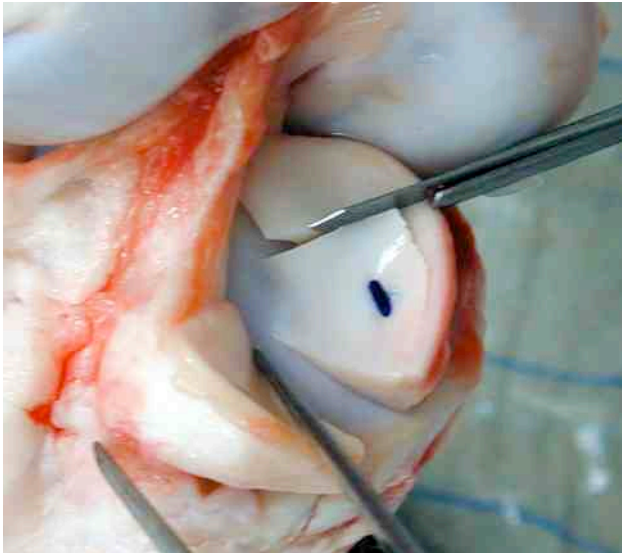


Abb. 2.6: Exzision eines Meniskus nach zyklischer Belastung. Der Schnitt erfolgt im Rissbereich, so dass die Risshälften nur durch das Implantat (hier Meniscal Fastener, Mitek) verbunden sind.

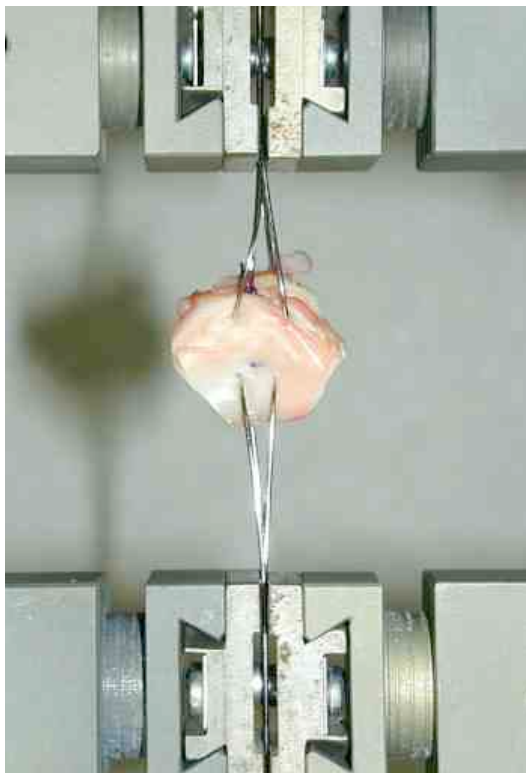


Abb. 2.7: Befestigung des Meniskuspräparates in der Materialprüfmaschine: hier mit PDS Naht

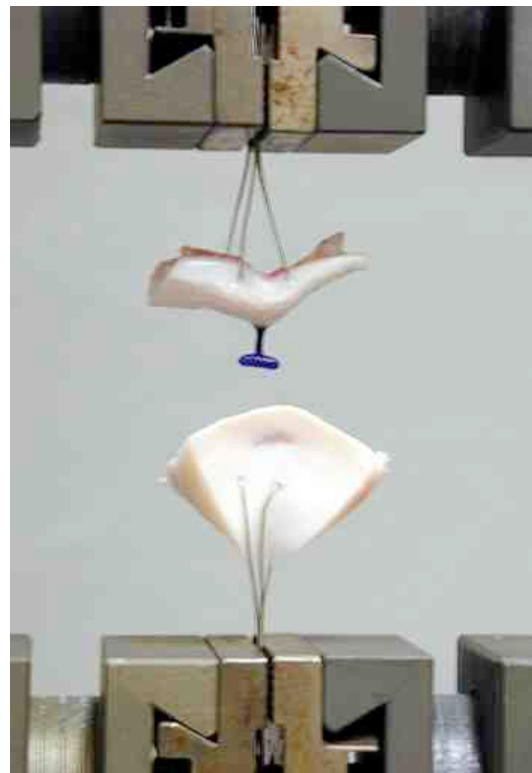


Abb. 2.8: H-Fix nach Ausreißtest. Das Implantat rutschte aus dem zentralen Teil des Meniskus.

Es wurden Cerclagedrähte aus Stahl verwendet, da diese im Vergleich zum Implantat-Meniskus Interface eine wesentlich höhere Steifigkeit aufweisen. Deshalb konnte die Berechnung der Steifigkeit der Meniskus-Implantat Verbindung näherungsweise direkt über den Traversenweg der Prüfmaschine erfolgen. Der Ausreißtest wurde bei einer Prüfgeschwindigkeit von 10 mm/min bis zum Versagen der Verbindung zwischen peripherem und zentralem Teil des Meniskus durchgeführt (Abb. 2.8). Dabei wurde ein Kraft-Verformungsdiagramm aufgezeichnet. Zusätzlich wurde der Versagensmodus registriert.

2.2.6. Datenauswertung

Aus den Kraft-Verformungskurven wurde die maximale Ausreißkraft entnommen sowie die Steifigkeit der Meniskus-Implantat Verbindung im Bereich bis 20 N berechnet (Abb.2.9). Die Beschränkung auf diesen niedrigen Kraftbereich war erforderlich, um die Steifigkeiten aller Gruppen vergleichen zu können, da die Versagenskräfte zum Teil nur 20 N betragen. Die so ermittelte Steifigkeit stellte jedoch nur eine Näherung dar, da insbesondere im unteren Bereich der Kraftbereich der Kraft-Verformungskurve kein lineares Verhalten der Implantat-Meniskus Verbindung vorlag.

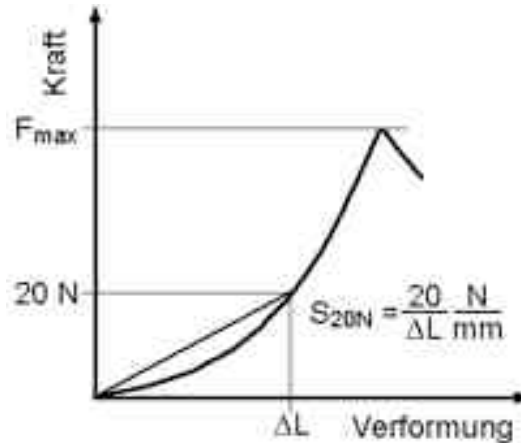


Abb. 2.9: Typischer Verlauf eines Kraft-Verformungsdiagramms und Berechnung der Steifigkeit

2.3. Untersuchung der Spaltbildung von Meniskuslängsrissen

2.3.1. Präparation der Gelenke

Die acht Schweineknien Gelenke dieser Studie wurden ebenfalls bei -25°C aufbewahrt und vor den Tests bei Raumtemperatur aufgetaut. Unter Schonung der Gelenkkapsel wurden Haut und Muskeln entfernt und Femur und Tibia ca. 15 cm vom Gelenkspalt entfernt abgesägt. Die danach sich frei bewegende Fibula wurde mit einer Kortikalisstellschraube an der Tibia fixiert,

um das laterale Seitenband zu spannen und so eine Veränderung der Kniegelenkskinematik durch ein unphysiologisch schlaffes laterales Seitenband zu vermeiden (Abb. 2.11). Auf der dorso-medialen Seite der Gelenks wurde die Kapsel tibiaseitig abgelöst, um einen Zugang zum medialen Tibiaplateau zu erlangen. Osteotomielinien zur Planung der Entfernung eines Knochenblocks, der die mediale Tibiagelenkfläche enthalten sollte, wurden angezeichnet (Abb. 2.10).



Abb. 2.10: Schweinekniegelenk, Ansicht von dorsal, Ablösung der Gelenkkapsel und Markierung der Osteotomielinien



Abb. 2.11: Knochenkavität nach Entfernen des medialen Tibiaplateaus, Fibulastellschraube

Der so markierte Knochenblock wurde mit einer oszillierenden Säge entfernt (Abb. 2.11), wobei beim Erstellen des lateralen Sagittalschnittes ein Gewebeschutz in der Gelenkfläche die Verletzung des medialen Meniskus verhinderte. Die Kniegelenke wurden anschließend wieder eingefroren, bis die Herstellung der durchsichtigen Platzhalter abgeschlossen war. Von dem entnommenen Knochenblock, der die Gelenkfläche des medialen Tibiaplateaus enthielt (Abb. 2.12), wurde eine Negativform aus Silikon gefertigt (Silicosehl RTV 270, Rhodia, Lübeck). Um Luftblasen in der Form zu entfernen, wurde der Formbehälter 20 Minuten in Vakuum entgast. Nach dem Aushärten des Silikons konnte der Knochenblock aus der Form entfernt werden. Diese wurde anschließend mit einem Gießharz aufgefüllt (Polyestergießharz, Creartec, Weiler). Nach etwa 24 h war das Harz ausgehärtet und konnte aus der Silikonform entfernt werden. Die Gelenkflächen- und die gegenüberliegende Seite des Abgusses wurden poliert, bis eine ausreichend klare Durchsicht gewährleistet war (Abb. 2.13). Ein transparentes Milli-

meterraster, welches auf die Gelenkfläche aufgeklebt wurde, ermöglichte bei der späteren Beobachtung der Meniskusrisse eine Messung der Rissbreiten. Zwei 2 mm Querbohrungen dienten der Fixierung des Platzhalters mit Kirschnerdrähten im Kniegelenk (Abb. 2.13).



Abb. 2.12: Herausgesägter Knochenblock mit medialer Tibiaplateaugelenkfläche



Abb. 2.13: Durchsichtiger Platzhalter des medialen Tibiaplateaus mit aufgeklebtem Millimetermaßstab und Querbohrungen zur Fixierung mit Kirschnerdrähten

Die Kniegelenke wurden wieder bei Raumtemperatur aufgetaut. Ein zunächst 2 cm langer Riss im Innenmeniskushinterhorn wurde mit einem Skalpell von distal durch die Kavität des fehlenden medialen Tibiaplateaus simuliert. Um einen guten optischen Kontrast zwischen den Risseiten zu erzielen, wurde die Unterseite des peripheren Meniskusteils mit Methylgrün (Dako Corporation, Carpinteria, CA, USA) angefärbt (Abb. 2.14). Schließlich wurde der Platzhalter mit zwei 2 mm Kirschnerdrähten im Kniegelenk eingesetzt (Abb. 2.15). Die exakte Reponierung ergab sich aus dem genauen Einpassen des unregelmäßig geformten Platzhalters, der nicht nur an der Gelenkoberfläche sondern auch in seinen Umrissen dem entfernten Knochenblock entsprach. Sicherheitshalber wurde jedoch durch Sichtkontrolle sichergestellt, dass keine Stufenbildung zwischen der natürlichen und der Gelenkfläche des Platzhalters auftrat.

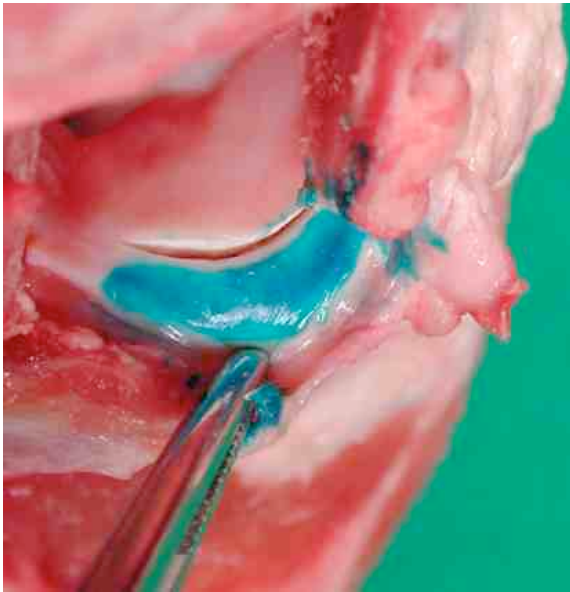


Abb. 2.14: Anfärbung des peripheren Teils des Meniskusrisses mit Methylgrün zur besseren Darstellung der Risshälften

Die noch bestehende Knochenbrücke zwischen medialem Rand des herausgesägten Knochenblocks und medialem Seitenband war lediglich noch einige Millimeter breit, so dass axiale Gelenkkräfte zu einem Durchbiegen der den Block haltenden Kirschnerdrähte und damit zur Stufenbildung im Gelenk geführt hätten. Zur Stabilisierung wurde deshalb eine Platte auf der medialen Gelenkseite angebracht, auf die sich die Kirschnerdrähte abstützen konnten (Abb. 2.16).

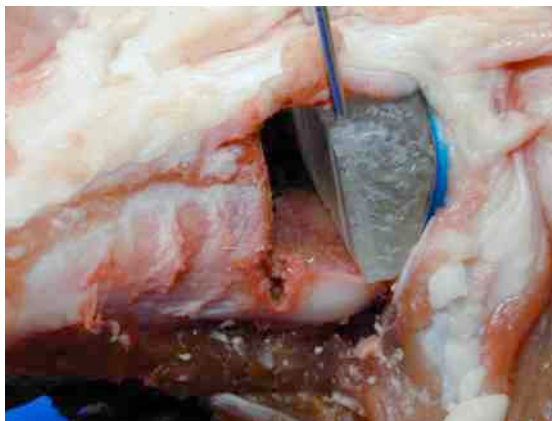


Abb. 2.15: Ansicht von dorsal nach Einbringung des transparenten Platzhalters. Es verblieb ein Spalt, durch den die Beobachtung des Meniskus erfolgte.

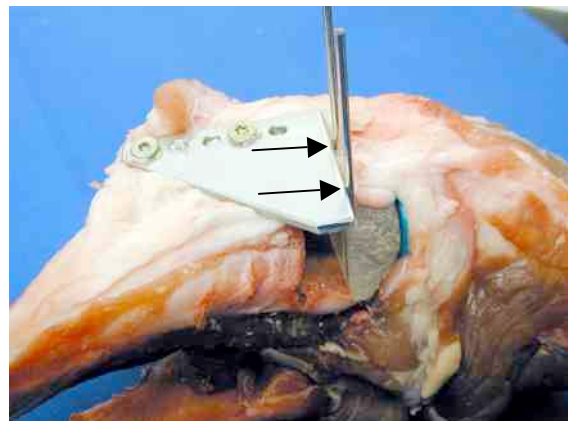


Abb. 2.16: Abstützung der Kirschnerdrähte durch eine Metallplatte auf der medialen Gelenkseite (Pfeile).

Zum Schluss wurde die dorsale Kapsel wieder an die Tibia mit PDS 2-0 Nahtmaterial angeheftet und die knöchernen Enden von Tibia und Femur mit Methacrylat (Technovit 3040, Kulzer, Werheim) in Stahlzylinder eingegossen.

2.3.2. Kniegelenkbewegungs- und –belastungssimulator

Zur Untersuchung des Rissverhaltens unter Bewegung und Belastung des Kniegelenks wurden die Gelenke mit den Stahlzylindern in einen Kniegelenkbewegungs- und –belastungssimulator (Abb. 2.17) eingespannt, der eine zwangsfreie Bewegung eines Kniegelenkpräparates erlaubt (Dürselen et al. 1995; Dürselen et al. 2001). Die sechs notwendigen Freiheitsgrade bestanden in einer Flexions-Extensionsachse, die durch ein Horizontallager einen zusätzlichen translatorischen Freiheitsgrad erfuhrt, der tibialen Rotation und der Rotation im Varus-Valgus Sinn. Zwei weitere rotatorische Freiheitsgrade wurden durch die kardanische Aufhängung der Tibia ermöglicht. Die Gelenke wurden mittels eines Elektromotors passiv zwischen 30° , was der Streckstellung des Schweineknies entspricht, und 140° jeweils dreimal zyklisch flektiert und extendiert.

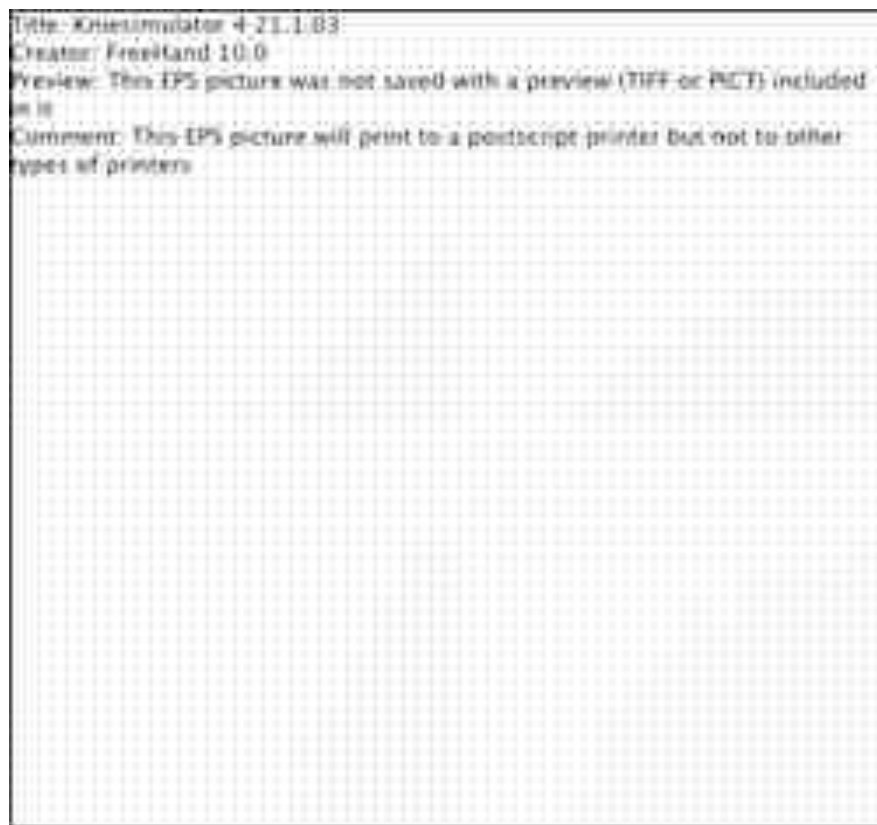


Abb. 2.17: Prinzipskizze des Kniegelenkbewegungs- und –belastungssimulators

F: Femur; *T*: Tibia; F_{lex} : Flexionsachse; R_{ot} : Tibiale Rotationsachse; *VV*: Varus-Valgusachse; G_{Fa} : Gewicht zur Simulation axialer Gelenkkräfte; G_{Fant} : Gewicht zur Erzeugung eines anterioren Tibiavorschubs; G_{vv} : Gewicht zur Einleitung eines Varus- oder Valgusmomentes (im Bild valgus); G_{Rot} : Gewicht zur Einleitung eines tibialen Rotationsmomentes (im Bild Außenrotation); *L*: Luftkissenlager zur reibungsarmen Bewegung des Montage Rahmens; *K*: Kardangelenk zur Aufnahme der Tibia.

Um eventuelle Laxizitäten in anterior-posteriorer Richtung, die zu indifferenten Lagen der Tibia führen könnten, auszuschließen, wurde eine konstante vordere Schubladenkraft von 10 N durch Anbringen eines Gewichtes auf der verlängerten Tibiaachse eingeleitet (Abb. 2.17).

Dies führte zu einer definierten und reproduzierbaren anterior-posterior Position der Tibia relativ zum Femur.

2.3.3. Externe Lasten

Gewichte, die über eine Umlenkrolle eine Kraft in Richtung des Horizontlagers ausübten, auf dem sich die Flexions-Extensionachse frei bewegen konnte, ermöglichten die Einleitung von axialen Gelenkkraften. Es erfolgten Tests mit 30 N und 200 N axialer Gelenkkraft. Ebenfalls über Gewichte war es möglich, externe Momente wie Varus-, Valgus-, Innenrotations- oder Außenrotationsmomente einzuleiten (Abb. 2.17). Insgesamt wurden Bewegungszyklen unter sieben verschiedenen Lastsituationen untersucht. Die eingeleiteten Momente (Tabelle 2.2) waren während der Flexions-Extensionszyklen konstant.

Tabelle 2.2: Untersuchte Lastsituationen

Lastsituation	Eingeleitete Momente	Momente [Nm]
1	Keine Momente	-
2	Tibiale Außenrotation	1
3	Tibiale Innenrotation	1
4	Valgus	5
5	Tibiale Außenrotation kombiniert mit valgus	1 + 5
6	Varus	5
7	Tibiale Innenrotation kombiniert mit varus	1 + 5

2.3.4. Versorgung des Meniskusrisses mit einem Refixierungsimplantat

Zur Überprüfung, ob Meniskusrefixierungsimplantate ein Aufklaffen der Rissflächen verhindern, wurden die Innenmenisken von fünf der acht getesteten Schweinekniegelenke im Anschluss an die Testdurchläufe mit drei ClearFix Screw Implantaten refixiert. Die Meniscal Screw wurde für die Experimente ausgewählt, da dieses Implantat laut eigener und in der Literatur veröffentlichter Daten die geringste Ausreißkraft aller bisher getesteten Implantate aufwies (ca. 20 N). Sollte sich herausstellen, dass dieses Implantat das Aufklaffen eines Meniskusrisses ausreichend verhindert, so könnte man davon ausgehen, dass Implantate höherer Ausreißkraft dazu ebenso in der Lage sind. Der transparente Platzhalter wurde aus dem Gelenk entfernt. Das Einbringen der Schrauben wurde zunächst arthroskopisch versucht, was sich jedoch als nicht möglich herausstellte, da sich die Krümmung der Implantationshilfe in Form

eines für humane anatomische Verhältnisse konzipierten Einführtrokars am Schweinekniegelenk als ungeeignet herausstellte. Aus diesem Grund musste ein offenes Vorgehen vorgenommen werden. Um einen möglichst kleinen Zugang zum Gelenk zu schaffen, wurde das mediale Seitenband an seinem femoralen Ansatz mit einem Flachmeißel knöchern abgelöst. Durch das Herunterklappen des medialen Seitenbandes entstand so ein Zugang zum Gelenk. Es konnte nach medial aufgeklappt werden, wodurch der Innenmeniskus gut einsehbar war.

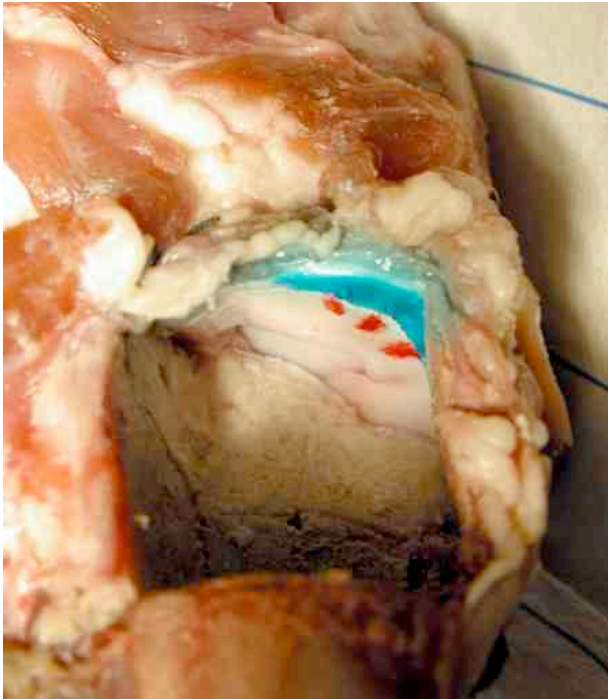


Abb. 2.18: Sicht von distal auf den Innenmeniskus. Die Position der drei Clearfix Screws (s.u.) wurde rot markiert.



Damit eine spätere anatomisch exakte Refixierung erfolgen konnte, wurden vor der Ablösung des medialen Seitenbandes zwei Kirschnerdrähte im Bereich des Bandansatzes als Markierung und Repositionshilfe platziert und direkt wieder entfernt. Die drei schraubenförmigen Implantate wurden vom Hinterhorn ausgehend in ca. 1 cm Abstand bis zur Pars Intermedia eingebracht. Dabei wurde auf eine möglichst spaltfreie Adaptation der Risshälften geachtet. Der periphere Anteil des Risses wurde erneut mit Methylgrün von distal angefärbt und die Position der Implantate mittels rotem Markierungsstift gekennzeichnet (Abb. 2.18). Der knöcherne Ansatz des medialen Seitenbandes wurde mit zwei Kirschnerdrähten wieder reponiert, der Platzhalter erneut eingebracht und auch mit zwei Kirschnerdrähten befestigt. Die Unterstützungsplatte wurde ebenfalls wieder an der medialen Gelenkseite angebracht und die Gelenkkapsel mit Nähten verschlossen.

2.3.5. Datenerfassung und -auswertung

Zur Beobachtung der Menisken während der Bewegung der Kniegelenke wurde die 30° Winkeloptik eines Arthroskops (Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen) in den verbliebenen Spalt unterhalb des transparenten Platzhalters so platziert, dass eine möglichst umfassende Ansicht des Meniskus entstand (Abb. 2.19, 2.20). Zur Ausleuchtung wurde eine Kaltlichtquelle verwendet, deren Lichtleiter zunächst versuchsweise mit dem entsprechenden Eingangsflansch des Arthroskops verbunden wurde. Da dies aber zu starken Reflexionen an der Unterseite des Platzhalters führte, wurde der Lichtleiter parallel zur Optik geführt und endete ca. 2 cm vor dem Spalt unterhalb des transparenten Platzhalters, so dass eine seitliche Beleuchtung entstand (Abb. 2.20). Am Arthroskop wurde die zugehörige Videokamera (Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen) befestigt und das analoge Videosignal in einen Analog-Digital-Videowandler (DAC-100, Datavideo Technologies Co., LTD., Chung Ho City, Taiwan) eingespeist.

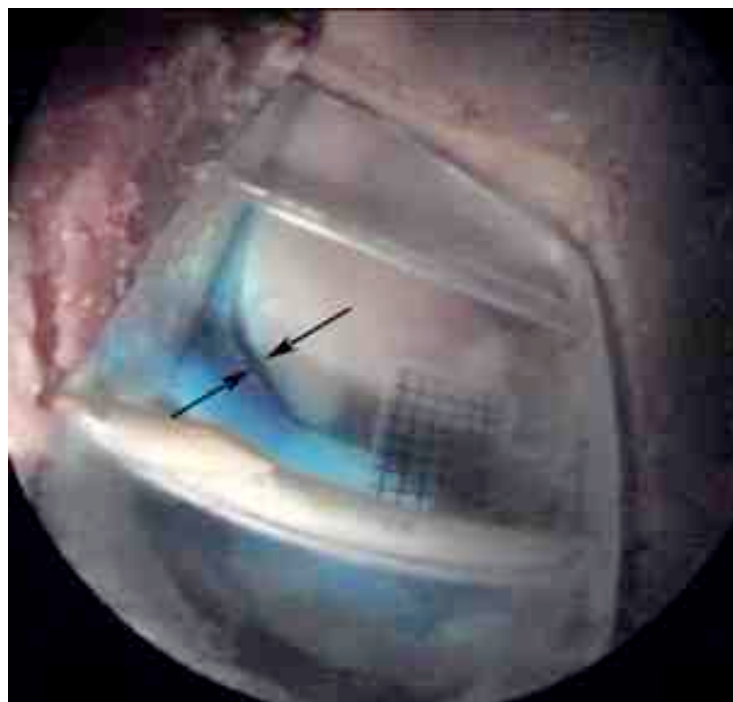


Abb. 2.19: Arthroskopische Sicht auf den Meniskus durch den transparenten Platzhalter. Zu erkennen ist das Millimeterraster, das sich auf der Gelenkseite des Platzhalters befindet, also genau in der Ebene der Meniskusunterseite. Die Pfeile markieren den Meniskusriss, der hier einen Spalt von ca. 1 mm bildet.

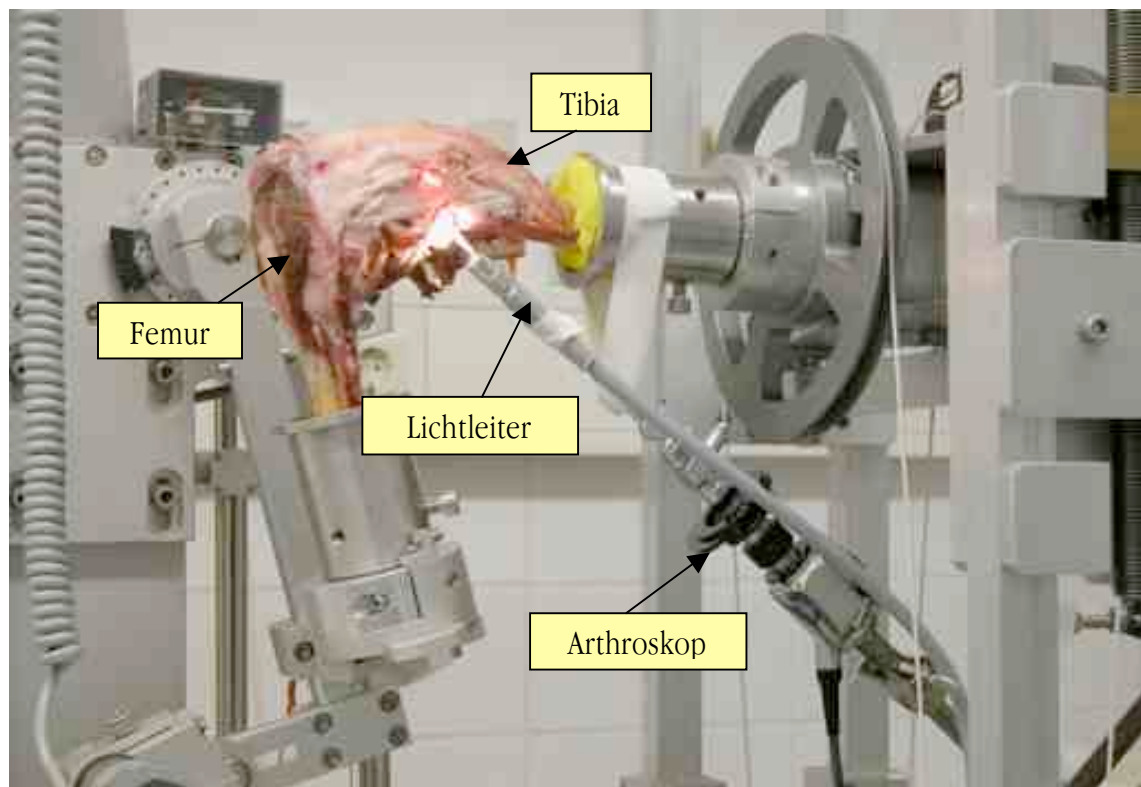


Abb. 2.20: Kniegelenk montiert im Simulator, Arthroskop und Lichtleiter der Kaltlichtquelle

Dieser war über eine Firewire-Schnittstelle mit einem Computer (iMac, Apple Computer, Cupertino, USA) verbunden. Das Videosignal konnte so mit einer geeigneten Software (iMovie, Apple Computer, Cupertino, USA) mit einer Auflösung von 768 x 576 Pixeln während der Flexions-Extensionszyklen aufgezeichnet werden (Abb. 2.21).



Abb. 2.21: Oberfläche der Videoerfassungssoftware (iMovie, Apple Computer, Cupertino, USA)

Nach Beendigung der Versuche erfolgte die Auswertung der Videomitschnitte. Bei den Versuchen mit Kniegelenken, die noch nicht mit Implantaten versorgt worden waren, wurden aus den Videoclips jedes Belastungsfalls Standbilder im Moment des größten Aufklaffens des Meniskusrisses abgespeichert. Bei den Gelenken, deren Meniskusrisse mit drei ClearFix Screw Implantaten refixiert wurden, wurde die Spaltbildung differenzierter betrachtet. Das Aufklaffen des Meniskusrisses wurde hier an sieben Lokalisationen beobachtet (Abb. 2.22). Position 2, 4 und 6 entsprach den Lokalisationen, an denen die Implantate eingebracht wurde, Position 3 und 5 den Abschnitten dazwischen, Position 1 dem posterioren Ende des Hinterhorns und Position 7 dem anterioren Rissbereich am Beginn des Vorderhorns. Es wurden Standbilder gespeichert, wann immer ein maximales Aufklaffen der Risse an einer der sieben Lokalisationen auftrat.

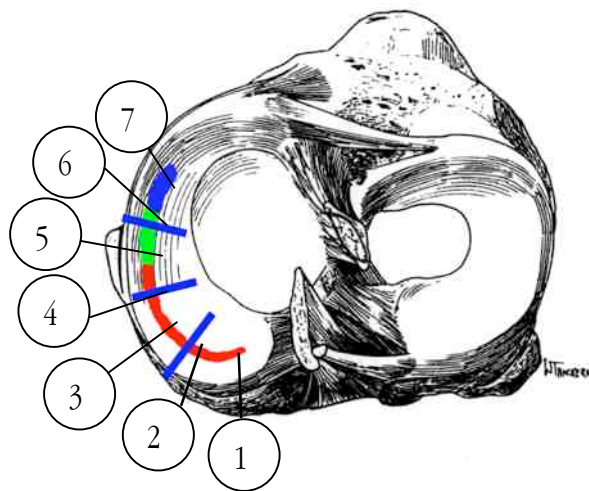


Abb. 2.22: Lokalisationen der Messstellen am Innenmeniskus von 1 (Hinterhorn) bis 7 (Beginn des Vorderhorns). Rot : Initialer Riss von 2 cm Länge, Grün und blau: Verlängerung des Risses um jeweils einen Zentimeter. Blaue Balken: Lokalisation der Implantate.

Die abgespeicherten Standbilder konnten anschließend mit einer digitalen Bildbearbeitungssoftware (Photoshop, Adobe, Seattle, USA) ausgewertet werden. Dabei wurde die Breite des Spalts durch Verhältnisbildung zum Millimeterraster ermittelt.

2.4. Statistik

Zur Durchführung aller statistischen Analysen und der Darstellung der Messergebnisse wurden die Software-Programme EXCEL (Microsoft, Seattle, CA, USA) und JMP Statistical Analysis Software (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) verwendet.

2.4.1. Ausreißverhalten von Nähten und Implantaten

Da nicht von einer Normalverteilung der Messwerte ausgegangen werden kann und die Anzahl der Beobachtungen mit $n=8$ zu klein ist, um einen sinnvollen Test auf Normalverteilung durchzuführen, wurde auf die Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen verzichtet. Aus den ermittelten Werten für Ausreißkraft und Steifigkeit wurden die Mediane errechnet und mit Maximum und Minimum als Balkengrafiken dargestellt. Die Ergebnisse für Ausreißkraft und Steifigkeit wurden zunächst in einem Globaltest nach Kruskal-Wallis für unverbundene Stichproben auf Unterschiede zwischen den drei verschiedenen Implantaten und der Horizontalnaht getestet. Im Anschluss erfolgte ein post-hoc Wilcoxon Test für nicht normalverteilte unverbundene Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 gesetzt.

2.4.2. Aufklaffverhalten von Meniskuslängsrissen

Auch bei den Messungen der Meniskusrissbreiten wurden die Mediane berechnet und unter Angabe der minimalen und maximalen Werte dargestellt. Um den Einfluss der Belastungsbedingung auf das Aufklaffverhalten nachzuweisen, wurden die Belastungssituationen, die das weiteste und das geringste Aufklaffen des Risses zur Folge hatten, statistisch miteinander verglichen. Hierzu wurden die Differenzen der gemessenen Rissbreiten bei diesen beiden Belastungssituationen gebildet und mit einem Wilcoxon-Signed-Rank Test für verbundene Stichproben verglichen. Zum Nachweis des Einflusses der Länge eines Meniskusrisse auf das Aufklaffen wurde ebenso eine paarweise Differenzbildung der gemessenen Rissbreiten bei der größten Risslänge von 3 cm und der kürzesten Risslänge von 2 cm durchgeführt und der gleiche Test angewendet. Die Reduzierung der Rissbreiten durch Versorgung mit drei Implantaten vom Typ Meniscal Screw erfolgte auf die gleiche Weise durch paarweise Differenzbildung und Anwendung des gleichen Tests. Das Signifikanzniveau wurde in allen Fällen auf 0,05 gesetzt. Die differenzierte Betrachtung des Aufklaffverhaltens nach Lokalisation erfolgte ausschließlich deskriptiv.



3. Ergebnisse

3.1. Ausreißtest

3.1.1. Maximale Ausreißkräfte

Die Ausreißkräfte der mit PDS 1 genähten Menisken waren vor und nach zyklischer Belastung deutlich höher ($p < 0,05$) als die der Menisken, die mit den Spezialimplantaten versorgt wurden (Abb. 3.1, (Dürselen et al. 2003b)).

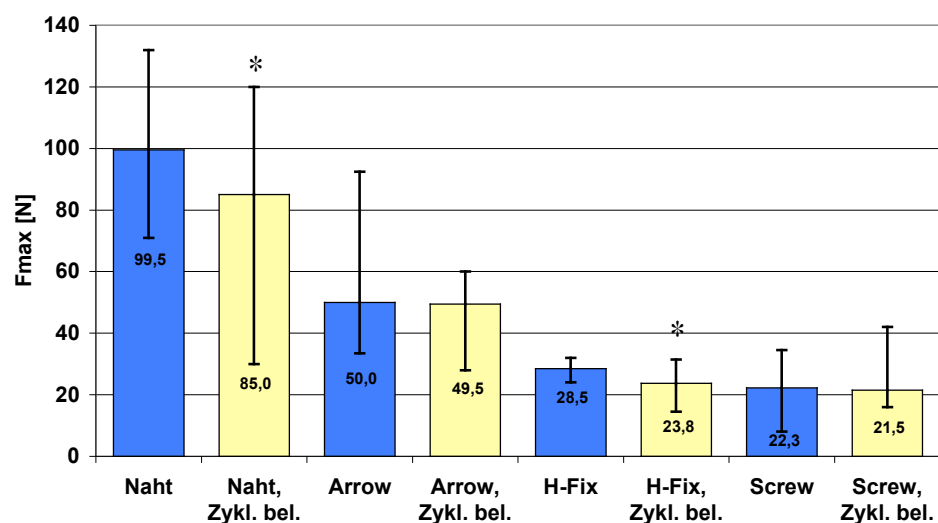


Abb. 3.1: Mediane (\pm max-min) der maximalen Ausreißkräfte ($n=8$) dreier Implantate und der Naht ohne zyklische Belastung (blau) und nach Belastung mit 5000 Lastzyklen (gelb); *: deutliche Reduktion der Ausreißkraft durch zyklische Belastung ($p < 0,05$)

Unter den Implantaten hob sich der Meniscus Arrow durch deutlich höhere Ausreißkräfte gegenüber dem H-Fix und der Meniscus Screw ab ($p < 0,05$). Dynamische Belastung mit 5000 Lastzyklen reduzierte die Ausreißkräfte um 20% bei der Horizontalnaht und um 19,6% bei dem H-Fix Implantat ($p < 0,05$). Die Ausreißkräfte der mit dem Meniscus Arrow refixierten Menisken lagen mit 48-52 N nach bzw. vor zyklischer Belastung zwischen denen der Naht und denen von H-Fix und Meniskus Screw. Bei mit Arrow und Screw versorgten Menisken konnte kein Einfluss der zyklischen Belastung auf die Ausreißkräfte beobachtet werden.

3.1.2. Steifigkeiten der Meniskus-Implantat Verbindung

Die Mediane der Steifigkeiten der Verbindung zwischen Meniskusgewebe und Naht bzw. den Implantaten lagen alle im Bereich zwischen 2,5 und 3,2 N/mm (Abb. 3.2, (Dürselen et al. 2003b)). Ohne zyklische Belastung waren die Mediane der Steifigkeiten für alle Versorgungsarten nahezu gleich. Belastung mit 5000 Zyklen führte, ähnlich wie bei den Ausreißkräften, zu einer Verringerung der Steifigkeit um 9,6% bei der Horizontalnaht und um 19,3% bei dem H-Fix Implantat, wobei die Steifigkeitsreduktion für den H-Fix besonders deutlich war ($p < 0,01$).

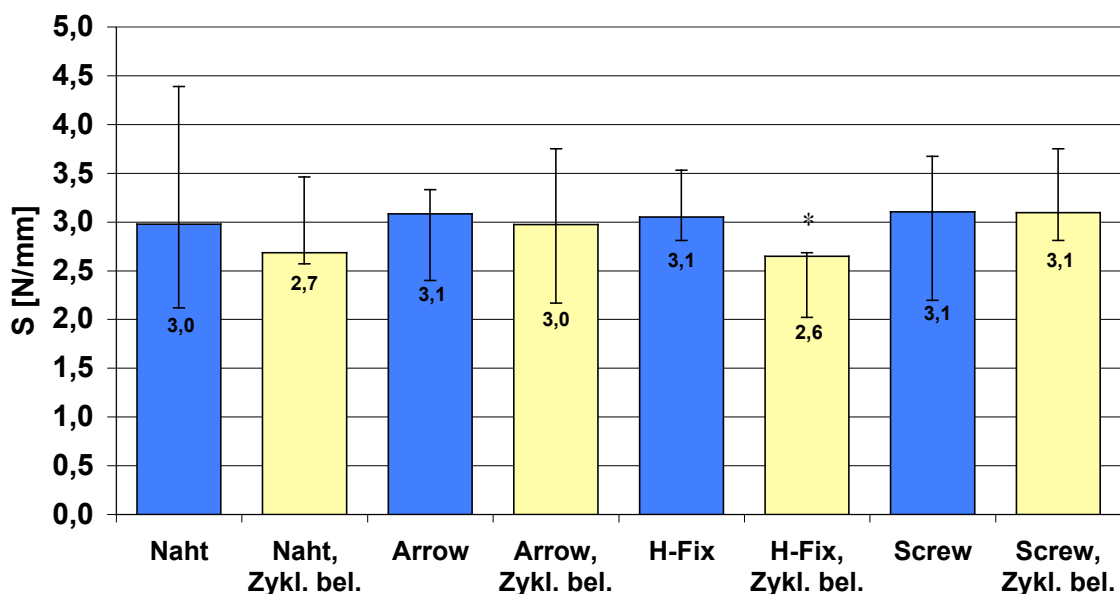


Abb. 3.2: Mediane (\pm max-min) der Steifigkeiten ($n=8$) der Implantat-Meniskus Verbindung für drei Implantate und die Horizontalnaht ohne zyklische Belastung (blau) und nach Belastung mit 5000 Lastzyklen (gelb); *: deutliche Reduktion der Steifigkeit durch zyklische Belastung ($p < 0,05$)

3.1.3. Versagensart

Am Ende der Ausreißtests konnten drei verschiedene Arten des Versagens der Verbindung zwischen Meniskusgewebe und Naht bzw. Implantat beobachtet werden. Bei den insgesamt 64 Präparaten rutschten in 25 Fällen die Naht bzw. das Implantat aus dem peripheren, zur Gelenkkapsel hin gelegenen Teil des Meniskus, 31 mal kam es zum Herausrutschen aus dem zentralen, zur Gelenkmitte hin weisenden Teil und 8 mal konnte ein Riss der Naht bzw. ein Bruch des Implantats festgestellt werden (Tab. 3.1). Während der Meniscus Arrow fast ausschließlich aus dem peripheren Teil rutschte, versagte das H-Fix Implantat und die Naht in der Mehrzahl der Fälle durch Herauslösen aus dem zentralen Teil. Etwa gleich häufig traten diese beiden Versagensarten bei der Meniscus Screw auf. Die meisten Rupturen traten bei der Meniskusnaht auf. Zyklische Belastung hatte auf die Art des Versagens der Verbindung zwischen Meniskusgewebe und Naht bzw. Implantat keinen Einfluss. Lediglich die Naht versagte nach 5000 Lastzyklen etwas häufiger im zentralen Meniskusteil.

Tabelle 3.1: Häufigkeit der Versagensarten vor und nach zyklischer Gelenkbelastung

Versagensart:	Herausrutschen	Herausrutschen	Ruptur oder
	aus peripherem	aus zentralem	
	Teil	Teil	
Horizontalnaht (PDS 1, Ethicon)	1	4	3
Horizontalnaht nach zykl. Belastung	-	6	2
Meniscal Arrow (Bionx)	8	-	-
Arrow nach zyklischer Belastung	6	1	1
Meniscal Fastener (H-Fix, Mitek)	1	7	-
Fastener nach zyklischer Belastung	-	6	2
ClearFix Screw (Mitek)	4	4	-
Screw nach zyklischer Belastung	5	3	-
Summe	25	31	8

3.2. Spaltbreiten des Meniskusrisses unter verschiedenen Belastungen

3.2.1. Spaltbreiten bei verschiedenen Axiallasten und äußeren Momenten

Bei Einleitung eines tibialen Außenrotationsmomentes klafften die Meniskushinterhornlängsrisse am weitesten auf – unabhängig davon, wie lang der Riss und wie hoch die axiale Gelenkbelastung war (Abb. 3.3-3.5, (Dürselen et al. 2003a)). Die größte Rissbreite, die für ein einzelnes Präparat gemessen wurde, betrug 2,8 mm und trat bei der größten Risslänge von 3 cm einmal unter tibialer Außenrotation und, beim selben Kniegelenkspräparat, auch unter der Momentenkombination Varus-Innenrotation bei 200 N axialer Gelenkbelastung auf. Deutlich geringere Spaltbreiten wurden hingegen stets unter ausschließlicher Einwirkung eines tibialen Innenrotationsmomentes gemessen ($p < 0,05$). Die übrigen Momente und Momentkombinationen führten zwar zu geringerem Aufklaffen als unter der Einwirkung eines tibialen Außenrotationsmomentes, der Unterschied war jedoch nicht signifikant. Durch eine Erhöhung der axialen Gelenkbelastung von 30 N auf 200 N kam es zu keinem größeren Aufklaffen der Meniskusrisse. In einigen Fällen war sogar eine leichte Verschmälerung des Risses zu beobachten, was aber bei der hohen Streubreite der Messwerte keine statistische Bedeutung hatte.

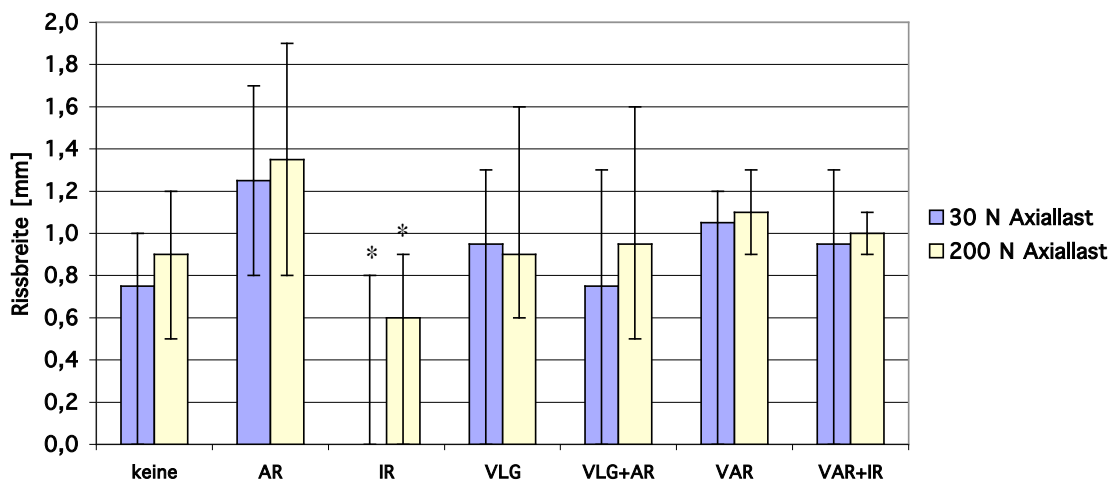


Abb. 3.3: Mediane der maximal auftretenden Rissbreiten (\pm max-min) bei einer Risslänge von 2 cm unter 30 N und 200 N axialer Gelenkbelastung ($n=8$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus, *: Rissbreiten unter Innenrotationsbelastung waren wesentlich geringer als unter Außenrotationsbelastung ($p < 0,05$)

Bei der kürzesten Risslänge von 2 cm führte unter Einwirkung eines Außenrotationsmomentes die zusätzliche Einleitung von Valgus-Stress zu einer Verringerung der Rissbreite (Abb. 3.3). Bei längeren Rissen war kein Unterschied zu beobachten. Der reduzierende Effekt der Innenrotation auf die Spaltbreiten wurde durch zusätzliche Einwirkung eines Varus-Momentes bei allen drei Risslängen aufgehoben.

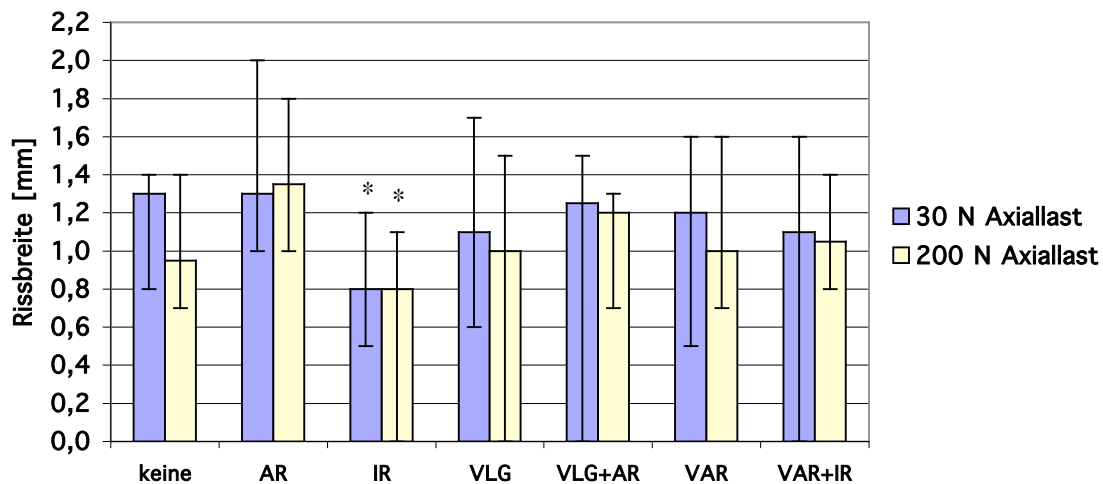


Abb. 3.4: Mediane der maximal auftretenden Rissbreiten (\pm max-min) bei einer Risslänge von 2,5 cm unter 30 N und 200 N axialer Gelenkbelastung ($n=8$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus, *: Rissbreiten unter Innenrotationsbelastung waren deutlich geringer als unter Außenrotationsbelastung ($p<0,05$)

Die Applikation von reinen Varus- und Valgus-Momenten führte im Vergleich zur Belastungssituation ohne äußere Momente nur im Falle des 2 cm langen Risses zu einer geringfügigen Rissverbreiterung von 0,2-0,3 mm. Bei den längeren Rissen von 2,5 und 3 cm war kein nennenswerter Unterschied zu beobachten.

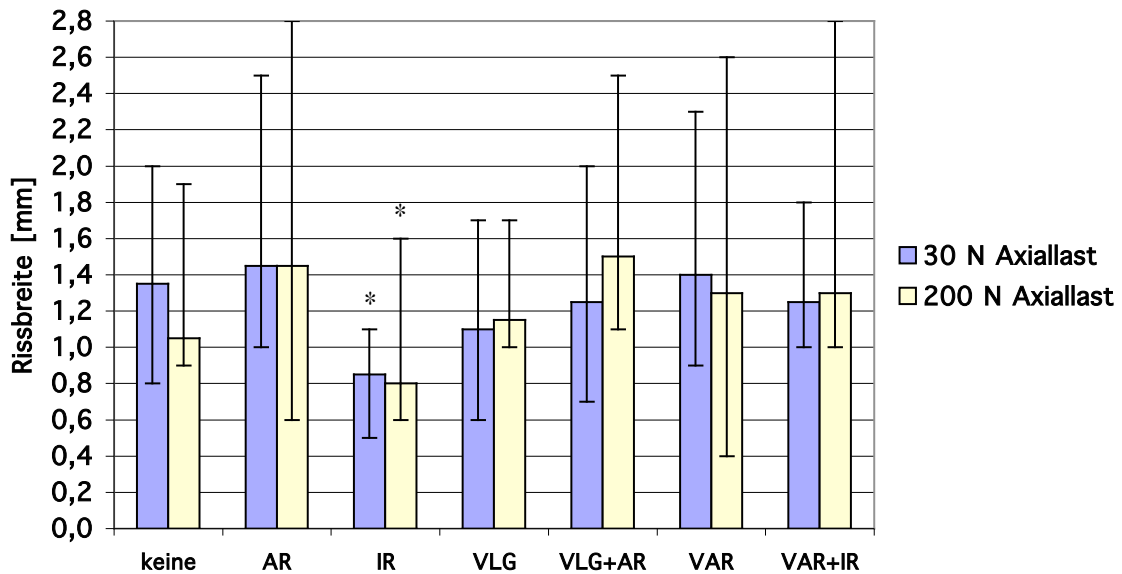


Abb. 3.5: Mediane der maximal auftretenden Rissbreiten (\pm max-min) bei einer Risslänge von 3 cm unter 30 N und 200 N axialer Gelenkbelastung ($n=8$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG=Valgus, VAR=Varus, *: Rissbreiten unter Innenrotationsbelastung waren deutlich geringer als unter Außenrotationsbelastung ($p<0,05$)

3.2.2. Spaltbreiten bei verschiedenen Risslängen

Um den Einfluss der Länge des Meniskusrisse auf das Aufklaffen unter verschiedenen Belastungen besser zu verdeutlichen, wurden die Daten zusätzlich in Netzgrafiken dargestellt (Abb. 3.6 und 3.7). Die in dieser Darstellung mit zunehmender Risslänge größer werdenden Polygone zeigen deutlich, dass sich die Rissbreiten bei allen Belastungsarten entsprechend erhöhten (Dürselen et al. 2003a). Der Effekt der Vergrößerung der Spaltbreite durch eine Verlängerung des Risses war allerdings bei verschiedenen äußeren Belastungssituationen unterschiedlich stark ausgeprägt. Sehr deutlich war der Unterschied bei der Kombination aus einem Valgus- und einem Außenrotationsmomenten zu sehen. Bei einer Verlängerung des Risses von 2 cm auf 3 cm verbreiterte sich der Riss um 0,5 mm unter 30 N axialer Gelenklast und um 0,6 mm bei 200 N axialer Kompression. Einen noch markanteren Effekt bewirkte die Verlängerung des Risses um 1 cm unter reiner tibialer Innenrotation. Bei der kürzesten Risslänge klappte der Riss nicht auf, während nach Risserweiterung auf 3 cm ein maximales Aufklaffen von über 0,8 mm beobachtet wurde. Diese Feststellung blieb aber auf den Fall axialer Gelenkkraft von 30 N beschränkt.

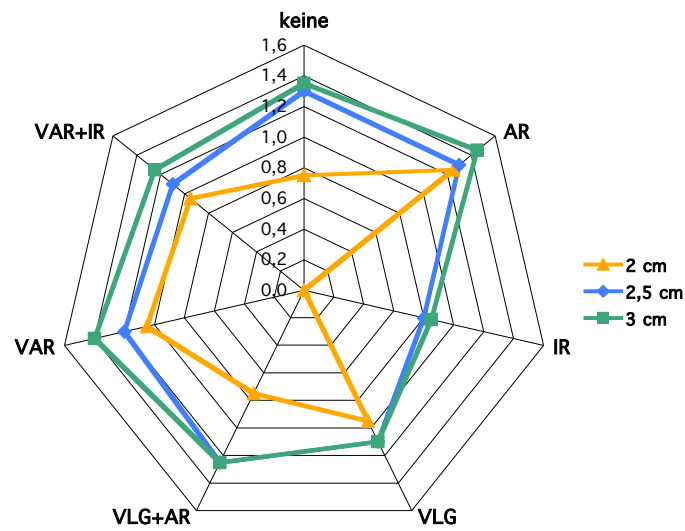


Abb. 3.6: Maximale Rissbreiten (Mediane) in mm bei einer axialen Gelenkbelastung von 30 N ($n=8$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG=Valgus, VAR=Varus.

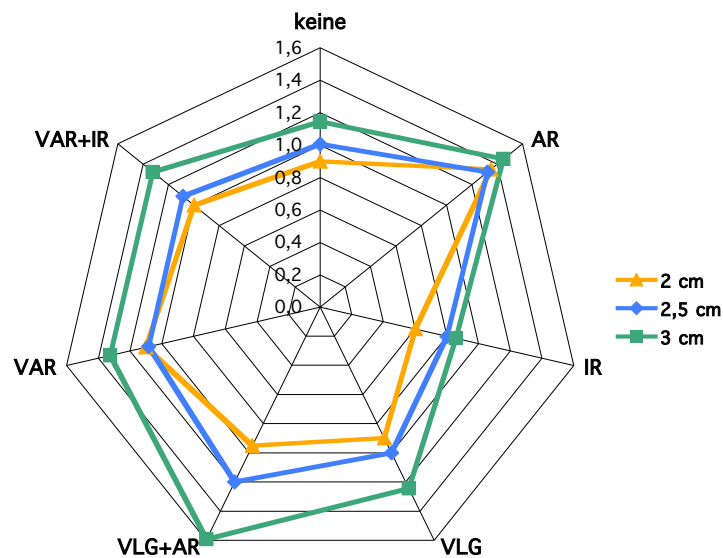


Abb. 3.7: Maximale Rissbreiten (Mediane) in mm bei einer axialen Gelenkbelastung von 200 N ($n=8$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG=Valgus, VAR=Varus.

Tabelle 3.2: Gepaarter Wilcoxon-Signed-Rank Test. Die p-Werte geben die Irrtumswahrscheinlichkeit an, mit der die Verlängerung eines Meniskusrisses zu einem größeren Aufklaffen des Risses führt. Für die rot und kursiv gedruckten Werte gilt $p < 0,05$.

Paarweise Differenzbildung:	30 N Axiallast	200 N Axiallast
	3-2 cm Risslänge	3-2 cm Risslänge
Keine äußeren Momente	<i>0,004</i>	<i>0,023</i>
Außenrotation	<i>0,047</i>	0,164
Innenrotation	<i>0,008</i>	<i>0,004</i>
Valgus	<i>0,012</i>	<i>0,035</i>
Valgus + Außenrotation	<i>0,004</i>	<i>0,004</i>
Varus	<i>0,027</i>	0,148
Varus + Innenrotation	<i>0,004</i>	<i>0,016</i>

Der geringste Effekt konnte bei Anwendung einer reinen tibialen Außenrotation sowie unter Einwirkung eines reinen Varus-Momentes beobachtet werden.

Als Resumé lässt sich feststellen, dass eine Rissverlängerung in fast allen Belastungsfällen eine deutliche Rissverbreiterung bewirkte (Tabelle 3.2).

3.2.3. Spaltbreiten nach Versorgung des Risses mit einem Implantat

Die Fixierung der Meniskusrisse mit drei ClearFix Screw Implantaten führte immer zu einer deutlichen Verringerung der maximal auftretenden Spaltbreiten (Abb. 3.8 u. 3.9). Das Aufklaffen reduzierte sich unter 30 N axialer Gelenkbelastung im Mittel um 37,5 % bei einem Minimum von 21,4 % unter tibialer Außenrotation und einem Maximum von 46,2 % ohne äußeres Belastungsmoment (Tab. 3.3). Unter 200 N Axiallast belief sich die mittlere Reduzierung auf 37,8 % bei einem Minimum von 25% bei Einwirken eines tibialen Innenrotationsmomentes und einem Maximum des Aufklaffens von 57,1% bei tibialer Außenrotation (Tab. 3.3).

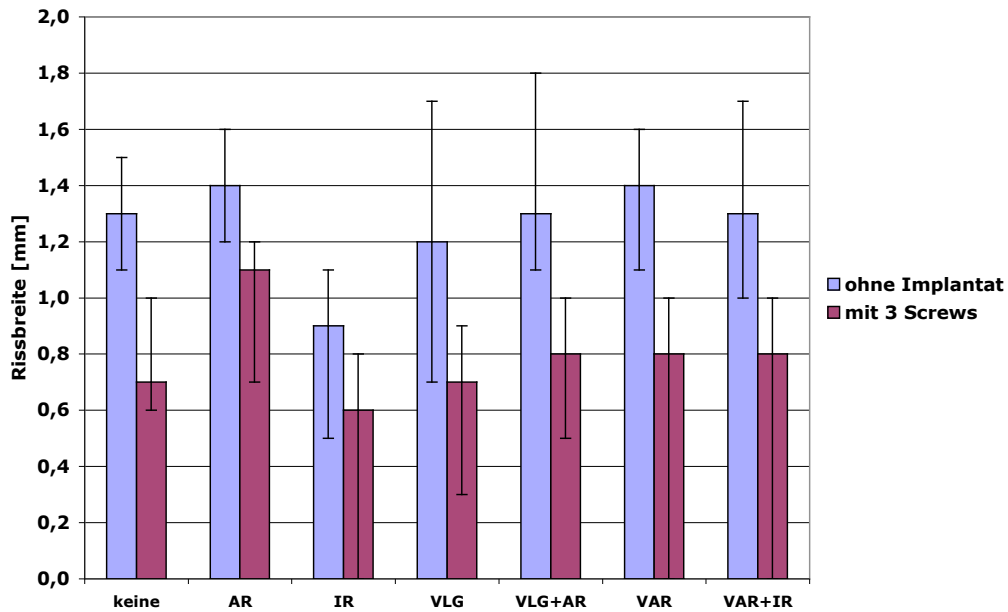


Abb. 3.8: Mediane der maximal auftretenden Rissbreiten (\pm max-min) vor und nach chirurgischer Versorgung eines 3 cm langen Innenmeniskushinterhornrisses mit 3 Clearfix Screw Implantaten bei einer axialen Gelenkbelastung von 30 N ($n=5$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

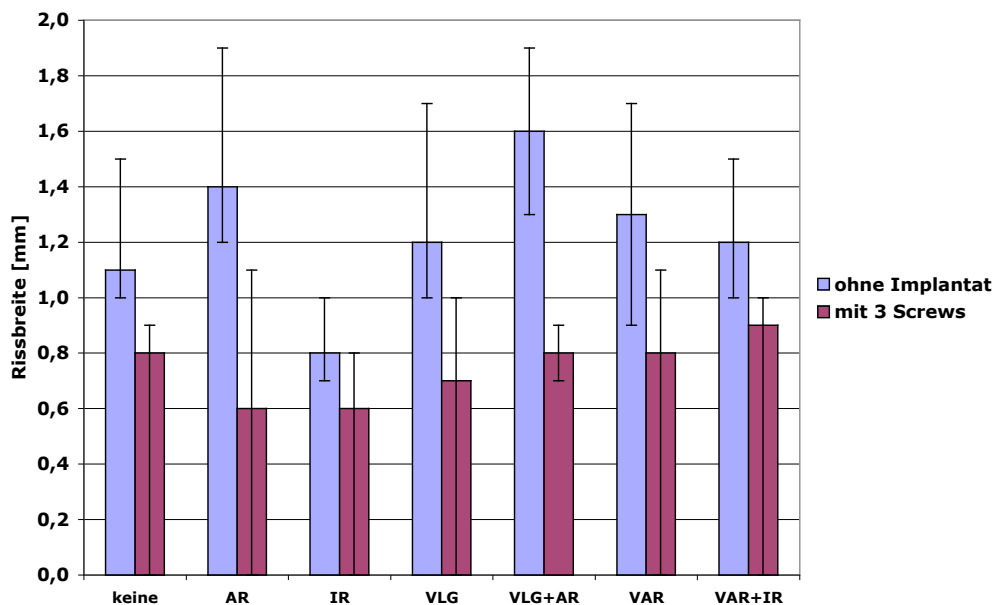


Abb. 3.9: Mediane der maximal auftretenden Rissbreiten (\pm max-min) vor und nach chirurgischer Versorgung eines 3 cm langen Innenmeniskushinterhornrisses mit 3 Clearfix Screw Implantaten bei einer axialen Gelenkbelastung von 200 N ($n=5$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Tabelle 3.3: Prozentuale Reduktion der maximalen Rissbreiten während Flexions-Extensionsbewegungen unter verschiedenen äußeren Lastbedingungen (n=5). Die durch einen Wilcoxon-Signed-Rank Test ermittelten p-Werte entsprechen der Irrtumswahrscheinlichkeit, mit der die Fixierung des Meniskusrisses durch 3 ClearFix Implantate zu einer Reduzierung der maximalen Rissbreiten führt. Rot und kursiv: $p < 0,05$.

	Reduktion der max. Riss- breite bei 30N axialer Gelenklast [%]		Reduktion der max. Riss- breite bei 200N axialer Gelenklast [%]	
		<i>p</i>		<i>p</i>
Keine Momente	46,2	<i>0,031</i>	27,3	<i>0,031</i>
Tibiale Außenrot.	21,4	<i>0,031</i>	57,1	<i>0,031</i>
Tibiale Innenrotation	33,3	<i>0,031</i>	25,0	<i>0,031</i>
Valgus	41,7	0,062	41,7	<i>0,031</i>
Außenrot. + valgus	38,5	<i>0,031</i>	50,0	<i>0,031</i>
Varus	42,9	<i>0,031</i>	38,5	<i>0,031</i>
Innenrot. + varus	38,5	<i>0,031</i>	25,0	<i>0,031</i>
Mittelwert	37,5		37,8	

Betrachtet man das Aufklaffen der Meniskusrisse nach Einbringung der Implantate nach Lokalisationen entlang des Risses differenziert, so ist festzustellen, dass an den Positionen, an denen die drei Clearfix Schrauben eingebracht wurden, und an der Stelle zwischen den beiden posterior gelegenen Schrauben praktisch kein Aufklaffen mehr festzustellen war. Dies traf für beide Niveaus axialer Lasteinleitung zu (Tab. 3.4+3.5). Zwischen den Implantaten und am Übergang zum Vorderhorn bzw. am Ende des Hinterhorns kam es in manchen Lastfällen noch zu einem Aufklaffen von bis zu 0,7 mm. Besonders deutlich wird die Auswirkung der Refixierung durch drei Implantate auch, wenn man die Häufigkeit der Lokalisationen betrachtet, an denen überhaupt kein Aufklaffen des Risses mehr festzustellen war. Von insgesamt 490 Messwerten, die an den sieben Lokalisationen des Innenmeniskusrisses unter den verschiedenen Lastfällen ermittelt wurden, ergab sich in 355 Fällen (72,4 %) eine vollständige Adaptation der Rissflächen ohne jegliches Aufklaffen.

Tabelle 3.4: Maximales Aufklaffen der refixierten Menisken (mm) unter 30 N Axiallast während eines Flexion-Extensionszyklus nach Lokalisation differenziert (Mediane, Maximum – Minimum, n=5), rot: Implantatpositionen; Äußere Belastungssituationen: AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Momente	Hinterhorn 1	Screw 1	Hinterhorn 2	Screw 2	Pars intermedia	Screw 3	Vorderhorn
keine	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5	0,0	0,6
	0,6 - 0	0,7 - 0	1,0 - 0	0 - 0	0,7 - 0	0,4 - 0	0,9 - 0
AR	0,3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,7
	0,8 - 0	0 - 0	1,1 - 0	0 - 0	0,8 - 0	0 - 0	1,2 - 0
IR	0,5	0,0	0,0	0,0	0,6	0,0	0,2
	0,8 - 0	0 - 0	0,4 - 0	0 - 0	0,8 - 0	0 - 0	0,4 - 0
VLG	0,3	0,0	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0
	0,6 - 0	0 - 0	0,9 - 0	0,9 - 0	0,7 - 0	0 - 0	0,8 - 0
VLG+AR	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	0,6 - 0	0 - 0	0,5 - 0	1,0 - 0	0,7 - 0	0,9 - 0	0,8 - 0
VAR	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	0,8 - 0	1,0 - 0	0,7 - 0	0,6 - 0	0,8 - 0	0 - 0	0,6 - 0
VAR+IR	0,0	0,0	0,0	0,0	0,7	0,0	0,0
	0,8 - 0	0,8 - 0	0,8 - 0	0,8 - 0	1,0 - 0	0,8 - 0	0,5 - 0

Tabelle 3.5: Maximales Aufklaffen (mm) der refixierten Menisken unter 200 N Axiallast nach Lokalisation differenziert (Mediane, Max–Min, n=5), rot: Implantatpositionen; Äußere Belastungssituationen: AR=Außenrotation, IR=Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Momente	Hinterhorn 1	Screw 1	Hinterhorn 2	Screw 2	Pars intermedia	Screw 3	Vorderhorn
keine	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5
	0,8 - 0	0,9 - 0	0 - 0	0 - 0	0,8 - 0	0 - 0	0,7 - 0
AR	0,3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5
	1,1 - 0	0,7 - 0	0 - 0	0 - 0	0,8 - 0	0,5 - 0	0,6 - 0
IR	0,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	0,8 - 0	0,6 - 0	0 - 0	0 - 0	0,7 - 0	0 - 0	0 - 0
VLG	0,0	0,0	0,0	0,0	0,3	0,0	0,2
	0,8 - 0	0,8 - 0	0 - 0	0 - 0	1,0 - 0	0 - 0	0,7 - 0
VLG+AR	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,7
	0,8 - 0	0,5 - 0	0 - 0	0,9 - 0	0,8 - 0	0 - 0	0,8 - 0
VAR	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5	0,0	0,0
	1,1 - 0	0,7 - 0	0 - 0	0 - 0	0,8 - 0	0 - 0	0,8 - 0
VAR+IR	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	0,9 - 0	0 - 0	0,9 - 0	0 - 0	1,0 - 0	0 - 0	0,7 - 0

Um eine bessere Berücksichtigung auch von Einzelwerten zu erzielen, wurden deshalb zusätzlich Mittelwerte berechnet (Abb. 3.10+3.11, Tab. 3.6+3.7). Dabei zeigte sich wie bei der Betrachtung der Mediane ebenfalls das geringere Aufklaffen der Risse an den Schraubenpositionen im Vergleich zu den zwischen den Implantaten liegenden Lokalisationen. Allerdings wurde insbesondere für den Fall axialer Gelenkbelastung in Höhe von 200 N das weitere Aufklaffen der Rissflächen an derjenigen Schraube deutlich (Screw 1, Abb. 3.11), die am weitesten posterior im Hinterhorn positioniert war. Dieser Effekt konnte bei nahezu allen Belastungsfällen unter 200 N Axiallast beobachtet werden.

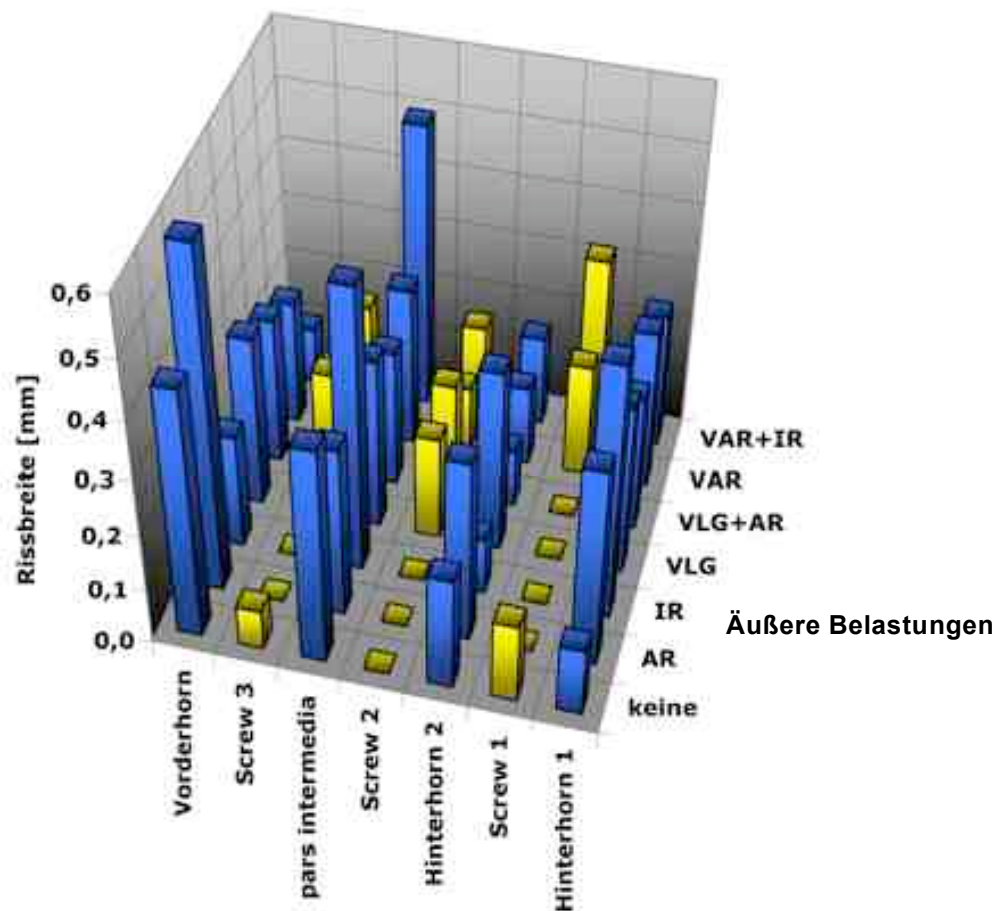


Abb. 3.10: Maximal auftretende Rissbreiten nach chirurgischer Versorgung mit 3 Clearfix Screw Implantaten bei einer axialen Gelenkbelastung von 30 N. Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Tabelle 3.6: Maximale Rissbreiten an verschiedenen Lokalisationen unter 30 N Axiallast (Mittelwert, $n=5$). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Momente	Hinterhorn 1	Screw 1	Hinterhorn 2	Screw 2	Pars intermedia	Screw 3	Vorderhorn
keine	0,12	0,14	0,20	0	0,38	0,07	0,44
AR	0,35	0	0,32	0	0,30	0	0,60
IR	0,45	0	0,10	0	0,50	0	0,20
VLG	0,30	0	0,32	0,18	0,30	0	0,30
VLG+AR	0,24	0	0,10	0,20	0,24	0,18	0,26
VAR	0,28	0,20	0,14	0,12	0,28	0	0,22
VAR+IR	0,24	0,32	0,16	0,16	0,50	0,16	0,10

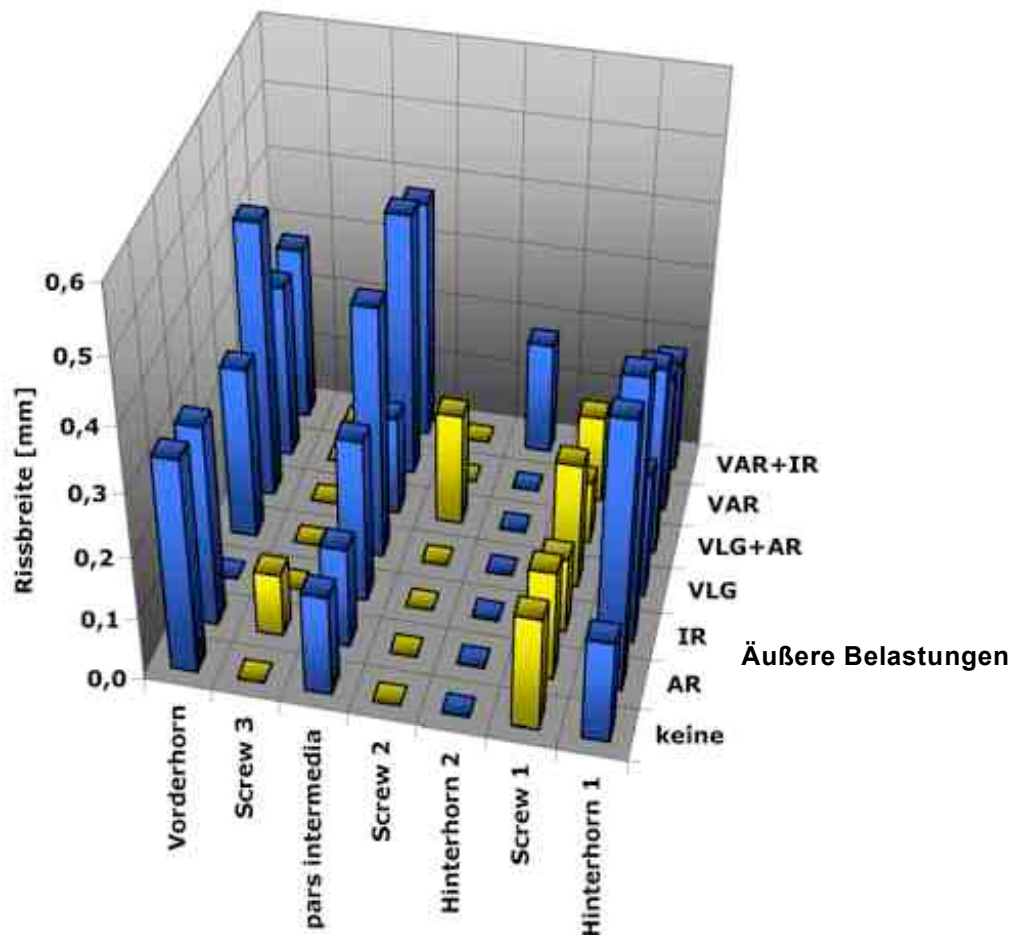
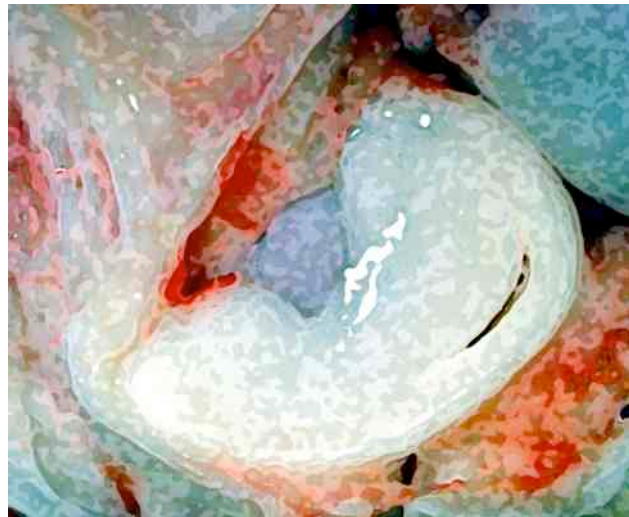


Abb. 3.11: Maximal auftretende Rissbreiten nach chirurgischer Versorgung mit 3 Clearfix Screw Implantaten bei einer axialen Gelenkbelastung von 200 N. Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Tabelle 3.7: Maximale Rissbreiten an verschiedenen Lokalisationen unter 200 N Axiallast (Mittelwert, n=5). Äußere Belastungssituationen: keine äußeren Momente, AR=tibiale Außenrotation, IR=tibiale Innenrotation, VLG= Valgus, VAR= Varus.

Momente	Hinterh. 1	Screw 1	Hinterh. 2	Screw 2	P.intermedia	Screw 3	Vorderhorn
keine	0,16	0,18	0	0	0,16	0	0,34
AR	0,43	0,18	0	0	0,16	0,10	0,32
IR	0,42	0,12	0	0	0,26	0	0
VLG	0,20	0,20	0	0	0,40	0	0,28
VLG+AR	0,30	0,10	0	0,18	0,16	0	0,44
VAR	0,22	0,31	0	0	0,42	0	0,28
VAR+IR	0,18	0	0,18	0	0,38	0	0,28

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Refixierung eines Hinterhornlängsrisses mit drei Meniscal Screw Implantaten eine bedeutende Reduktion der Rissbreiten unter allen getesteten Lastsituationen bewirkte. Restspaltbreiten traten nur noch in Höhe von wenigen Zehntelmillimetern auf. Im Vergleich der Lokalisation der drei Meniskusschrauben klafften die Meniskusrisse mit zunehmend posterior gelegener Schraube weiter auf.



4. Diskussion

Bislang war unbekannt, wie sich gängige Implantate zur Meniskusrefixierung unter postoperativer Teilbelastung und in Folge unter vollständiger Belastung der versorgten Extremität verhalten. Kann es durch dynamische Lasten, wie sie bei alltäglichen Aktivitäten wie Gehen und Treppensteigen auftreten, zu einer Beeinträchtigung der Verbindung zwischen Implantat und Meniskusgewebe kommen? Um diese Frage zu beantworten wurden *in vitro* Versuche an Schweineknien durchgeführt und die Festigkeit der Fixierung von Innenmeniskushinterhornrissen durch Implantate und eine Horizontalnaht nach dynamischer Kniegelenksbelastung ermittelt. Es konnte festgestellt werden, dass die Horizontalnaht und eines der Implantate nach Beaufschlagung des Kniegelenks mit 5000 Belastungszyklen deutlich geringere Ausreißkräfte aufwiesen. Des Weiteren stellte sich heraus, dass die Ausreißkräfte zweier Implantate lediglich um die 20 N betragen. Daraus ergab sich die zweite Fragestellung der vorliegenden Arbeit. Können Implantate solch geringer Ausreißkraft die Rissflächen von Meniskuslängsrissen hinreichend adaptieren, so dass optimale Heilungsbedingungen in Form von geringem Aufklaffen unter Belastung erzielt werden und wie stark klaffen nicht genähte oder mit Implantaten versorgte Meniskuslängsrisse während Flexions-Extensionsbewegungen überhaupt auf? Hierzu wurden ebenfalls *in vitro* Experimente an Schweineknien durchgeführt, bei denen es gelang, durch ein neues Visualisierungsverfahren den Meniskus *in situ* zu beobachten und das Aufklaffverhalten von Hinterhornlängsrissen unter verschiedenen Bewegungs- und Belastungsbedingungen zu studieren. Es ergaben sich maximale Rissbreiten von 1,6 mm, die nach Versorgung des Meniskusrisses mit einem Implantat von geringer Ausreißkraft wesentlich reduziert werden konnten.

Im Folgenden soll zunächst die Methodik der Untersuchungen kritisch diskutiert werden und die Aussagekraft der Ergebnisse hinsichtlich eventueller methodischer Beschränkungen überprüft werden. Im Anschluss werden die Ergebnisse mit denen diesbezüglicher Literatur verglichen, eingeordnet und die aus den durchgeführten Arbeiten gewonnenen neuen Erkenntnisse konkretisiert. Schließlich werden die Ergebnisse hinsichtlich ihrer klinischen Relevanz diskutiert und die Verwendung von Meniskusrefixierungsimplantaten im Allgemeinen kritisch beleuchtet.

4.1. Kritische Betrachtung der Methodik

4.1.1. Verwendung von Schweinekniegelenken

Humane Kniegelenkspräparate sind nur in geringer Zahl verfügbar. Kniegelenke humaner Körperspender sind zumeist höheren Alters und zeigen häufig degenerative Veränderungen zum Beispiel in Form von Arthrosen. Arthrotische Kniegelenke weisen im Allgemeinen auch degenerative Veränderungen der Menisken auf, was ihre Verwendung in der vorliegenden Studie ausschließt. Deshalb wurden die vorgestellten *in vitro* Experimente an Kniegelenken von Schweinen durchgeführt. Betrachtet man das Verhalten von Menisken unter Kompressionsbelastungen, wie sie im ersten Teil dieser Studie in zyklischer Form auf die Kniegelenke aufgebracht wurden, so kann von einer Analogie ausgegangen werden, da die mechanische Funktionsweise der Menisken bei Mensch und Schwein identisch ist (Jaspers et al. 1980). Kompressionsbelastungen im Kniegelenk drängen den Meniskus im Kniegelenk in periphere Richtung, was zu erhöhten Zugspannungen in der Zirkumferenz des Meniskus führt. Dieser Effekt ist unabhängig von der Spezies. Die Gewebeeigenschaften von Menisken verschiedener Spezies hingegen können hinsichtlich des E-Moduls und der hydraulischen Permeabilität verschieden sein (Joshi et al. 1995). Jedoch ist für die Refixierung von Meniskusrissen der Gehalt an Kollagenfasern und deren Orientierung entscheidend, da sie für die Festigkeit des Meniskus verantwortlich sind. Diesbezüglich bestehen keine Unterschiede zwischen Mensch, Schwein und Hund (Aspden et al. 1985). Somit erscheinen Schweinemenisken für die Untersuchung der Ausreißkräfte vor und nach dynamischer Belastung als sehr gut geeignet.

Für den zweiten Teil der Studie, bei dem die Bewegung medialer Menisken während Flexion-Extensionsbewegungen beobachtet wurde, stellt sich die Frage, ob die unterschiedlichen geometrischen Dimensionen von Schweinemenisken die Übertragbarkeit der Rissbreitenmessungen auf den Mensch beeinträchtigen. Hierzu ist ein Vergleich von Größe und Form media-

ler humaner Menisken mit den entsprechenden Verhältnissen beim Schwein anzustellen. Der menschliche Innenmeniskus weist ein vom Hinterhorn in Richtung Vorderhorn sich verschmälerndes Profil auf, während sich die Breiten von Vorder- und Hinterhorn beim Innenmeniskus des Schweins nur unwesentlich unterscheiden (Abb. 4.1). Da in der vorliegenden Studie jedoch ausschließlich Längsrisse im Hinterhornbereich untersucht wurden, die im Falle der 3 cm langen Risse bis maximal an das Ende der Pars Intermedia heranreichten, wurde der Einfluss der unterschiedlichen Form auf das Aufklaffverhalten der Risse im Hinterhorn als gering eingeschätzt. Die absoluten Dimensionen der Menisken von Mensch und Schwein sind nicht wesentlich verschieden. Der Abstand vom posterioren Rand des Hinterhorns bis zum anterioren Rand des Vorderhorns betrug bei den Innenmenisken der in dieser Studie verwendeten Schweinekniegelenken ca. 37 mm. Bei humanen Kniegelenken wurde über ein entsprechendes Maß mit einer relativ hohen Schwankungsbreite von 26-44 mm berichtet (Lengsfeld et al. 1991).

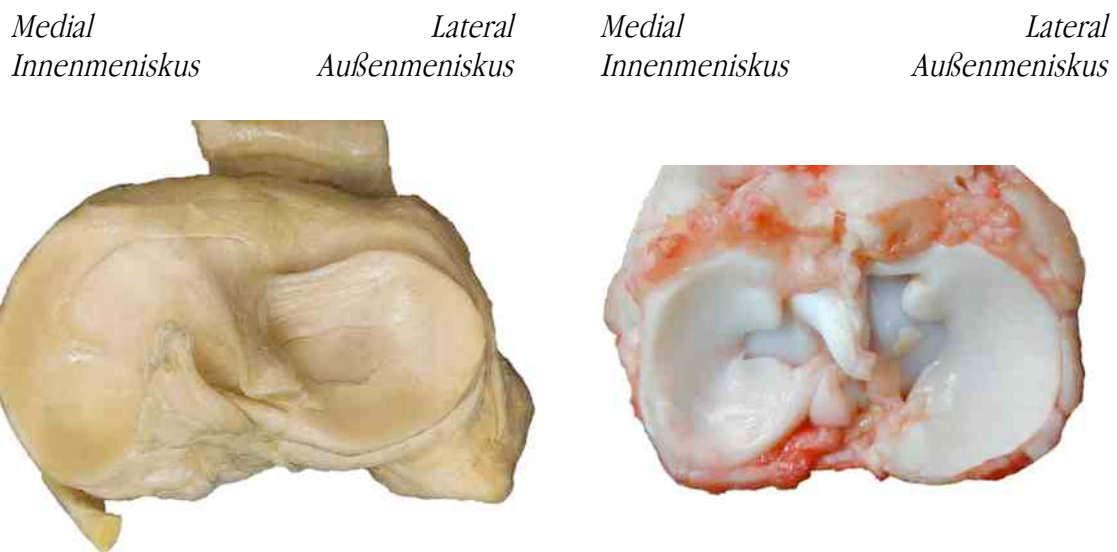


Abb. 4.1: Vergleich der Menisken von Mensch (links) und Schwein (rechts) in der Aufsicht auf das proximale Ende der Tibia eines rechten Kniegelenks.

Ein weiterer Punkt ist die unterschiedlich geformte Fläche des medialen Tibiaplateaus bei Mensch und Schwein. Während das humane Tibiaplateau relativ flach ist, kann es beim Schwein insbesondere nach posterior und distal abfallen. Dies könnte im Hinterhornbereich des Meniskus zu unterschiedlichen Verformungen während einer Flexion-Extensionsbewegung führen. Es zeigte sich jedoch, dass das Abfallen des medialen Tibiaplateaus bedingt durch anatomische Variabilitäten bei den Schweinekniegelenkspräparaten unterschiedlich stark ausgeprägt war und sogar fehlen konnte. Die entsprechenden Messungen der maximal auftretenden

Rissbreiten ergaben keine eindeutigen Unterschiede zwischen eher flachen und abfallenden Tibiaplateaus. Deshalb erschien der Einfluss der Tibiaplateauform auf das Aufklaffen von Innenmeniskushinterhornrissen vernachlässigbar.

4.1.2. Ausreißtests und dynamische Belastung

Um die Kniegelenke für die dynamischen Tests in der hydraulischen Prüfmaschine vorzubereiten, wurde das mediale Seitenband durchtrennt und das mediale Tibiaplateau subluxiert, um einen ausreichenden Zugang zum Meniskus zu bekommen. Da das mediale Seitenband abgelöst und auch die Gelenkkapsel entfernt worden war, konnte bei der Montage des reponierten Gelenks in der Prüfmaschine nicht hundertprozentig sichergestellt werden, dass Femur und Tibia in exakt physiologischer Lage zueinander standen. Das bedeutete, dass z.B. der mediale Femurkondylus in einer Stellung einige Millimeter anterior oder posterior von seiner physiologischen Position auf dem Tibiaplateau zu liegen kam. Dies veränderte aber nicht grundsätzlich die für den dynamischen Test ausschlaggebende Belastungssituation des Meniskus. Als ein eindeutiges Zeichen für eine physiologische Belastungssituation des Meniskus durch die Axiallast konnte während der pulsierenden Lastzyklen beobachtet werden, dass der Meniskus sich bei zunehmender Axialbelastung des Kniegelenks in typischer Weise in periphere Richtung „aus dem Gelenk heraus“ bewegte.

Eine eventuelle Veränderung der mechanischen Eigenschaften des Meniskusgewebes während der Dauer des Versuchs ist als unwahrscheinlich anzusehen, da vom Zeitpunkt des Auftauens der Präparate bis zum Zeitpunkt des Ausreißtests inklusive der dynamischen Belastung mit 5000 Zyklen (42 Minuten) lediglich drei Stunden vergingen. Um jedoch den Effekt eventueller Gewebeveränderungen auf die Aussagekraft des Experiments gering zu halten, wurde darauf geachtet, dass die Menisken der Vergleichsgruppe, deren Kniegelenke nicht mit einer dynamischen Last beaufschlagt wurden, nach einer gleich langen Zeitspanne dem Ausreißtest zugeführt wurden.

Für die Steifigkeitsberechnung der Implantat-Meniskusverbindung wurde, wie in 2.2.4 und 2.2.5 beschrieben, der Verfahrensweg der Prüfmaschine bei 20 N Zuglast verwendet, da einige Implantate lediglich Ausreißkräfte in diesem niedrigen Bereich aufwiesen. Wie später aus den Ergebnissen der Beobachtung der Meniskusrisse im zweiten Teil der Arbeit geschlossen werden konnte, ist der relevante Kraftbereich tatsächlich sehr niedrig, so dass die Ermittlung der

Steifigkeit bei 20 N Zuglast eine realitätsnahe Aussage über das Dehnungsverhalten der Meniskus-Implantatverbindung ermöglicht. Hinzu kommt, dass bei der späteren Abschätzung der Implantatkräfte bei bekannter Spaltbreite eines Meniskusrisses mit Hilfe der im ersten Teil dieser Arbeit ermittelten Steifigkeiten durch die Linearitätsannahme der Kraft-Verformungskurve eher eine Über- als Unterschätzung der Kraft resultiert. Die Erfassung der absoluten Verformung über den Verfahrensweg der Prüfmaschinentraverse war möglich, da die Gesamtverlängerung des Prüfaufbaus, die sich aus der Summe der Verformungen von Traverse, Spannbacken und der für die Fixierung der Menisken in der Prüfmaschine verwendeten Cerclagedrähten zusammensetzte, um Größenordnungen kleiner war als die eigentliche Verformung des Präparates.

4.1.3. Beobachtung der Meniskusrisse im Kniegelenkbewegungs- und -belastungssimulator

Die für diese Studie erforderlichen Risse im Hinterhorn der medialen Menisken von Schweineknien wurden mit einem Skalpell gesetzt. Die dadurch entstandenen Riss- bzw. genauer gesagt Schnittflächen entsprechen nicht den Flächen traumatisch hervorgerufener Meniskusrisse. Einen durch einen Verletzungsmechanismus entstehenden standardisierten Meniskusriss experimentell zu erzeugen, ist jedoch ein kaum lösbares Problem. Grundsätzlich wäre es zwar denkbar, ein Kniegelenkspräparat zum Beispiel in extremer Beugstellung einem impulsförmigen Außenrotationsmoment bei gleichzeitiger hoher axialer Belastung auszusetzen, jedoch wäre die Variabilität der auf diese Weise erzeugten Risse hinsichtlich ihrer Lage, Länge und Ausformung sehr hoch und die Kniegelenke damit für experimentelle Zwecke ungeeignet. Um die Homogenität der Versuchsgruppe zu erhöhen, wurden die Risse deshalb mit einem Skalpell erzeugt. Ob sich Schnitte im Meniskus unter verschiedenen Bewegungs- und -belastungsbedingungen grundsätzlich anders verhalten als echte Risse, ist nur schwer feststellbar. Es können aber zumindest theoretische Überlegungen darüber angestellt werden. Für das Verhalten eines Risses bzw. Schnittes während der Kniegelenkbewegung sind sicherlich die Ursachen für ein Aufklaffen des Spaltes im Meniskus von Bedeutung. Sowohl bei einem Riss als auch bei einem Schnitt sind die Kraft übertragenden Strukturen in Form von Kollagenfasern durchtrennt und können somit die Kontinuität des Gewebes nicht mehr gewährleisten. Wirken in diesem Zustand Kräfte auf den Meniskus, die im Meniskusgewebe selbst immer eine sehr komplexe Lastkombination aus Zug, Druck, Scherung und Biegung hervorrufen, so kann

unter bestimmten Bedingungen die Einstellung eines Kräftegleichgewichts die Entfernung der Riss- bzw. Schnittflächen voneinander verursachen. Dabei erscheint es unwahrscheinlich, dass die Art und Weise, wie die Unterbrechung der Kollagenfasern zustande kam, also durch einen traumatisch bedingten Riss oder durch einen Schnitt mit dem Skalpell, für den veränderten Kraftfluss im Gewebe entscheidend ist. Es ist höchstens denkbar, dass im Falle einer vornehmlich durch Scherung an den Riss- bzw. Schnittflächen geprägten Belastung an den Rissflächen höhere Reibung aufgrund der ungleichmäßigeren Oberfläche im Vergleich zur glatten Schnittfläche auftritt und dadurch ein Aufklaffen oder Aufwölben des Gewebes geringer wäre. Das bedeutet aber, dass die gemessenen Aufklaffbreiten an den geschnittenen Menisken die reale Situation eher über- als unterschätzen würden.

Bei der Visualisierung der Menisken durch einen transparenten Platzhalter, der gelenkseitig die gleiche Form wie das ursprüngliche natürliche Tibiaplateau aufwies, ergab sich das Problem, dass die zur Fixierung des Platzhalters notwendigen Kirschnerdrähte einen Teil der Sicht auf den Meniskus bzw. den Riss versperrten. Auch war der gesamte Riss in einigen Fällen bei der Applikation von äußeren Momenten wie Varus oder Valgus-Außenrotation nicht zu jeder Zeit, d.h. nicht in jeder Flexionsstellung des Kniegelenks vollständig im Blickfeld (Abb. 4.2). Dadurch war es möglich, dass ein eventuell auftretendes Aufklaffen unbemerkt blieb. Allerdings wurde nie beobachtet, dass ein Aufklaffen des Risses sehr plötzlich und nur für einen eng begrenzten Flexionsbereich auftrat.



Abb. 4.2: Beispiel für die Verdeckung eines Teils des Meniskusrisses durch
a.) einen der zwei Kirschnerdrähte (unterer Bildrand) und
b.) Herauswandern des Risses aus dem Sichtfenster (oben links)

Deshalb konnte eine Spaltbildung im Meniskus nur dann übersehen werden, wenn ein Rissbereich über einen weiten Flexionsbereich hin unsichtbar blieb, was nur in seltenen Ausnahmen der Fall war.

Bei der Versorgung der 3cm langen Risse mit drei Clearfix Screw Implantaten kam es in Einzelfällen vor, dass das schraubenförmige Implantat nicht vollständig in das Meniskusgewebe hineingeschraubt wurde. Dieser Umstand wurde erst nach Beendigung der Messungen nach erneuter Arthrotomie und Exzision der versorgten Menisken festgestellt. Dies musste zwangsläufig zu unerwünschter Reibung zwischen Meniskus und medialer Femurkondyle geführt haben, was an entsprechenden Riefen im Knorpel zu erkennen war. Ob diese Reibung das Aufklaffen des Meniskus beeinflusste, ist schwer festzustellen. Es wurde während der Flexions-Extensionszyklen zumindest keine Reibungseffekte wie ungleichmäßige oder ruckartige Bewegung des Kniegelenks festgestellt.

Bei der Bewegung der Gelenke im Kniegelenkbewegungs- und –belastungssimulator konnte es theoretisch durch die hohe Masse des Rahmens, in dem die Tibia der Kniegelenke eingespannt war und der über die Varus-Valgus Achse frei rotatorisch aufgehängt war (siehe Abb. 2.17), zu Zwangskräften auf die Gelenke kommen. Um solche, durch die Massenträgheit verursachten Kräfte zu vermeiden, wurden die Kniegelenke nur mit einer sehr geringer Winkelgeschwindigkeit von 10°/s flektiert und extendiert. Hierdurch konnten Zwangskräfte minimiert werden.

4.2. Ausreißverhalten direkt nach chirurgischer Versorgung durch Implantate und eine Horizontalnaht

Die Ausreißkräfte, die in dieser Studie für die drei Implantate und die Horizontalnaht gemessen wurden, stimmen mit den bisher veröffentlichten Angaben anderer Studien überein. Menisken, die mit dem Meniscal Arrow refixiert wurden, versagten laut einiger Studien bei Zugkräften von 30 bis 58 N (Albrecht-Olsen et al. 1997; Barber und Herbert 2000; Boenisch et al. 1999; Dervin et al. 1997; Törmälä et al. 2000). Die durchschnittliche Höhe der Ausreißkräfte von 52 N, die in der vorliegenden Arbeit gemessen wurde, fällt in diesen relativ breiten Bereich. Der Grund für die hohe Abweichung der Messergebnisse verschiedener Studien liegt mit hoher Wahrscheinlichkeit in der unterschiedlichen Anzahl von Implantatkerben (siehe Abb. 2.1), die bei den einzelnen Studien im peripheren bzw. zentralen Teil des Risses veran-

kert waren. Dass dies die Ausreißkraft beeinflusst, erscheint logisch und wurde auch in einer der o.g. Studien schon nachgewiesen (Boenisch et al. 1999). Für den Meniscal Fastener (H-Fix) ergaben sich in mehreren Arbeiten Versagenskräfte zwischen 27 und 33 N (Arnoczky und Lavagnino 2001; Asik und Sener 2002; Barber und Herbert 2000; Becker et al. 2001). In der vorliegenden Arbeit wurde eine mittlere Ausreißkraft von 28 N gemessen. In den zum Teil selben Arbeiten, in denen der Meniscal Fastener getestet wurde, ermittelten die Autoren auch die Versagenskräfte für die Meniscal Screw. Dabei wurde, ähnlich den Ergebnissen beim Meniscal Arrow, ein relativ breites Spektrum an Auszugskräften von 14,5 bis 35 N festgestellt (Asik und Sener 2002; Barber und Herbert 2000; Becker et al. 2001). Wiederum stimmte die maximale Ausreißkraft der hier geprüften Implantat-Meniskus-Verbindung in Höhe von 22 N mit diesen Messungen überein. Analog zum Meniscal Arrow kann die hohe Variation der Ausreißkräfte bei der Meniscal Screw mit unterschiedlicher Anzahl von Gewindegängen im zentralen und peripheren Teil des gerissenen Meniskus erklärt werden. Unter Zugbelastung stützt sich die Schraube an ihren Gewindegängen im Gewebe ab. Eine etwa gleichmäßige Verteilung der Gewindegänge auf zentralen und peripheren Meniskusteil wäre für die Verankerungsfestigkeit sicherlich optimal. Sind in einem der beiden Teile weniger Gewindegänge verankert, so wird die Implantat-Meniskus-Verbindung hoher Wahrscheinlichkeit nach dort bei niedrigerer Ausreißkraft versagen. Noch mehr Arbeiten als über Meniskusrefixierungsimplantate wurden über Auszugskräfte von Meniskusnähten publiziert. Hier fanden sich für Horizontalnähte Reißkräfte zwischen 29 und 113 N (Albrecht-Olsen et al. 1997; Asik und Sener 2002; Barber und Herbert 2000; Boenisch et al. 1999; Kohn und Siebert 1989; Post et al. 1997; Rimmer et al. 1995; Seil et al. 2001; Song und Lee 1999). Hier zeigte sich eine starke Abhängigkeit der Ausreißkräfte von dem verwendeten Nahtmaterial. Mit stärkerem Nahtmaterial wurde auch eine höhere Ausreißkraft erzielt (Post et al. 1997; Seil et al. 2000b). Die in dieser Arbeit gemessene Auszugskraft betrug 103 N und lag somit im oberen Bereich der in der Literatur beschriebenen Werte, entsprach aber dem Ergebnis derjenigen Studie, die das gleiche, relativ starke Nahtmaterial (PDS 1) verwendet hatte (Seil et al. 2001). Ein weiterer Autor testete PDS 1 Meniskushorizontalnähte und erzielte Ausreißkräfte von nur 74 N (Post et al. 1997). Dieser Umstand lässt sich jedoch dadurch erklären, dass Post et al. die Nähte lediglich 1-2 mm vom Rand des Meniskusrisses anbrachten, während in der vorliegenden und in der Studie von Seil et al. ein größerer Abstand von mindestens 3 mm gewählt wurde, wodurch mehr Gewebematerial erfasst wurde.

Wesentlich weniger Daten lassen sich in der Literatur über die Steifigkeit der Implantat-Meniskus-Verbindung finden. Song et al. gaben bei ihren Messungen der Ausreißkraft von Meniscus Arrow und Nähten zwar keine Steifigkeiten an (Song und Lee 1999), jedoch sind in ihrer Publikation Kraft-Verformungskurven abgebildet, die die Berechnung der Steifigkeit analog zu der Methode, die in der vorliegenden Studie verwendet wurde (siehe Abb. 2.9), ermöglicht. Daraus geht bei Song et al. bei Verwendung eines Arrow Implantats eine Steifigkeit von 3,6 N/mm hervor, ein lediglich um 20 % höherer Wert als hier gemessen (3 N/mm). Die Steifigkeit für die Horizontalnaht war nicht vergleichbar, was an der Verwendung eines anderen Nahtmaterials lag. Becker et al. gaben für sechs verschiedene Implantate und ein Nahtmaterial Steifigkeiten an (Becker et al. 2001), die zum Teil mit den hier gemessenen gut übereinstimmten (Meniscus Fastener: 2,8 N/mm gegenüber 3,1 N/mm hier), zum Teil aber auch hohe Diskrepanzen offenbarten (Screw: 4,2 N/mm gegenüber 3,1 N/mm, Arrow: 5,5 N/mm gegenüber 3 N/mm hier). Allerdings ist aus der Arbeit nicht zu ersehen, wie die Steifigkeit berechnet wurde. Boenisch et al. kamen sogar zu zwei- bis dreifach höheren Steifigkeiten für den Meniscal Arrow (Boenisch et al. 1999). Im Allgemeinen ist eine direkte Vergleichbarkeit von Steifigkeitswerten verschiedener Studien immer problematisch, da zu viele Einflussfaktoren das Ergebnis beeinflussen können. Neben Einflüssen durch unterschiedliche Implantation, was im Falle von Screw und Arrow zu verschiedener Anzahl Kraft tragender Kerben bzw. Gewindegängen führen kann, ist die Gestaltung der Einspannvorrichtung von entscheidender Bedeutung.

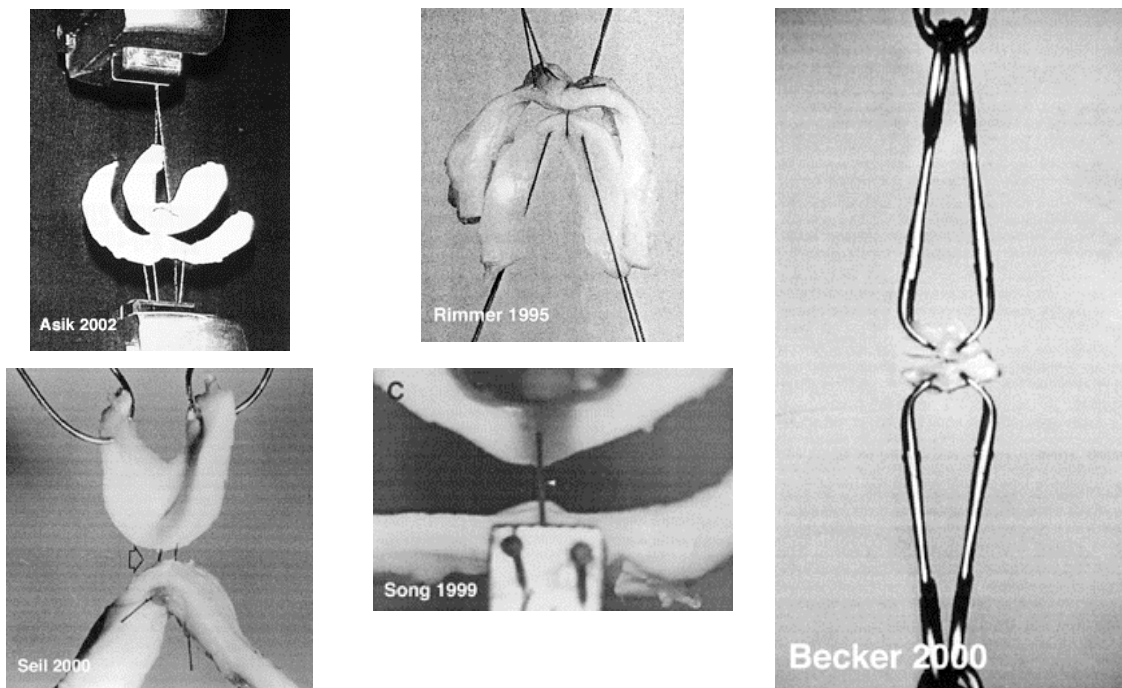


Abb. 4.3: Die unterschiedlichen Einspannmethoden verschiedener Autoren machen einen Vergleich der Steifigkeiten problematisch.

Da die direkte Erfassung der Verformung der Implantat-Meniskus-Verbindung messtechnisch sehr schwierig zu realisieren ist, wird die Verformung, wie auch in der vorliegenden Studie, immer über den Verfahrenweg der Prüfmaschinentraverse gemessen. Zu dem Weg, den die Traverse zurücklegt, addiert sich jedoch noch die Summe der Verformungen der Kraftmessdose und der Einspannvorrichtung selbst. Letztere ist in den verschiedenen Studien sehr unterschiedlich (Abb. 4.3). Dabei kommen chirurgisches Nahtmaterial, Tuchklemmen, Cerclagegedrähte u.a. zur Anwendung. Um vergleichbare Werte zu erhalten, müsste jeder Untersucher auf möglichst steife Komponenten in der Einspannvorrichtung achten. Leider fehlen in manchen Fällen Angaben zur Einspannvorrichtung gänzlich, so dass keine Abschätzung eines Fehlers vorgenommen werden kann. Die Berechnungsart der Steifigkeit hat schließlich einen zusätzlichen entscheidenden Einfluss. Im allgemeinen ist es die Regel, die Steifigkeit im linearen Kraft-Verformungsbereich als Steigung der Kraft-Verformungskurve zu errechnen. Dies ist dann nicht sinnvoll, wenn die Kurven keinen eindeutigen linearen Bereich haben oder der lineare Kurventeil außerhalb des interessierenden Belastungsbereichs liegt. Beim Vergleich verschiedener Implantate erscheint es deshalb sinnvoll, das Dehnungsverhalten in Form eines Steifigkeitswert im gleichen Kraftbereich und zwar in demjenigen der in vivo tatsächlich vorkommenden Kräfte zu vergleichen. Hier stößt man aber schon auf ein weiteres Problem. Es ist nämlich bislang unbekannt, welche Kräfte tatsächlich in vivo unter Gelenkbelastung auf die Implantat-Meniskus-Verbindung einwirken.

4.3. Einfluss der dynamischen Belastung auf das Ausreißverhalten

Die einzigen Studien, die bislang den Einfluss von dynamischen Lasten auf die Ausreißkräfte von Meniskusrefixierungssystemen untersucht haben, sind die Arbeiten von Seil et al. (Seil et al. 2000b; Seil et al. 2001). In diesen Untersuchungen ermittelten die Autoren allerdings lediglich die Auswirkung von 100 Belastungszyklen verschiedener Amplitude auf die Verankerungsfestigkeit von horizontalen und vertikalen Meniskusnähten mit jeweils zwei verschiedenen Nahtmaterialien. Dabei wurden isolierte Menisken im selben Prüfaufbau wie bei einem oben beschriebenen Ausreißtest mit 100 Zyklen zwischen einer Vorlast von 5 N und 20 N und in einer zweiten Gruppe zwischen 5 und 40 N beaufschlagt und während der Tests die zunehmende Verlängerung der Nähte registriert. Abschließend wurden die genähten Menisken bis zum Versagen getestet. Es wurde bei keiner Nahttechnik und keinem Nahtmaterial ein Effekt der zyklischen Belastung auf die Ausreißkraft festgestellt. Es konnte beobachtet werden, dass sich die Nähte während der ersten Zyklen in das Meniskusgewebe einschnürten und somit von

der Meniskusoberfläche verschwanden. Dies führte während des Einschnürvorgangs sicherlich zu einer Abnahme der momentan wirkenden Haltekraft, hatte aber keinen Einfluss auf die maximale Ausreißkraft. Bei kritischer Betrachtung der Studien von Seil et al. stellt sich aber die Frage, ob die von den Autoren angewandte Belastungsart mit den in vivo auftretenden Kräften korrelierten. Außerdem ist fraglich, ob die geringe Lastzyklenzahl von 100 nicht zu niedrig war, um einen Effekt zu erzielen. Da bislang keine gesicherten Erkenntnisse darüber existieren, wie ein Meniskusriss im Kniegelenk verformt und belastet wird, erschien eine Untersuchung des Einflusses von postoperativ auftretenden dynamischen Gelenkkkräften auf die Verankerungsfestigkeit von Meniskusimplantaten und Nähten unter realitätsnäheren Versuchsbedingungen sinnvoller. Aus diesem Grund wurden die versorgten Menisken in den Kniegelenken belassen und die dynamische Belastung als axiale Gelenklast aufgebracht und mit 5000 Lastzyklen eine wesentlich längere Simulation der postoperativen Gelenkbelastung geprüft.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zum Einfluss dynamischer Belastung auf die primäre Verankerungsfestigkeit von Meniskusrefixierungsimplantaten werfen die Frage auf, warum lediglich bei der Horizontalnaht und beim Meniscal Fastener (H-Fix) eine Reduzierung der maximalen Ausreißkraft zu beobachten war. Eine Erklärung könnten Kriechvorgänge sein, die mehr die dehnbareren, flexibleren Implantate, wie sie die Naht und der Meniscal Fastener darstellen, beeinträchtigte. Betrachtet man die Verankerungsart der vier getesteten Refixierungsmethoden, so fällt auf, dass Arrow und Screw nach einem inneren Fixierungsprinzip mit Kraftübertragung durch Widerhaken oder Gewindegänge im Meniskusgewebe selbst funktionieren. Die Horizontalnaht und der Meniscal Fastener hingegen halten die Meniskusfragmente von außen zusammen. Nur bei dem Prinzip der äußeren Fixierung kann es zu einer Einschnürung oder zu Einziehvorgängen in das Meniskusgewebe kommen. Eine durch ein Einschnüren hervorgerufene lokale Schädigung des Gewebes an der Meniskusoberfläche könnte eine Reduzierung der Ausreißkraft zur Folge haben. Einen solchen Einschnüreffekt allerdings ohne Reduzierung der Ausreißkraft hatten Seil et al. bei ihren zyklischen Belastungen von Meniskusnähten gefunden (Seil et al. 2000b; Seil et al. 2001). Denkbar wäre, dass wie oben schon erwähnt, die Anzahl der Zyklen in diesen Studien zu gering war, um einen entsprechenden Effekt zu beobachten. Darauf, dass es zu Einschnürungen bei der Horizontalnaht in der vorliegenden Studie kam, deutet auch die leicht angestiegene Anzahl von Versagensfällen durch Herausrutschen der Naht aus dem zentralen Teil des Meniskusrisses hin (siehe Tab. 3.1). Über die Auswirkungen höherer Axiallasten als der hier getesteten Obergrenze von 200 N, die nur einer Teilbelastung der Extremität entspricht, lässt sich nur spekulieren. Eventuell könnten

sich Einschnüreffekte verstärken und damit die Ausreißkräfte von Implantaten, bei denen ein Einschnüren auftreten kann, weiter reduzieren. Über den Effekt höherer Lasten auf Implantate, deren Wirkungsweise auf einer inneren Fixierung beruhen, kann hier keine Aussage getroffen werden. Aufgrund von anderen Studien, die keinen wesentlichen Einfluss von axialer Belastung auf das Aufklaffen von Meniskusrissen fanden, kann aber vermutet werden, dass höhere Axiallasten den Effekt von zyklischer Belastung nicht entscheidend verändern (Fehrmann und Mockenhaupt 1991; VEDI et al. 1999).

Eine weitere Überlegung, warum es bei Seil et al. zu keiner Reduzierung der Ausreißkräfte durch dynamische Belastung kam und in der vorliegenden Arbeit dagegen ein solcher Effekt bei einem Teil der getesteten Implantate beobachtet werden konnte, betrifft die Belastungssituation des Meniskus während der Lastzyklen selbst. Seil et al. wendeten eine reine Zugbelastung in Richtung der Naht an, während die Menisken hier in den Kniegelenken verblieben und axiale Gelenkkräfte eingeleitet wurden. Das ergibt natürlich eine wesentlich verschiedene Lastsituation. Während bei Seil et al. eindeutig nur Zugkräfte herrschten, kann über die Belastung eines Meniskus im Kniegelenk unter axialer Gelenklast keine exakten Angaben gemacht werden. Durch eine axiale Kniegelenklast wird der Meniskus sicherlich durch den Femurkondylus nach außen gedrängt. Dies konnte auch während der Tests beobachtet werden. Dadurch entstehen in den Meniskusbändern und der Meniskusperipherie Zugkräfte. Welche Kräfte, seien es Zug-, Druck- oder Scherkräfte oder kombinierte Belastungsarten aber auf die Fragmentflächen eines gerissenen Meniskus wirken, bleibt unbekannt. Zumindest ist unwahrscheinlich, dass die am gerissenen Meniskus durch axiale Gelenklasten entstehende spezifische Kräftesituation der einer reinen Zugbelastung wie in einer Prüfmaschinenanordnung entspricht. Es ist lediglich eine einzige Studie bekannt, die zum Ziel hatte, die Kräfte in Meniskusnähten zu messen (Kirsch et al. 1999). In dieser Pilotstudie an fünf humanen Leichenkniegelenken wurden 3 cm lange Risse im Hinterhorn der lateralen und medialen Menisken gesetzt und mit einem T-fix Anker refixiert. Die Nähte des Ankers wurden auf der Meniskusperipherie über einer Kraftmesszelle geknotet, so dass bei entsprechender Zugbelastung der Ankernaht die Kraft registriert werden konnte. Die Kräfte wurden anschließend während Flexions-Extensionsbewegungen, die durch eine simulierte Quadrizepskraft bewerkstelligt wurden, kontinuierlich aufgezeichnet. Allerdings konnte dabei keine axiale Gelenklast eingeleitet werden. Kirsch et al. fanden maximale Kräfte am Anker des medialen Meniskus von 9N bei Flexionsstellungen, die größer als 50° waren. In den Ankern der lateralen Menisken wurden noch

geringere Kräfte in Höhe von 6 N gemessen. Auch wenn keine axialen Gelenkkräfte eingeleitet werden konnten, deutet diese Studie doch darauf hin, dass die auf ein Meniskusrefixierungssimplantat einwirkenden Kräfte gering und evtl. von untergeordneter Bedeutung sind. Hierzu sollte jedoch der zweite Teil dieser Arbeit mehr Aufschluss geben.

4.4. Spaltbildung unter verschiedenen Gelenkbelastungs- und –bewegungsbedingungen

In der vorliegenden Studie konnte erstmals die Bewegung eines gerissenen Meniskus unter verschiedenen Bewegungs- und Belastungsbedingungen mittels direkter Beobachtung eingehend studiert werden. Es stellte sich heraus, dass es nur in wenigen Belastungssituationen zu keinem Aufklaffen des Meniskusrisses kam. Es muss deshalb davon ausgegangen werden, dass es unabhängig von Gelenkbewegungen und –belastungen immer zu einer mehr oder weniger ausgeprägten Spaltbildung im Meniskusriss kommen kann. Die Einflüsse von Belastungsart und Risslänge auf das Aufklaffverhalten soll hier im Einzelnen diskutiert werden.

4.4.1. Spaltbreiten bei verschiedenen Axiallasten und äußeren Momenten

Die größten Spaltbreiten traten bei Flexions-Extensionsbewegungen unter einem tibialen Außenrotationsmoment auf. Eine mögliche Erklärung für diese Beobachtung lässt sich durch Betrachtung der Bewegung des Meniskus finden.

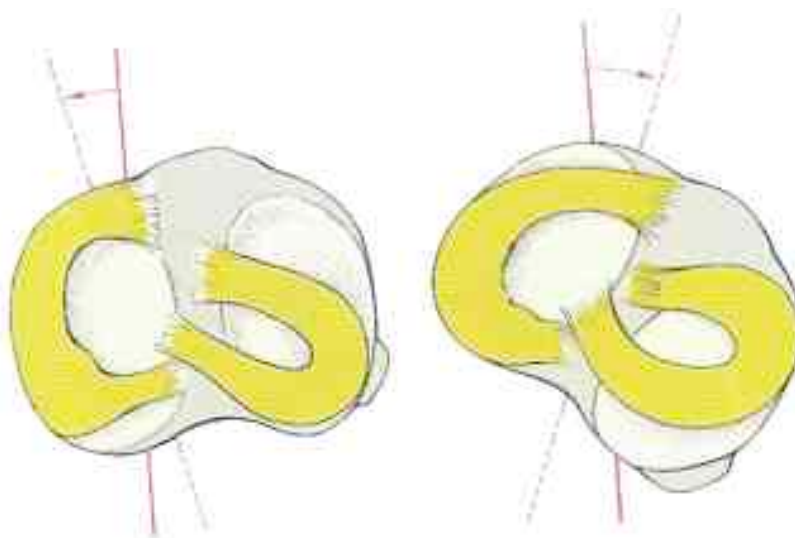


Abb. 4.4: Beweglichkeit der Menisken bei Innenrotation (links) und Außenrotation (rechts) der Tibia. Dargestellt ist die Aufsicht auf das Tibiaplateaus eines rechten Kniegelenks, d.h. links befindet sich jeweils der Innenmeniskus und rechts der Außenmeniskus (Rauber und Kopsch 1987).

Da die Menisken im Gelenk beweglich sind und sich in ihrer Lage zum einen der jeweiligen Flexionsstellung von Femur und Tibia, zum anderen auch der axialen Rotationsstellung der Tibia anpassen können, kommt es bei einer tibialen Außenrotation zu einer Ventralisierung des medialen Tibiaplateaus (Abb. 4.4). Dabei verlagert sich die Kontaktfläche zwischen medialem Femurkondylus und dem gegenüberliegenden Tibiaplateau nach posterior. Das bedeutet für den medialen Meniskus eine Verlagerung in die gleiche Richtung und für das Hinterhorn mit zunehmender Rotation einen verstärkten Druck. Dies erklärt sich dadurch, dass der Innenmeniskus sich zwar mit dem Femurkondylus mitbewegen kann, diese Beweglichkeit aber aufgrund der Verbindung des hinteren Teils des Innenmeniskus mit der Gelenkkapsel und dem medialen Seitenband bestimmte Grenzen hat. Hinzu kommt, dass die Insertionen der Meniskusbänder beim medialen Meniskus weiter voneinander entfernt sind als die des lateralen Meniskus, was seine Beweglichkeit ebenfalls einschränkt. Somit bringt das Hinterhorn dem Femurkondylus einen zunehmenden Widerstand gegen die Außenrotationsbewegung entgegen. Offensichtlich verursachen diese Kräfte bei einem Hinterhornlängsriss ein Aufklaffen. Dies macht auch vor dem Hintergrund Sinn, dass typische Extremsituationen, wie z.B. Einwirkung eines starken Außenrotationsmomentes in extremer Beugstellung, zu Hinterhornlängsrissen führen können.

Einen umgekehrten Effekt haben dagegen tibiale Innenrotationsmomente. Hier vollzieht sich offensichtlich der entgegengesetzte Mechanismus wie bei der Außenrotation. Durch die Innenrotation der Tibia verlagert sich die Kraft übertragende Kontaktfläche des medialen Tibiaplateaus nach anterior. Der mediale Femurkondylus schiebt den Innenmeniskus nach vorne und vermindert so den Druck auf das Hinterhorn (Abb. 4.4). Daraus resultiert die beobachtete deutliche Verringerung der maximalen Spaltbreite der Meniskusrisse. Alle anderen Lastfälle erzeugten Rissbreiten, die zwischen denen bei reiner Außenrotation und denen bei reiner Innenrotation lagen. Die Kombination eines Außenrotations- mit einem Valgus-Moment führte zu einem geringeren Aufklaffen des Risses als die Applikation eines reinen Außenrotationsmomentes. Hier liegt die Erklärung wohl in der Lastverteilung zwischen medialem und lateralem Tibiaplateau. Unter Einwirkung eines valgusierenden Momentes wird ein Teil der über das mediale Tibiaplateau übertragenen Gelenkkraft vom medialen zum lateralen Gelenkkompartiment verschoben. Diese Entlastung der medialen Seite führt zu einer Reduzierung des durch die Außenrotation stark belasteten Hinterhorns und in Folge zu einem geringeren maximalen Aufklaffen des Risses.

Betrachtet man alle Belastungsfälle unter dem Gesichtspunkt, welchen Einfluss sie auf das Innenmeniskushinterhorn ausüben, so lassen sich zwei grundsätzlich verschiedene Wirkungsweisen differenzieren. Steigende axiale Gelenkkräfte wirken sich grundsätzlich in einer erhöhten Kontaktkraft zwischen Femur und Tibia aus. Daraus folgt auch für den Meniskus ein erhöhter Druck, der von den Gelenkpartnern auf ihn ausgeübt wird und ihn in periphere Richtung drängt. Zu dieser Belastungsart zählt die Aufbringung einer axialen Gelenklast (30 und 200 N in dieser Studie), die Einleitung eines Valgus-Momentes, welches sich wie oben beschrieben in einer Verschiebung der Kraftverteilung der Axiallast in Richtung laterales Tibiaplateau auswirkt, sowie die Applikation eines Varus-Momentes, das analog zum Valgus-Moment eine Verschiebung der Kraftverteilung der Axiallast in Richtung mediales Tibiaplateau und damit eine dortige Erhöhung der Kraft bewirkt. Alle diese Kräfte und Momente wirken sich gleichermaßen auf beide Fragmente eines Hinterhornlängsrisses aus, d.h. beide Teile werden in radialer Richtung nach peripher verdrängt.

Die zweite Belastungsart resultiert aus der Einleitung von tibialen Außenrotationsmomenten oder der Kniegelenksposition in extremer Flexionsstellung (Abb. 4.5). Beide bewirken im Gegensatz zu axialen Kräften ein Zurückgleiten des Innenmeniskus, was weniger die Verdrängung des Meniskus in radiale Richtung als eine grundsätzliche Änderung seiner Gestalt in Form einer Verzerrung zur Folge hat.

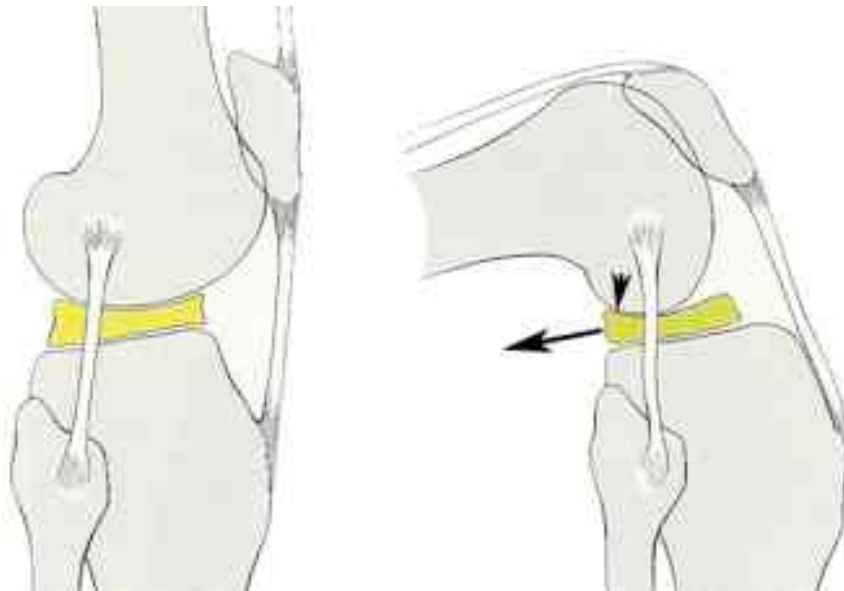


Abb. 4.5: Zurückgleiten des Meniskus mit zunehmender Beugung des Kniegelenks mit erhöhtem Druck im Hinterhornbereich. Dargestellt ist hier der laterale Meniskus. Der mediale Meniskus verhält sich ähnlich (Rauber und Kopsch 1987).

Eine Formverzerrung bei gleichzeitiger Fixierung an den Bandinsertionen und der medialen Gelenkkapsel muss aber zwangsläufig zum Aufbau einer komplexen inneren Belastungssituation führen. In diesem Fall kann nicht davon ausgegangen werden, dass auf beide Fragmente eines Längsrisses die gleiche Kraft bzw. in beiden Teilen die gleiche Belastungssituation vorherrscht. Demzufolge ist ein verstärktes Aufklaffen eines Risses durch diese zweite Belastungsart wahrscheinlich. Nach dieser Betrachtungsweise muss man aber zu dem Schluss kommen, dass in allen in der vorliegenden Arbeit getesteten Lastsituationen beide Belastungsarten, also Verdrängung in radiale Richtung durch axiale Belastung und Formverzerrung des Meniskus, auftraten. Das bedeutet, dass zu gleicher Zeit Belastungen auftreten konnten, die sowohl ein Aufklaffen eines Längsrisses eher fördern (Außenrotation, extreme Beugung), als auch Belastungen auf den Meniskus einwirkten, die der Förderung der Spaltbildung entgegenstehen. Dies zeigte der Belastungsfall des kombinierten Valgus-Außenrotationsmomentes. Hier konnte die Valgus-Belastung das erhöhte Aufklaffen, das durch ein reines Außenrotationsmoment zustande kam, reduzieren. Es bleibt jedoch schwierig, die genaue Auswirkung jeder einzelnen Belastung zu erklären, da in den meisten Fällen kombinierte Belastungen aus axialer Last und Verzerrung bei Verschiebung nach posterior vorhanden waren.

Es existieren bislang nur wenige Arbeiten, die das Verhalten eines Meniskusrisses unter Belastung untersuchten. Lediglich eine biomechanische Studie an zwei humanen Leichenpräparaten (Fehrmann und Mockenhaupt 1991) ist bekannt, die das Rissverhalten optisch sichtbar machte. Um den Einfluss axialer Belastung auf normale und geschädigte Menisken zu analysieren, wurde in dieser Studie ein ähnliches methodisches Vorgehen wie in der vorliegenden Arbeit gewählt. Zur Visualisierung der Menisken stellten die Autoren von einem der beiden Präparate einen kompletten Abguss der femoralen Gelenkkomponente aus transparentem Polyester her, welcher in einer Materialprüfmaschine mit einer axialen Gelenkkraft von 1500 N auf das Tibiaplateau gedrückt wurde. Dies geschah allerdings lediglich in Streckposition des Kniegelenks. Die Menisken wurden dabei vor und nach Aufbringung der Last fotografiert und die Konturen der Menisken anschließend verglichen. Es stellte sich zunächst heraus, dass die Menisken grundsätzlich in ihrer Position verharrten und der Innenmeniskus sich nur um 0,5 mm in periphere Richtung verschob. Eine radiäre Inzision im Hinterhornbereich des medialen Meniskus klaffte unter 1500 N axialer Gelenkbelastung nur gering auf. Da bei diesem ersten Präparat durch die Erstellung des kompletten Abgusses des femoralen Gelenkpartners keine Kreuzbänder mehr vorhanden waren, eignete es sich nicht für die Untersuchung in Beugestel-

lung, da die physiologische Stellung des Femurs relativ zur Tibia nicht mehr hergestellt werden konnte. Deshalb wurde mit einem zweiten Präparat anders verfahren. Unter Belassung der knöchernen Ansätze beider Kreuzbänder wurde diesmal ein Polyesterabdruck des restlichen femoralen Gelenkanteils geschaffen und das am Präparat verbliebene osteoligamentäre Fragment mit den Ansätzen der beiden Kreuzbänder wieder in den Abguss eingesetzt und fixiert. Durch eine gelenkkinematische Methode konnten anschließend verschiedene Beugestellungen des Kniegelenks rekonstruiert werden. Die Autoren beschränkten sich auf die Betrachtung des Kniegelenks in 30° flektierter Stellung und applizierten auch in dieser Stellung eine axiale Gelenkkraft von 1500 N. Zuvor wurde am Innenmeniskus ein Korbhenkelriss erzeugt, dessen zentrales Fragment zur Gelenkmitte hin luxiert wurde. Dies geschah offensichtlich, um einen eingeschlagenen Korbhenkelriss zu simulieren. Die Autoren stellten fest, dass durch Beaufschlagen des Gelenks mit 1500 N in 30° Flexionsstellung der Korbhenkelriss keine Formänderung erfuhr (Abb. 4.6).

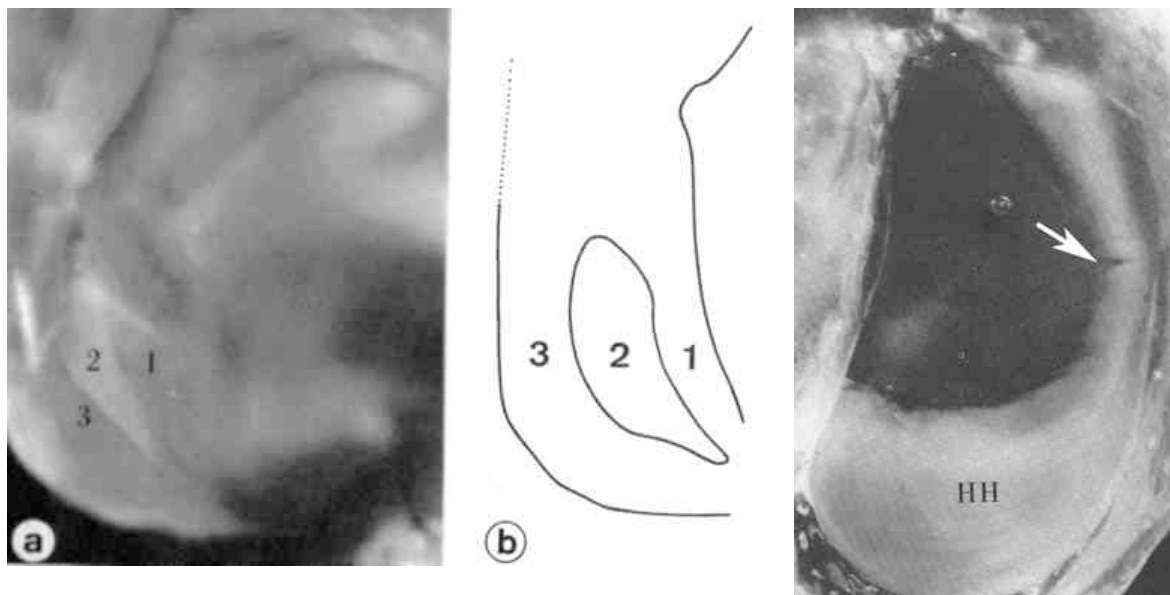


Abb. 4.6: Links (a+b): Visualisierung eines dislozierten Korbhenkelrisses an einem humanen Präparat unter Gelenkbelastung von 1500 N in 30° Flexionsstellung; rechts: Aufklaffen einer Querinzision unter 1500 N Axiallast N in 30° Flexionsstellung (Fehrmann und Mockenhaupt 1991).

Leider berichten Fehrmann und Mockenhaupt nicht über das Verhalten des nicht dislozierten Korbhenkelrisses, so dass ein Vergleich mit den vorliegenden Ergebnissen wiederum schwer fällt. Wenn die Studie auch lediglich an zwei Präparaten durchgeführt und auch nur zwei Flexionsstellungen getestet wurden, so unterstützen die Ergebnisse dennoch die Annahme, dass

axiale Gelenkkräfte nur eine geringe Formänderung des Meniskus hervorrufen. Dies wird auch von kernspintomographischen Untersuchungen zur Meniskusbeweglichkeit unterstützt (Vedi et al. 1999). In dieser radiologischen Studie an jungen Fußballern wurde die Bewegung der Menisken im offenen Magnetresonanztomographen über einen Bewegungsumfang von voller Extension bis 90° Flexion mit und ohne Belastung des Kniegelenks durch das Körpergewicht gemessen. Dabei wurde eine Verschiebbarkeit des Innenmeniskushinterhorns von 3,8 mm ohne Gelenkbelastung und von 3,9 mm unter Einwirkung des Körpergewichts ermittelt. Dieses Ergebnis lässt zwar nicht unmittelbar den Schluss zu, dass Hinterhornrisse durch den Einfluss des Körpergewichts nicht weiter aufklaffen, jedoch zeigt auch diese Studie, dass durch Einwirkung axialer Gelenklasten keine vermehrte Translation des medialen Meniskushinterhorns nach posterior stattfindet, was sich in der vorliegenden Studie als Belastung erhöhend und Riss verbreiternd auswirkte.

Zwei weitere in vitro Arbeiten visualisierten simulierte Meniskusrisse mit Hilfe radiologischer Verfahren (Ganley et al. 2000; Kleekämper 2002). Ganley et al. verwendeten für ihre Studie sieben humanen Leichenkniegelenke, in deren Innenmeniskushinterhorn sie 3 cm lange Korbhenkelrisse setzten. Um die Rissbreiten in Streckstellung und in 30° und 60° Beugung im Computertomogramm sichtbar zu machen, markierten die Autoren die Rissflächen mit Gefäßclips aus Metall. Eine spezielle röntgendurchlässige Vorrichtung erlaubte die Variation der Gelenkstellung unter Einfluss einer axialen Gelenkkraft von 450 N. Die Einleitung der axialen Gelenkkraft führte zu einer Verbreiterung des Risses von unter 0,5 mm, wobei die absolute Rissbreite ohne Belastung nicht festgestellt werden konnte. Die Bildauflösung wurde mit 0,23 mm/Pixel bei einer Messgenauigkeit von ± 2 Pixeln angegeben, was eine lediglich abschätzende Erfassung der Rissbreiten erlaubte. Ein Einfluss der Gelenkstellung auf die Rissbreite konnte nicht nachgewiesen werden. Allerdings bemerkten die Autoren selbst, dass kritische Situationen in maximaler Beugstellung aufgrund von Beschränkungen der Testvorrichtung nicht geprüft werden konnten. Im Vergleich zur vorliegenden Arbeit zeigten die Messungen einen wenn auch geringen Einfluss der axialen Gelenkkraft auf die Spaltbreite. Dies mag an der mehr als doppelt so hohen Axialkraft von 450 N liegen. Ganley et al. erklärten die Geringfügigkeit des Effektes axialer Last auf die Spaltbreite damit, dass Kompressionskräfte offensichtlich einen eher stabilisierenden Effekt haben. Sie spekulierten allerdings, dass in tieferen Beugstellungen größeres Aufklaffen stattfinden könnte. Die zweite radiologische Studie wurde im Rahmen einer Dissertation ebenfalls an sieben humanen Leichenpräparaten durchgeführt (Kleekämper 2002). Wiederum erfolgte die Simulation eines Korbhenkelrisses im Innenmenis-

kushinterhorn. Die Gelenke wurden dann in einem metallfreien Gestell in einem Magnetresonanztomographen gescannt und die Rissbreiten in Streckstellung und in 45° , 90° sowie 120° Beugung untersucht. Die Einleitung von axialen Lasten oder äußeren Momenten war nicht möglich. In dieser Untersuchung war die Messgenauigkeit noch niedriger. Die Spaltbreiten in 45° wurden deshalb lediglich in die drei Kategorien *kaum Spaltbildung*, *mäßige Spaltbildung* und *deutlich disloziert* eingeteilt. Die Bewertung der Rissbreiten in den anderen Beugestellungen erfolgte dann relativ zur beobachteten Kategorie in 45° Stellung. Es kam bei einigen Kniegelenkspräparaten zu einem deutlich sichtbaren Spalt. Die Spaltbildung bei verschiedenen Beugestellungen war allerdings im Vergleich der sieben getesteten Kniegelenke recht verschieden. Hierfür sind wahrscheinlich methodische Mängel verantwortlich. Die Gelenke wurden ohne Einleitung jeglicher Kraft in ein Gestell gehängt, was zu einer indifferenten Lage von Femur und Tibia aufgrund der Grundlaxizität jeden Kniegelenks führen kann. Dies könnte unterschiedliche Lagen und damit Belastungen der Menisken bewirkt haben. Der stabilisierende Effekt axialer Gelenkkompression fehlte. Dadurch bedingt erhielt der Meniskus zusätzliche Freiheitsgrade und könnte sich selbst bei kleinen Translationen oder Rotationen zwischen Femur und Tibia aufgewölbt haben. Eine geringe axiale Kompression hätte die Kniegelenke in eine definierte Position gebracht und so die Versuchsbedingungen homogenisiert.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Meniskuslängsrisse am empfindlichsten auf reine tibiale Außenrotationsmomente reagieren und reine Innenrotationsmomente den Hinterhornlängsriss vor einem Aufklaffen schützen können und sogar zu einer geringeren Spaltbildung als bei Fehlen äußerer Lasten führen. Axiale Gelenklasten haben dagegen nur einen geringen Einfluss auf das Aufklaffverhalten von Längsrissen des Innenmeniskushinterhorns, sie scheinen eher sogar stabilisierenden Charakter zu besitzen.

4.4.2. Spaltbreiten bei verschiedenen Risslängen

Die durchgeführten Messungen der während der Flexions-Extensionszyklen maximal auftretenden Spaltbreiten der Meniskuslängsrisse wurden mit den gleichen Kniegelenken bei drei verschiedenen Risslängen durchgeführt. Es zeigte sich eindeutig, dass das Aufklaffen der Risse sich mit zunehmender Risslänge vergrößerte. Dies wurde besonders deutlich im Vergleich der Spaltbreiten der 2 cm und der 3 cm langen Risse (Abb. 3.6 und 3.7). Für alle Lastfälle konnte die Beobachtung der Spaltverbreiterung bei Rissverlängerung gemacht werden. Bei der Über-

legung, welche Ursache zu diesem Ergebnis führen könnte, liegt es nahe zu vermuten, dass längere Risse instabiler werden, und damit mehr zum Aufklaffen neigen.

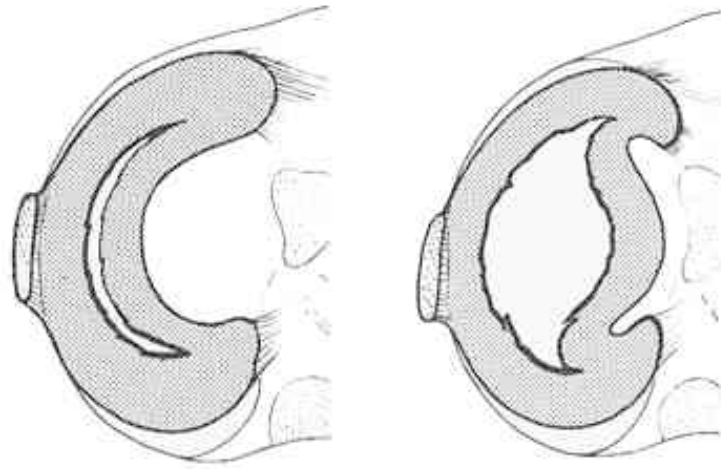


Abb. 4.7: Extremfall des Aufklaffens bei sehr langen Meniskusrissen. Links: Korbhenkelriss, rechts: eingeschlagener Korbhenkelriss (Cotta 1982).

Im Extremen ist dieser Mechanismus bei sehr langen Längsrissen als eingeschlagener Korbhenkelriss bekannt (Abb. 4.7, (Cotta 1982)). Dabei kann sich der zentrale Teil des Meniskusrisses stark vom peripheren Teil entfernen oder sich sogar herumdrehen.

4.5. Versorgung mit einem Refixierungsimplantat

4.5.1. Spaltbildung nach Refixierung mit drei ClearFix Schrauben

Weiteren Aufschluss über die Spaltbildung sollte der letzte Teil der Untersuchungen geben, in dem die 3 cm langen Hinterhornrisse mit jeweils drei ClearFix Meniskusschrauben refixiert wurden. Während ohne Implantat in den meisten Fällen während der Flexions-Extensionsbewegungen ein ständiges Aufklaffen mit einem Maximum und Minimum der Rissbreite in verschiedenen Gelenkstellungen beobachtet werden konnte, war nach Versorgung mit drei Implantaten in der Mehrzahl der Messungen ein vollständig geschlossener Riss zu erkennen. Die Auswertung von 490 Rissbreiten, die sich aus den sieben verschiedenen Lokalisationen und allen gemessenen Lastsituationen zusammensetzten, ergaben in 72 % der Fälle eine Rissbreite von Null, d.h. einen vollständig adaptierten Riss (siehe 3.2.3). Dieser Umstand allein zeigt die Wirksamkeit des Implantats. Die Reduzierung der maximal auftretenden Rissbreiten um 21 – 57 % spricht ebenso für sich.

Zum Vergleich des Effektes von Meniskusrefixierungen auf das Aufklaffverhalten mit anderen Studien können wiederum nur die beiden schon besprochenen Arbeiten von Ganley et al. bzw. die Dissertation von Kleekämper herangezogen werden (Ganley et al. 2000; Kleekämper 2002). Beide versorgten die simulierten Risse mit Nähten und wiederholten ihre Messungen im Computer- bzw. Magnetresonanztomographen. Ganley et al. fanden nur minimal geringeres Aufklaffen nach Versorgung eines 3 cm langen Korbhenkelrisses mit drei 2-0 Polypropylen Nähten. Hier ist aber wieder zu berücksichtigen, dass in dieser Studie nur die Verbreiterung des Risses durch Einwirkung einer axialen Kraft von 450 N und nicht die absolute Rissbreite selbst gemessen wurde. Vor diesem Hintergrund sind die Ergebnisse von Ganley et al. erklärbar, da die Autoren auch der Ansicht sind, dass axiale Gelenkkompression die Form der Menisken stabilisiert. Dieser Effekt ist natürlich unabhängig davon, ob ein Riss refixiert wurde oder nicht. Bei der Arbeit von Kleekämper ergeben sich wiederum widersprüchliche Ergebnisse (Kleekämper 2002). Während bei einigen Kniegelenken das Aufklaffen nach Nahtversorgung des Meniskusrisses geringer war, kam es bei anderen Präparaten sogar zu größeren Spaltbreiten als ohne Adaptation der Rissflächen durch eine Naht. Diese Befunde erscheinen nicht schlüssig und könnten durch die oben beschriebenen methodischen Probleme verursacht sein. Trotzdem gelangte der Autor aufgrund der insgesamt mäßigen Spaltbildung zu dem Schluss, dass ein uneingeschränkter Bewegungsumfang des Kniegelenks keinen negativen Einfluss auf einen genähten Meniskus hat und die volle Gelenkbeweglichkeit zu keinen den Heilungsprozess störenden Kräften führt. Hier stimmte er mit der Ansicht von Ganley et al. überein, die aufgrund ihrer Ergebnisse sich für eine frühzeitige, aggressive Rehabilitation nach Meniskusrefixierung aussprechen. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterstützen im Prinzip diese Aussage aufgrund der nach Versorgung mit drei Implantaten stark reduzierten Spaltbreiten bei unterschiedlichsten Gelenkbelastungen. Allerdings bleibt zu erörtern, welche Spaltbreiten für die Meniskusheilung tolerabel sind.

4.5.2. Kräfte im Implantat-Meniskus Verbund

Die Beobachtung und quantitative Beurteilung des Aufklaffverhaltens von Meniskusrissen wirft die Frage nach den Kräften auf, die auf einen Meniskus wirken und welchen Kräften eine Refixierungsimplantat widerstehen muss, das die Flächen eines Meniskuslängsrisses suffizient adaptieren soll. Ein direkter Vergleich der vorgestellten Messungen mit Literaturangaben ist nicht möglich. Es können jedoch indirekte Schlüsse gezogen werden, die Hinweise über die Plausibilität der Ergebnisse und gleichzeitig eine Abschätzung der Kräfte, die auf die Verbin-

dung zwischen Implantat oder Naht und Meniskusgewebe wirken, liefern können. Wie unter 4.3 beschrieben, existiert nur eine Studie zur Erfassung von Kräften in Meniskusnähten (Kirsch et al. 1999). Da es sich bei dieser Veröffentlichung nur um ein sehr kurzes Abstrakt handelt, sind jedoch keine detaillierten Angaben zur Methodik verfügbar. Trotzdem sind die in dieser Pilotstudie ermittelten Ergebnisse sehr aufschlussreich. Die sehr geringen Kräfte unter 10 N, die in den Nähten eines T-Fix Fadenankers bei Flexions-Extensionsbewegungen gemessen wurden, lassen die Autoren darauf schließen, dass die Integrität des refixierten Meniskus durch Gelenkbewegungen nicht beeinträchtigt wird. Wie lassen sich die Resultate von Kirsch et al. aber mit den Messungen der vorliegenden Arbeit verbinden? Hierzu ist eine Kombination der Ergebnisse aus dem ersten Teil mit denen des zweiten Teils notwendig. Im ersten Teil konnten neben den Ausreißkräften auch die Steifigkeiten der Implantat-Meniskus Verbindung bestimmt werden. Dazu wurde aus Gründen der Vergleichbarkeit aller Implantate und der Horizontalnaht die Verformung der Implantat-Meniskus Verbindung bei einheitlich 20 N bestimmt und zu einer Steifigkeit umgerechnet (siehe Abb. 2.9). Die Mediane dieser Steifigkeit lagen bei den drei Implantaten und der Horizontalnaht immer zwischen 2,6 und 3,1 N/mm Risspaltbreite. Als höchste Steifigkeit im Einzelfall wurde für die Meniscal Screw 3,7 N/mm gemessen. Aus dem zweiten Teil der Arbeit ergaben sich die maximalen Spaltbreiten von Längsrissen im Innenmeniskushinterhorn bei liegendem Implantat. Diese waren im Mittel zwischen 0 und 0,7 mm, im Einzelfall an der Stelle eines Implantats bis zu 1 mm breit. Um die maximal auftretenden Kräfte in einem Refixierungsimplantat abzuschätzen, liegt es nahe, eine entsprechende Kraft aus Steifigkeit und auftretender Spaltbreite zu errechnen. Um die resultierende Kraft nicht zu unterschätzen, verwendet man hierzu vorzugsweise die im Einzelfall höchste gemessene Steifigkeit und die größte beobachtete Spaltbreite. Nimmt man also eine Steifigkeit von $S=3,7$ N/mm und eine Spaltbreite von $\Delta L=1$ mm an, so ergibt die einfache Rechnung $F=S \Delta L$ eine Kraft von $F=3,7$ N. Die Berechnung der Steifigkeit bei 20 N Zuglast führt dabei zu einer Überschätzung der Kraft, da bei niedrigeren Kräften die Steifigkeit aufgrund des progressiven Charakters des unteren Abschnittes der Kraft-Verformungskurve geringer ausfällt. Die Abschätzung ergibt also unter Berücksichtigung des ungünstigsten Falles eine maximale Kraft von etwa 4 N in einem Implantat-Meniskus Verbund, was sogar noch eine geringere Belastung als die von Kirsch et al. gemessene darstellt, der mittlere Haltekräfte von 9 N in den Befestigungsnähten eines T-Fix Ankers fand.

Zur Einschätzung der Kräfte bei Verwendung von drei Implantaten soll ein vereinfachtes Ersatzmodell dienen (Abb. 4.8).

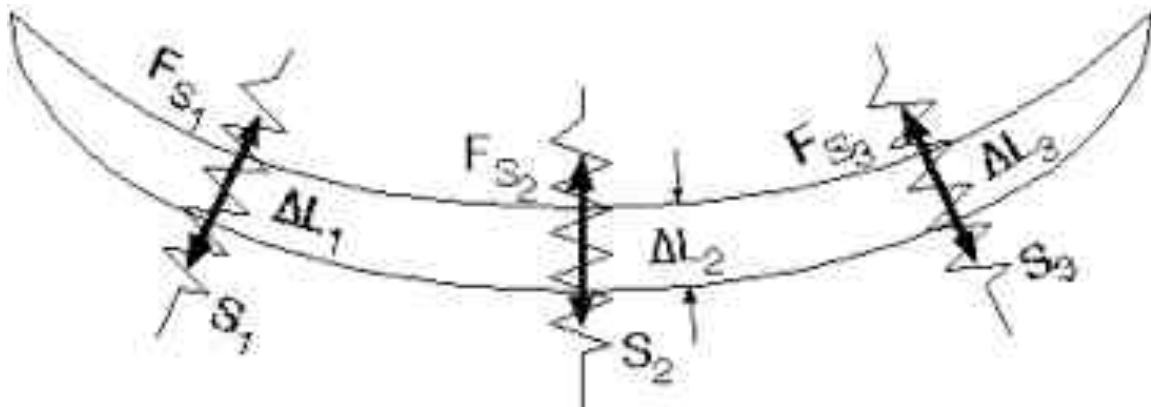


Abb. 4.8: Ersatzmodell eines durch drei Implantate refixierten Meniskusrisses zur Abschätzung der Kraft im Implantat-Meniskusverbund.

Für die einzelne Meniskusschraube gilt:

$$F_S = S \Delta L$$

mit

F_S = Schraubenkraft

S = Steifigkeit der Schrauben-Meniskusverbindung

ΔL = Verformung der Schrauben-Meniskusverbindung (Rissbreite)

Der oben beschriebene „worst case“ ergab eine Kraft für ein einzelnes Implantat von 3,7 N. Bei drei Schrauben, mit denen der Riss insgesamt refixiert wurde, errechnet sich eine dreifache Gesamtkraft von 11,1 N, die von den Implantaten gehalten wird. Auch hier bestätigen sich wieder die Messungen von Kirsch et al., die Haltekräfte von 9 N in den Fäden eines Meniskusankers gemessen hatten (Kirsch et al. 1999). Die Gesamtkraft, die in der vorliegenden Arbeit von den drei Meniskusschrauben gehalten wurde, war offensichtlich ähnlich hoch, für das einzelne Implantat jedoch entsprechend geringer. Das Ersatzmodell, in dem alle Implantate die Haltekraft zu gleichen Teilen übernehmen, ist allerdings sehr vereinfachend, da kaum angenommen werden kann, dass in einer komplexen Belastungssituation, wie sie im Meniskus herrscht, eine gleichmäßige Lastverteilung auf die Refixierungsimplantate zustande kommt. Außerdem könnte angenommen werden, dass der Innenmeniskushinterhornbereich aufgrund seiner speziellen Belastung bei tiefer Flexion und bei Außenrotationen der Tibia entsprechend höher belastet wird als andere Abschnitte des Meniskus. Hierzu liefert aber die differenzierte

Betrachtung der Spaltbreiten an den verschiedenen Lokalisationen weiteren Aufschluss. Es konnte gezeigt werden, dass die Spaltbreiten an den Stellen, an denen sich die Implantate befanden, geringer ausfielen als zwischen den Meniskusschrauben bzw. hinter der am weitesten posterior oder vor der am weitesten anterior gelegenen Schraube. Betrachtet man die drei Schraubenlokalisationen selbst, so fällt auf, dass bei 200 N Axiallast die Spaltbreiten am Implantat im Hinterhorn (Screw 1), also an der Schraube, die am weitesten posterior gelegen war, größer als an den anderen zwei weiter nach anterior gelegenen Schrauben waren (Screw 2 +3, Abb. 3.11). Unter 30 N Axiallast waren die Spaltbreiten am mittleren Implantat etwas höher als unter 200 N Gelenkbelastung aber im Vergleich zu den Rissbreiten an der vorderen Schraube deutlich breiter. Die höheren Spaltbreiten, die an den Implantatlokalisationen gemessen wurden je weiter die Schraube nach posterior gelegen war, zeigte deutlich die erhöhte Belastung im Hinterhorn. Es ist deshalb mit vermehrter Belastung der posterioren Implantate zu rechnen. Bedenkt man allerdings das insgesamt niedrige Niveau der Spaltbreiten nach Versorgung mit drei ClearFix Schrauben von nur wenigen Zehntelmillimetern, so scheint die Kräfteverteilung auf die einzelnen Implantate eher unkritisch zu sein.

4.6. Klinische Bedeutung der Ergebnisse

Welche Konsequenzen bringen die Ergebnisse dieser Arbeit für die chirurgische Versorgung von Meniskusrissen mit sich? Hat die vorliegende Arbeit neue Erkenntnisse erbracht, die Einfluss auf die Art der operativen Behandlung oder physiotherapeutische Nachsorge von Patienten mit geschädigten Menisken haben? Die Ergebnisse der vorgestellten experimentellen Studien sollen im Folgenden in einen klinischen Zusammenhang gestellt werden und die gängigen Verfahren der chirurgischen Meniskusrefixierung vor dem Hintergrund der durchgeführten Arbeiten kritisch betrachtet werden.

4.6.1. Optimale Heilungsbedingungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit haben gezeigt, dass Spaltbreiten in Innenmeniskushinterhornrissen von im Einzelfall bis zu 2,8 mm auftreten können. Die Adaptation der Rissflächen mit einem Implantat reduziert das Aufklaffen des Risses wesentlich, kann es jedoch nicht völlig verhindern. Welche Rissbreiten bzw. welche Dehnung von dem heilenden Gewebe toleriert wird, ohne dass es zur Beeinträchtigung des Heilungsvorgangs mit näherungsweise Wiederherstellung seiner mechanischen Eigenschaften kommt, ist nicht bekannt. Einleuchtend erscheint die Überlegung, dass die Heilung umso besser abläuft, je geringer das Aufklaffen

eines Risses ist. Allerdings ist auch denkbar, dass ein gewisser mechanischer Reiz den Heilungsvorgang stimuliert. Dies erscheint in der Phase der Zelldifferenzierung und der Phase des Remodelings wichtig, in der die Ausrichtung des für die mechanische Funktion des Meniskus wichtigen kollagenen Netzwerks erfolgt. Schon seit den Arbeiten von Wolff ist bekannt, dass sich mechanisch belastete Gewebe ihrer Beanspruchung anpassen (Wolff 1892). Für die Knochenheilung konnte gezeigt werden, dass sich interfragmentäre Dehnungen innerhalb eines bestimmten Limits positiv auf den Heilungsvorgang auswirken können (Goodship et al. 1998; Kenwright und Goodship 1989; Wolf et al. 1998). Auch für Sehnen (Forsslund und Aspenberg 2001) und Knorpel (Mukherjee et al. 2001; Saris et al. 1999) existieren Erkenntnisse, dass mechanische Stimulation die Gewebedifferenzierung fördert und eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften bewirken kann. Deshalb ist es wahrscheinlich, dass auch im heilenden Meniskusgewebe ähnliche Wirkungsmechanismen existieren, die jedoch noch nicht untersucht sind. Hierfür sprechen auch Berichte über Spontanheilungen von kleineren Meniskusrissen (Ihara et al. 1994), bei denen ohne chirurgische Refixierung eine Gewebeheilung erfolgte. Risse, die kürzer als 10 mm sind, werden klinisch als nicht nicht versorgungswürdig angesehen (Henning 1990). Ohne operatives Adaptieren der Rissflächen muss es aber bei Gelenkbewegungen und –belastungen zu gewissen Verschiebungen zwischen den Rissanteilen und damit zu Bewegungen im Risspalt bzw. in der Heilungszone kommen.

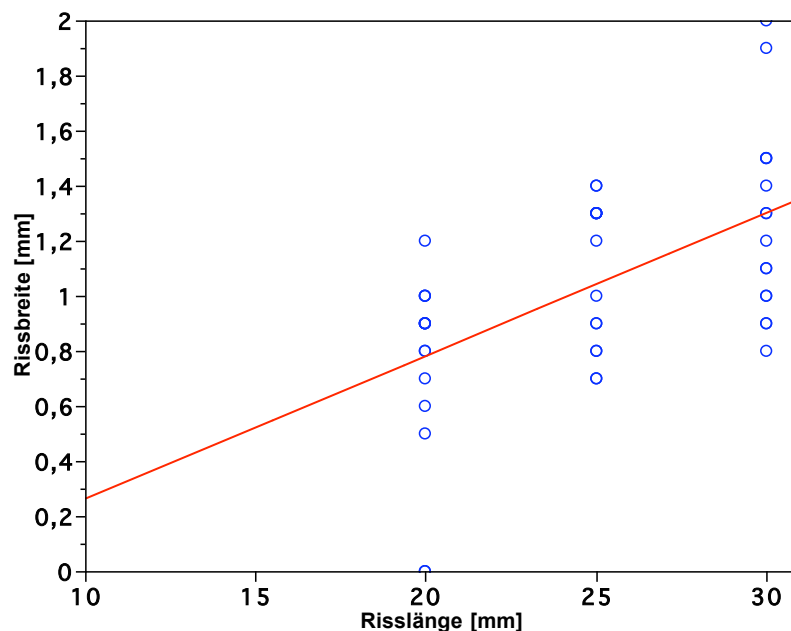


Abb. 4.9: Abhängigkeit der Spaltbreite eines nicht refixierten Meniskuslängsrisses von der Risslänge. In die Berechnung der Regressionsgeraden gingen alle Spaltbreiten unter 30 N und 200 N Axiallast ohne Einwirkung äußerer Momente ein: $Rissbreite = -0,25 + 0,052 Risslänge$ ($R^2 = 0,32$).

Eine Heilung scheint also bei geringen Dehnungen im Risspalt möglich zu sein. In der vorliegenden Arbeit konnte unter anderem festgestellt werden, dass die auftretenden Rissbreiten sich mit zunehmender Risslänge vergrößerten. Extrapoliert man den durch lineare Regression ermittelten Zusammenhang zwischen Risslänge und Rissbreite, so ergibt sich bei einer angenommenen geringen Risslänge von z.B. 10 mm ein theoretisches Aufklaffen des Risses von etwa 0,3 mm (Abb. 4.9). Dies entspricht etwa den Rissbreiten, die in der vorliegenden Studie nach Einbringung von drei Meniskusschrauben beobachtet wurden.

Daraus könnte der Schluss gezogen werden, dass Implantate und Nahttechniken, die das Aufklaffen eines Korbhenkelrisses im Innenmeniskushinterhorn auf Spaltbreiten um 0,3 mm reduzieren, eine ausreichende Stabilität für eine erfolgreiche Heilung des Meniskusgewebes erzeugen.

4.6.2. Implantatauswahl und Operationstechnik

Es erscheint also sinnvoll, Korbhenkelrisse im Innenmeniskushinterhorn ab einer bestimmten Länge der Läsion zu refixieren, da mit zunehmender Risslänge der Riss instabiler und damit die Spaltbreiten größer werden. Bei zu breitem Spalt könnte aber ein nicht exakt bekannter Grenzwert der Dehnung, bei dem noch eine ungestörte Gewebeheilung stattfindet, überschritten werden. Welches Implantat kann zur suffizienten Adaptation von zentralem und peripherem Rissanteil empfohlen werden? Die Arbeit hat gezeigt, dass selbst ein Implantat von geringer Ausreißkraft wie die ClearFix Screw ($F_A = 22 \text{ N}$) die Spaltbreiten in Meniskuslängsrissen unter verschiedenen Belastungsbedingungen auf Werte um 0,3 mm reduzieren kann. Man kann deshalb davon ausgehen, dass andere Implantate und Nähte, die wesentlich höhere Ausreißkräfte und eine ähnliche Steifigkeit der Implantat-Meniskus Verbindung aufweisen, das Aufklaffen von Meniskusrissen auf ähnliche Werte reduzieren können. Die vorliegenden Untersuchungen haben gezeigt, dass der Parameter Ausreißkraft keine ausschlaggebende Bedeutung für ein Meniskusrefixierungsimplantat hat. Die auftretenden Kräfte im Verbund von Meniskusgewebe und Implantat bzw. Naht sind in der Größenordnung von 10 N und damit eher gering. Bedeutet das aber, dass es gleichgültig ist, welches Implantat verwendet wird? Hierzu müssen noch andere Überlegungen angestellt werden.

Ein wichtiges Kriterium für die Auswahl eines geeigneten Implantats ist die Frage, ob es Reaktionen hervorruft, die sich negativ auf die umliegenden Gewebe auswirken können. Hierzu ist

zum einen eine gute Biokompatibilität erforderlich, von der man allerdings im Fall der üblicherweise verwendeten Materialien wie Polydioxanon, Polylaktid oder Kopolymeren aus diesen Komponenten ausgehen kann. Von reinem Polylaktid ist aber bekannt, dass es sehr langsam resorbiert und bis zu Jahren im Körper verbleibt, bis es über hydrolytische Vorgänge abgebaut wird. Je länger ein Implantat aber im Körper verbleibt, desto größer ist die Gefahr des Implantatbruchs oder der Migration ins Gelenkinnere. Dies wurde schon mehrfach beschrieben (Barber 2000; Calder und Myers 1999; Ganko und Engebretsen 2000; Hechtman und Uribe 1999; Hutchinson und Ash 1999; Menche et al. 1999). Aus diesem Grund wurde der in seiner ersten Version aus Poly(l-laktid) bestehende Meniscal Arrow inzwischen aus einem schneller resorbierenden Material hergestellt. Es ist anzustreben, dass das Implantat nicht wesentlich länger als die für die Heilung des Risses notwendige Zeit im Gewebe verbleibt. Eine weitere negative Auswirkung eines Meniskusrefixierungsimplantat kann seine Interaktion mit der femoralen Gelenkfläche darstellen. Als wichtigen Nebenbefund der vorliegenden Arbeit konnte festgestellt werden, dass bei unzureichender Versenkung der Meniskusschraube im Meniskusgewebe es bei Gelenkbewegung unter axialer Belastung zu einer starken Schädigung des femoralen Gelenkknorpels kommt.



Abb. 4.10: Knorpelschaden nach ca. 50 Flexions-Extensionszyklen bei unzureichender Versenkung von zwei der drei Meniscal Screw Implantate im Meniskusgewebe, der Pfeil rechts im Bild zeigt auf die dritte Schraube die korrekt versenkt wurde.

Nach abgeschlossenem Experiment und Eröffnung des Gelenks stellte sich an einem Präparat heraus, dass zwei der drei ClearFix Screws ca. 0,5 mm aus dem Meniskus herausstanden (Abb. 4.10). Ob die Schrauben bei der Implantation nicht genügend eingeschraubt wurden oder ob

sie sich während der Tests herausbewegten, kann nicht geklärt werden. Tatsache ist jedoch, dass die Schrauben auf der gegenüberliegenden Femurkondyle während der Bewegungszyklen deutliche Riefen hinterließen. Bedenkt man, dass dieser Schaden durch lediglich 50 Flexion-Extensionszyklen unter relativ geringer Teilbelastung des Gelenks zustande kam, erscheint die Verwendung dieses Implantats bedenklich. Knorpelschäden durch Meniskusrefixierungsimplantate wurden auch klinisch schon festgestellt (Barber 2000; Ross et al. 2000; Seil et al. 2000a). Prinzipiell kann aber, sieht man von der Möglichkeit der Migration ab, bei der Meniskusschraube eine Schädigung des Knorpels durch korrektes Einbringen vermieden werden. Andere Implantate wie z.B. der Meniscal Arrow oder der Meniscal Fastener (H-Fix) besitzen einen Kopf, der grundsätzlich auf der Oberfläche des Meniskus aufliegt. Hier ist geradezu ein Knorpelschaden vorprogrammiert. Einschränkend kann man aber sagen, dass bei relativ schnell resorbierenden Materialien wie dem Polydioxanon schon bald nach Implantation eine Aufweichung des Materials durch Wasseraufnahme erfolgt, was eine Aufreibung des Knorpels an der femoralen Kondyle wahrscheinlich vermeidet. Bei Verwendung von Polylaktid ist mit einer Materialaufweichung erst nach erheblich längerer Zeit zu rechnen. Bei Verwendung von Implantaten, die konstruktionsbedingt einen Kopf besitzen und aus einem langsam resorbierenden Material gefertigt sind, ist deshalb eine Knorpelschädigung nicht auszuschließen. Nahttechniken sind in dieser Hinsicht eher unkritisch, da insbesondere bei der Horizontalnaht kaum Kontakt zwischen Nahtmaterial und Gelenkfläche zustande kommt. Von den in Abb. 1.5 gezeigten gängigen Implantaten sind unter dem Aspekt möglicher Knorpelinteraktion deshalb der Meniscal Stapler, der Biostinger und der Meniscus Arrow als kritisch anzusehen. Neuere Implantatentwicklungen berücksichtigen diese Überlegungen und sind auch schon in Form von Nahtankern auf dem Markt.

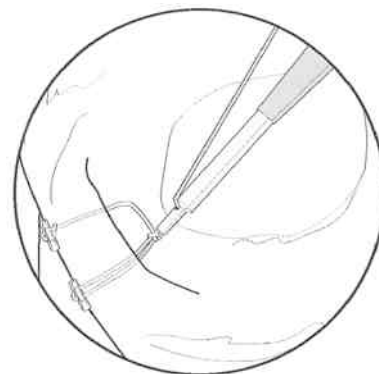


Abb. 4.11: FasT-Fix Nahtanker von Smith & Nephew

So werden z.B. bei dem FasT-Fix Anker (Smith & Nephew, Andover, MA, USA) zwei 5 mm Anker aus einem resorbierbaren Polymer, an denen Nähte mit vorgeknüpften Knoten befestigt sind, durch den Meniskusriss eingebracht und der Knoten über dem zentralen Rissfragment angezogen (Abb. 4.11). Dieses Implantat kombiniert die Vorteile der „all-inside“ Technik mit denen der Meniskusnaht, ohne die Notwendigkeit schwieriger intraartikulärer Knotentechniken. Die Anker selbst haben keinen Kontakt zu den Gelenkflächen und minimieren so die Gefahr eines Knorpelschadens.

4.6.3. Rehabilitation

Welche Schlüsse können aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit für die postoperative Nachbehandlung gezogen werden? Die in den 1980er Jahren sich nur langsam durchsetzenden Techniken, Meniskusrisse zu reparieren statt teilweise zu reseziieren oder den Meniskus ganz zu entfernen, lag u.a. auch an dem Nachteil der längeren Rehabilitation. Nach Teilresektion kann der Patient nach abgeschlossener Wundheilung praktisch sofort voll belasten und uneingeschränkt bewegen, was vor allem dem jungen Leistungssportler entgegen kommt. Nach Refixierung eines Meniskusrisses wird dagegen häufig eine Phase der Entlastung bei eingeschränkter Beweglichkeit durch eine entsprechende Schiene empfohlen. Allerdings herrscht hier Uneinigkeit über die tatsächlich erforderliche Schonungsphase. Einigen Autoren befürworten eine zum Teil sehr zurückhaltende Rehabilitation mit bis zu sechswöchiger Entlastung und dreiwöchiger Bewegungslimitierung bis 45° (Albrecht-Olsen et al. 1999; Cannon und Vitori 1992; Egli et al. 1995; Hürel et al. 2000; Tenuta und Arciero 1994). Andere verfolgen eine aggressivere Strategie mit bis zu sofortiger Vollbelastung und voller Beweglichkeit (Mariani et al. 1996; Morgan und Casscells 1986; Rubman et al. 1996; Shelbourne et al. 1996). Vergleichende klinische Studien konnten keinen Unterschied zwischen dem Ergebnis nach vorsichtiger Rehabilitation und dem nach aggressiver Nachsorge mit sofortiger Vollbelastung und uneingeschränkter Beweglichkeit feststellen (Barber 1994; Kleekämper 2002; Shelbourne et al. 1996). Dies könnte durch die geringen Kräfte im Verbund zwischen Meniskus und Implantat auch unter Belastung erklärt werden. Allerdings bezogen sich die genannten Studien fast ausschließlich auf die Versorgung mit einer Meniskusnaht, bei der Komplikationen im Sinne von Knorpelschädigungen unwahrscheinlich sind. Albrecht-Olsen et al. empfehlen nach Refixierung mit Meniscus Arrow Implantaten sogar eine fünföchige Entlastung gefolgt von einer vieröchigen Teilbelastungsphase bei Bewegungseinschränkung von 0-20-90° (Albrecht-Olsen et al. 1999). Aus den Erkenntnissen der vorliegenden Studie und anderer experimenteller Ar-

beiten zur Spaltbildung von Meniskusrissen (Ganley et al. 2000) kann geschlossen werden, dass nach Versorgung mit einem Implantat oder einer Naht unter den verschiedensten Belastungssituationen und in allen Gelenkstellungen keine kritischen Spaltbreiten mehr auftreten. Theoretisch könnte also die Belastung und Bewegung postoperativ völlig frei gegeben werden. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass Implantate, die konstruktionsbedingt auf der Oberfläche des Meniskus aufliegen, in den femoralen Gelenkknorpel eindrücken und damit eine Knorpelschädigung bewirken können. Handelt es sich um ein Implantat mit schneller Resorptionscharakteristik, kann nach mehrwöchiger Entlastung das Kniegelenk zunehmend belastet werden, da durch das Aufweichen des Implantatkopfes dann eine Knorpelschädigung unwahrscheinlich ist. Allerdings ist eher zu solchen Implantaten zu raten, die gar keine Köpfe oder Anker besitzen, die zwischen Meniskus und Gelenkfläche positioniert werden. Bei solchen, meist mit Nähten realisierten Konstrukten ist bei Reizfreiheit des Kniegelenks, die meist nach ca. zwei Wochen erreicht ist, eine volle Belastbarkeit bei voller Beweglichkeit gegeben. Bedenkt man jedoch, dass in der vorgestellten Arbeit die größten Spaltbreiten unter Einwirkung reiner Außenrotationsmomente auftraten, ist eine mehrwöchige Einschränkung der Rotationsfähigkeit der Tibia durch eine entsprechende Schiene ratsam. Bei völlig freifunktioneller Rehabilitation ohne Schiene könnte der Patient sich quasi zu sehr in Sicherheit wiegen und Positionen einnehmen, die ihm zwar unkritisch erscheinen, die aber bei mangelnder Vorsicht zu höheren Belastungen als der in dieser Studie getesteten und damit zum stärkeren Aufklaffen des refixierten Meniskusrisses führen könnten.



5. Zusammenfassung

Die Menisken spielen eine wesentliche Rolle für die Mechanik des Kniegelenks. Ihre wichtigste Funktion ist die Fähigkeit, die Inkongruenz der femoralen und tibialen Gelenkflächen auszugleichen und dadurch die Kraft übertragende Kontaktfläche wesentlich zu vergrößern. Die früher häufig praktizierte Teil- oder Totalresektion des Meniskus resultierte deshalb in einer Überlastung des Gelenkknorpels und damit meistens in einer frühzeitigen Arthrose. Das Wissen um die Unverzichtbarkeit der Menisken führte zu dem Bestreben, sie zu erhalten. Es zeigte sich, dass die Menisken ein Heilungspotential aufweisen, insbesondere wenn eine Läsion sich in der durchbluteten Randzone befindet. Es wurden Nahttechniken entwickelt, die zu guten Heilungserfolgen führten, aber operationstechnisch schwierig und zeitaufwendig sind. Neuere Entwicklungen sind in Form von speziellen, meist resorbierbaren Implantaten auf dem Markt, die eine einfachere und schnellere Refixierung von Meniskusrissen erlauben. Auch mit solchen Implantaten werden gute klinische Ergebnisse erzielt. Als ein wichtiger Parameter von Meniskusnähten und –implantaten wird häufig die Kraft angegeben, die notwendig ist, um die refixierten Meniskusfragmente in axialer Richtung des Implantats bzw. der Naht auseinander zu reißen. Die Ausreißkräfte gängiger Implantate und Nähte liegen zwischen 20 N und 150 N. Welche Kräfte im Interface von Implantat und Meniskus tatsächlich wirken und welche Spaltbreiten insbesondere in Meniskuslängsrissen auftreten, ist jedoch unbekannt. Weiterhin existieren bislang keine Erkenntnisse darüber, wie sich die postoperative axiale Gelenkbelastung auf die Ausreißkraft auswirkt. Ziel der in dieser Arbeit vorgestellten Studien war es deshalb erstens, den Effekt postoperativer dynamischer Belastung auf die Belastbarkeit und Steifigkeit

der Meniskus-Implantat Verbindung zu ermitteln und zweitens zu studieren, wie weit ein typischer Innenmeniskushinterhornriss unter verschiedenen Bewegungs- und Belastungssituationen aufklafft und ob ein gängiges Refixierungsimplantat dies ausreichend verhindern kann. Zu diesem Zweck wurden in vitro Experimente an Schweineknien durchgeföhrt. Zur Bestimmung des Effektes dynamischer Kniegelenksbelastungen wurden simulierte Korbhenkelrisse mit drei gängigen Implantaten und einer Horizontalnaht versorgt und die Kniegelenke 5000 zyklischen Belastungen in einer dynamischen Materialprüfmaschine ausgesetzt. Anschließend wurde ein Ausreißversuch durchgeföhrt. Die Tests ergaben eine Reduzierung der Primärstabilität nur für die Horizontalnaht und den Meniscal Fastener, was auf mögliche Einschnüreffekte zurückgeföhrt wurde. Allerdings lagen die Ausreißkräfte nach dynamischer Belastung für die Naht immer noch bei 85 N und bei 24 N für den Meniscal Fastener. Im zweiten Teil der Arbeit wurde ein neues Visualisierungsverfahren entwickelt, das es erlaubte, den Innenmeniskus durch eine transparente Kopie des Tibiaplateaus zu beobachten. Entsprechend präparierte Schweineknien mit simulierten Hinterhornrissen wurden in einen Kniegelenkbewegungs- und -belastungssimulator eingespannt und Flexion-Extensionsbewegungen unter verschiedenen äußeren Momenten wie Innen- bzw. Außenrotation und Varus- oder Valgus-Stress ausgesetzt. Verschiedene axiale Gelenkbelastungen wurden ebenfalls eingeleitet. Es wurde die maximal während eines Bewegungszyklus auftretende Spaltbreite des Risses registriert. Es stellte sich heraus, dass abhängig von der Belastungssituation die maximalen mittleren Rissbreiten zwischen 0 mm und 1,5 mm betragen. Am weitesten klaffte der Riss unter reiner tibialer Außenrotation auf, am wenigsten unter tibialer Innenrotation. Eine zunehmende Risslänge bewirkte immer auch eine Vergrößerung der Spaltbreite. Die Einleitung axialer Gelenkräfte hatte nur eine geringe Risspaltverbreiterung zur Folge. Die Versorgung der Risse mit drei ClearFix Meniskusschrauben, die eine geringe Ausreißkraft von nur 22 N aufweist, bewirkte eine deutliche Reduzierung der Spaltbreiten um durchschnittlich 37 %. Aus den Ergebnissen und theoretischen Überlegungen konnte auf Kräfte im Implantat-Meniskus Verbund von unter 10 N geschlossen werden. Deshalb erscheint der Parameter Ausreißkraft von nicht so hoher Bedeutung zu sein, wie bisher angenommen. Es kann davon ausgegangen werden, dass mit allen erhältlichen Implantaten die erforderliche Primärstabilität erzielt werden kann, um eine frühe freifunktionelle Rehabilitation zu ermöglichen. Eine Einschränkung der Außenrotation durch eine Schiene erscheint jedoch ratsam, um erhöhte Belastungen des Innenmeniskushinterhorns zu vermeiden. Allerdings konnte auch festgestellt werden, dass es bei Implantaten, die auf der Oberfläche des Meniskus aufragen, sei es durch einen konstruk-

tionsbedingten Kopf oder eine nicht genügende Versenkung im Meniskusgewebe, zu starken Knorpelschädigungen an den gegenüberliegenden Gelenkflächen kommen kann. Wenn eine möglichst frühzeitige Belastung und vollständige Beweglichkeit angestrebt wird, ist deshalb eher zu solchen Implantaten zu raten, die entweder keinen Kopf aufweisen, oder die durch eine Kombination aus Anker und Faden ganz auf die intraartikuläre Einbringung eines Implantats verzichten können.



6. Literatur

1. Aagaard H, Verdonk R (1999) Function of the normal meniscus and consequences of meniscal resection. *Scand J Med Sci Sports* 9 (3):134-40.
2. Ahmed AM, Burke DL (1983) In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part I: Tibial surface of the knee. *J Biomech Eng* 105 (3):216-25.
3. Albrecht-Olsen P, Lind T, Kristensen G, Falkenberg B (1997) Failure strength of a new meniscus arrow repair technique: biomechanical comparison with horizontal suture. *Arthroscopy* 13 (2):183-7.
4. Albrecht-Olsen P, Kristensen G, Burgaard P, Joergensen U, Toerholm C (1999) The arrow versus horizontal suture in arthroscopic meniscus repair. A prospective randomized study with arthroscopic evaluation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (5):268-73.
5. Annadale T (1885) An operation for displaced semilunar cartilage. *Br Med J* 1:799.
6. Arnoczky SP, Warren RF (1982) Microvasculature of the human meniscus. *Am J Sports Med* 10 (2):90-5.
7. Arnoczky SP, Warren RF (1983) The microvasculature of the meniscus and its response to injury. An experimental study in the dog. *Am J Sports Med* 11 (3):131-41.
8. Arnoczky SP, Adams M, DeHaven KE, Eyre D, Mow VC, Buckwalter JA (1987) Meniscus. In: Woo SL (Hrsg.) *Injury and Repair of the Musculoskeletal Soft Tissue*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Park Ridge, IL, 487-537.
9. Arnoczky SP, Lavagnino M (2001) Tensile fixation strengths of absorbable meniscal repair devices as a function of hydrolysis time. An in vitro experimental study. *Am J Sports Med* 29 (2):118-23.

10. Asik M, Sener N (2002) Failure strength of repair devices versus meniscus suturing techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10 (1):25-9.
11. Aspden RM, Yarker YE, Hukins DW (1985) Collagen orientations in the meniscus of the knee joint. *J Anat* 140 (Pt 3):371-80.
12. Barber FA (1994) Accelerated rehabilitation for meniscus repairs. *Arthroscopy* 10 (2):206-10.
13. Barber FA (2000) Articular cartilage damage, peripheral migration, and device failure as meniscal arrow complications: case report. *Am J Knee Surg* 13 (4):234-6.
14. Barber FA, Herbert MA (2000) Meniscal repair devices. *Arthroscopy* 16 (6):613-8.
15. Becker R, Schröder M, Starke C, Urbach D, Nebelung W (2001) Biomechanical investigations of different meniscal repair implants in comparison with horizontal sutures on human meniscus. *Arthroscopy* 17 (5):439-44.
16. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ (1998) Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. *Clin Biomech* 13 (8):625-633.
17. Bland-Sutton J (1897) *Ligaments: Their Nature and Morphology*, ed 2. JK Lewis, London, UK.
18. Boenisch UW, Faber KJ, Ciarelli M, Steadman JR, Arnoczky SP (1999) Pull-out strength and stiffness of meniscal repair using absorbable arrows or Ti-Cron vertical and horizontal loop sutures. *Am J Sports Med* 27 (5):626-31.
19. Bourne RB, Finlay JB, Papadopoulos P, Andrae P (1984) The effect of medial meniscectomy on strain distribution in the proximal part of the tibia. *J Bone Joint Surg Am* 66 (9):1431-7.
20. Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein AM (1970) The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. *J Bone Joint Surg Br* 52 (3):564-7.
21. Cabaud HE, Rodkey WG, Fitzwater JE (1981) Medial meniscus repairs. An experimental and morphologic study. *Am J Sports Med* 9 (3):129-34.
22. Calder SJ, Myers PT (1999) Broken arrow: a complication of meniscal repair. *Arthroscopy* 15 (6):651-2.
23. Cannon WD, Jr., Vittori JM (1992) The incidence of healing in arthroscopic meniscal repairs in anterior cruciate ligament-reconstructed knees versus stable knees. *Am J Sports Med* 20 (2):176-81.
24. Cotta H (1982) *Orthopädie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.

25. Day B, Mackenzie WG, Shim SS, Leung G (1985) The vascular and nerve supply of the human meniscus. *Arthroscopy* 1 (1):58-62.
26. DeHaven KE, Black KP, Griffiths HJ (1989) Open meniscus repair. Technique and two to nine year results. *Am J Sports Med* 17 (6):788-95.
27. DeHaven KE, Arnoczky SP (1994) Meniscus repair: basic science, indications for repair, and open repair. *Instr Course Lect* 43:65-76.
28. Dervin GF, Downing KJ, Keene GC, McBride DG (1997) Failure strengths of suture versus biodegradable arrow for meniscal repair: an in vitro study. *Arthroscopy* 13 (3):296-300.
29. Dürselen L, Claes L, Kiefer H (1995) The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med* 23 (1):129-36.
30. Dürselen L, Hehl G, Simnacher M, Kinzl L, Claes L (2001) Augmentation of a ruptured posterior cruciate ligament provides normal knee joint stability during ligament healing. *Clin Biomech* 16 (3):222-8.
31. Dürselen L, Heibisch A, Claes L, Bauer G (2003a) Gapping phenomenon of longitudinal meniscal tears. *Clin Biomech*: in Druck.
32. Dürselen L, Schneider J, Galler M, Claes LE, Bauer G (2003b) Cyclic joint loading can affect the initial stability of meniscal fixation implants. *Clin Biomech* 18 (1):44-9.
33. Eggli S, Wegmuller H, Kosina J, Huckell C, Jakob RP (1995) Long-term results of arthroscopic meniscal repair. An analysis of isolated tears. *Am J Sports Med* 23 (6):715-20.
34. Fehrmann P, Mockenhaupt J (1991) Theoretische und experimentelle Analysen zur Bedeutung des intakten und des geschädigten Meniskus für die statische Beanspruchung im Kniegelenk. *Unfallchirurgie* 17 (4):187-93.
35. Fithian DC, Kelly MA, Mow VC (1990) Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop* (252):19-31.
36. Forslund C, Aspenberg P (2001) Tendon healing stimulated by injected CDMP-2. *Med Sci Sports Exerc* 33 (5):685-7.
37. Ganko A, Engebretsen L (2000) Subcutaneous migration of meniscal arrows after failed meniscus repair. A report of two cases. *Am J Sports Med* 28 (2):252-3.
38. Ganley T, Arnold C, McKernan D, Gregg J, Cooney T (2000) The impact of loading on deformation about posteromedial meniscal tears. *Orthopedics* 23 (6):597-601.
39. Gershuni DH, Skyhar MJ, Danzig LA (1985) Healing of tears in the avascular segment of the canine lateral meniscus. *Trans Orthop Res Soc* 10:294.

40. Ghadially FN, Wedge JH, Lalonde JM (1986) Experimental methods of repairing injured menisci. *J Bone Joint Surg Br* 68 (1):106-10.
41. Goodship AE, Cunningham JL, Kenwright J (1998) Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing. *Clin Orthop* (355 Suppl):S105-15.
42. Greis PE, Bardana DD, Holmstrom MC, Burks RT (2002) Meniscal injury: I. Basic science and evaluation. *J Am Acad Orthop Surg* 10 (3):168-76.
43. Guisasola I, Vaquero J, Forriol F (2002) Knee immobilization on meniscal healing after suture: an experimental study in sheep. *Clin Orthop* (395):227-33.
44. Hamberg P, Gillquist J, Lysholm J (1983) Suture of new and old peripheral meniscus tears. *J Bone Joint Surg Am* 65 (2):193-7.
45. Hauger O, Frank LR, Boutin RD, Lektrakul N, Chung CB, Haghighi P, Resnick D (2000) Characterization of the "red zone" of knee meniscus: MR imaging and histologic correlation. *Radiology* 217 (1):193-200.
46. Heatley FW (1980) The meniscus--can it be repaired? An experimental investigation in rabbits. *J Bone Joint Surg Br* 62 (3):397-402.
47. Hechtman KS, Uribe JW (1999) Cystic hematoma formation following use of a biodegradable arrow for meniscal repair. *Arthroscopy* 15 (2):207-10.
48. Henning CE, Lynch MA, Clark JR (1987) Vascularity for healing of meniscus repairs. *Arthroscopy* 3 (1):13-8.
49. Henning CE (1990) Current status of meniscus salvage. *Clin Sports Med* 9 (3):567-76.
50. Henning CE, Lynch MA, Yearout KM, Vequist SW, Stallbaumer RJ, Decker KA (1990) Arthroscopic meniscal repair using an exogenous fibrin clot. *Clin Orthop* (252):64-72.
51. Hürel C, Mertens F, Verdonk R (2000) Biofix resorbable meniscus arrow for meniscal ruptures: results of a 1- year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8 (1):46-52.
52. Hutchinson MR, Ash SA (1999) Failure of a biodegradable meniscal arrow. A case report. *Am J Sports Med* 27 (1):101-3.
53. Ihara H, Miwa M, Takayanagi K, Nakayama A (1994) Acute torn meniscus combined with acute cruciate ligament injury. Second look arthroscopy after 3-month conservative treatment. *Clin Orthop* (307):146-54.
54. Jaspers P, de Lange A, Huiskes R, van Rens TJ (1980) The mechanical function of the meniscus, experiments on cadaveric pig knee-joints. *Acta Orthop Belg* 46 (6):663-8.
55. Joshi MD, Suh JK, Marui T, Woo SL (1995) Interspecies variation of compressive biomechanical properties of the meniscus. *J Biomed Mater Res* 29 (7):823-8.

56. Kenwright J, Goodship AE (1989) Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. *Clin Orthop* (241):36-47.
57. King D (1936) The healing of semilunar cartilages. *J Bone Joint Surg Br* 18:333-342.
58. Kirsch L, Kohn D, Glowik A (1999) Forces in medial and lateral meniscus sutures during knee extension - an in vitro study. *J Biomech (Suppl 1)* (31):104.
59. Kleekämper P (2002) Experimentelle, magnetresonanztomographische Untersuchung am menschlichen Leichenknie und retrospektive Patientenbefragung zum Thema: Beschleunigte Rehabilitation nach arthroskopischer Meniskusnaht. Dissertation, Technische Universität, München.
60. Kobuna Y, Shirakura K, Nijima M (1995) Meniscal repair using a flap of synovium. An experimental study in the dog. *Am J Knee Surg* 8 (2):52-5.
61. Kohn D, Siebert W (1989) Meniscus suture techniques: a comparative biomechanical cadaver study. *Arthroscopy* 5 (4):324-7.
62. Koukoubis TD, Glisson RR, Feagin JA, Jr., Seaber AV, Schenkman D, Korompilias AV, Stahl DL (1997) Meniscal fixation with an absorbable staple. An experimental study in dogs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5 (1):22-30.
63. Kurosawa H, Fukubayashi T, Nakajima H (1980) Load-bearing mode of the knee joint: physical behavior of the knee joint with or without menisci. *Clin Orthop* (149):283-90.
64. Lengsfeld M, Rudig L, von Issendorff WD, Koebke J (1991) Zur Bedeutung von Formunterschieden zwischen medialem und lateralem Kniegelenkmeniskus für funktionelle Lagerveränderungen. *Unfallchirurgie* 17 (6):309-15.
65. Mariani PP, Santori N, Adriani E, Mastantuono M (1996) Accelerated rehabilitation after arthroscopic meniscal repair: a clinical and magnetic resonance imaging evaluation. *Arthroscopy* 12 (6):680-6.
66. Menche DS, Phillips GI, Pitman MI, Steiner GC (1999) Inflammatory foreign-body reaction to an arthroscopic bioabsorbable meniscal arrow repair. *Arthroscopy* 15 (7):770-2.
67. Messner K, Gao J (1998) The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. *J Anat* 193:161-78.
68. Morgan CD, Casscells SW (1986) Arthroscopic meniscus repair: a safe approach to the posterior horns. *Arthroscopy* 2 (1):3-12.
69. Mukherjee N, Saris DB, Schultz FM, Berglund LJ, An KN, SW OD (2001) The enhancement of periosteal chondrogenesis in organ culture by dynamic fluid pressure. *J Orthop Res* 19 (4):524-30.

70. Muratsu H, Ishimoto K, Kurosaka M, Yoshiya S, Mizuno K (2000) The mechanical mapping of the meniscus. *Trans Orthop Res Soc* 25:771.
71. Nakano T, Thompson JR, Aherne FX (1986) Distribution of glycosaminoglycans and the nonreducible collagen crosslink, pyridinoline in porcine menisci. *Can J Vet Res* 50 (4):532-6.
72. Perdue PS, Jr., Hummer CD, 3rd, offosimo AJ, Heidt RS, Jr., Dormer SG (1996) Meniscal repair: outcomes and clinical follow-up. *Arthroscopy* 12 (6):694-8.
73. Post WR, Akers SR, Kish V (1997) Load to failure of common meniscal repair techniques: effects of suture technique and suture material. *Arthroscopy* 13 (6):731-6.
74. Rankin CC, Lintner DM, Noble PC, Paravic V, Greer E (2002) A biomechanical analysis of meniscal repair techniques. *Am J Sports Med* 30 (4):492-7.
75. Rauber A, Kopsch F (1987) *Anatomie des Menschen*. Herausgegeben von Tillmann B und Töndury G, Band I Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York.
76. Rimmer MG, Nawana NS, Keene GC, Pearcy MJ (1995) Failure strengths of different meniscal suturing techniques. *Arthroscopy* 11 (2):146-50.
77. Roeddecker K, Muennich U, Nagelschmidt M (1994) Meniscal healing: a biomechanical study. *J Surg Res* 56 (1):20-7.
78. Ross G, Grabill J, McDevitt E (2000) Chondral injury after meniscal repair with bioabsorbable arrows. *Arthroscopy* 16 (7):754-6.
79. Rubman MH, Noyes FR, Barber-Westin SD (1996) Technical considerations in the management of complex meniscus tears. *Clin Sports Med* 15 (3):511-30.
80. Saris DB, Sanyal A, An KN, Fitzsimmons JS, O'Driscoll SW (1999) Periosteum responds to dynamic fluid pressure by proliferating in vitro. *J Orthop Res* 17 (5):668-77.
81. Seil R, Rupp S, Dienst M, Mueller B, Bonkhoff H, Kohn DM (2000a) Chondral lesions after arthroscopic meniscus repair using meniscus arrows. *Arthroscopy* 16 (7):E17.
82. Seil R, Rupp S, Kohn DM (2000b) Cyclic testing of meniscal sutures. *Arthroscopy* 16 (5):505-10.
83. Seil R, Kohn D (2001) Meniskus Rekonstruktion. Bewährte und innovative Methoden. *Unfallchirurg* 104 (4):274-87.
84. Seil R, Rupp S, Jurecka C, Rein R, Kohn D (2001) Der Einfluss verschiedener Nahtstärken auf das Verhalten von Meniskusnähten unter zyklischer Belastung. *Unfallchirurg* 104 (5):392-8.

85. Shelbourne KD, Patel DV, Adsit WS, Porter DA (1996) Rehabilitation after meniscal repair. *Clin Sports Med* 15 (3):595-612.
86. Shoemaker SC, Markolf KL (1986) The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. *J Bone Joint Surg Am* 68 (1):71-9.
87. Song EK, Lee KB (1999) Biomechanical test comparing the load to failure of the bio-degradable meniscus arrow versus meniscal suture. *Arthroscopy* 15 (7):726-32.
88. Tenuta JJ, Arciero RA (1994) Arthroscopic evaluation of meniscal repairs. Factors that effect healing. *Am J Sports Med* 22 (6):797-802.
89. Tingart M, Hoher J, Bouillon B, Tiling T (2001) Meniskusrefixierung: Faden oder Anker? *Unfallchirurg* 104 (6):507-12.
90. Törmälä P, Karhi O, Koho P, Tamminmaki M (2000) A novel inserter instrument (Cross-bow) for installation of self- reinforced bioabsorbable arrows into meniscus tissue. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8 (6):370-2.
91. van Trommel MF, Simonian PT, Potter HG, Wickiewicz TL (1998) Arthroscopic meniscal repair with fibrin clot of complete radial tears of the lateral meniscus in the avascular zone. *Arthroscopy* 14 (4):360-5.
92. Vedi V, Williams A, Tennant SJ, Spouse E, Hunt DM, Gedroyc WM (1999) Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br* 81 (1):37-41.
93. Veth RP, den Heeten GJ, Jansen HW, Nielsen HK (1983) Repair of the meniscus. An experimental investigation in rabbits. *Clin Orthop* (175):258-62.
94. Voloshin AS, Wosk J (1983) Shock absorption of meniscectomized and painful knees: a comparative in vivo study. *J Biomed Eng* 5 (2):157-61.
95. Wilson AS, Legg PG, McNeur JC (1969) Studies on the innervation of the medial meniscus in the human knee joint. *Anat Rec* 165 (4):485-91.
96. Wolf S, Janousek A, Pfeil J, Veith W, Haas F, Duda G, Claes L (1998) The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clin Biomech* 13 (4-5):359-364.
97. Wolff J (1892) *Das Gesetz der Transformation des Knochens*. August Hirschwald Verlag, Berlin.

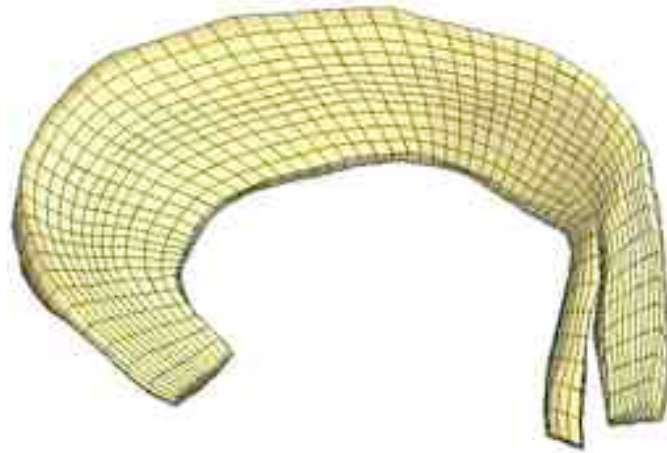


Bild mit freundlicher Erlaubnis von Jeffrey A. Weiss, Department of Biomechanical Engineering, University of Utah

7. Danksagung

Die Studien, die der vorliegenden Arbeit zugrunde liegen, sind nicht Werk eines Einzelnen. Sie wurden, wie es in der interdisziplinären Forschung unabdingbar ist, erst durch die Zusammenarbeit eines Teams ermöglicht. Deshalb gebührt mein Dank einer ganzen Reihe von Personen, die an den Projekten mitgearbeitet und mich unterstützt haben.

An erster Stelle möchte ich Herrn Professor Lutz Claes, meinem akademischen Lehrer, Berater und wissenschaftlichen Vorbild, für seine langjährige Unterstützung ganz besonders danken. Wie in allen meinen wissenschaftlichen Projekten stand er mir auch bei den hier beschriebenen Studien mit seinem wertvollen Rat zur Seite. Ein herzliches Dankeschön auch für die schnelle Durchsicht der Arbeit und die wertvollen Korrekturhinweise.

Herrn Professor Gerhard Bauer, Chefarzt der Sportklinik Stuttgart, gebührt mein herzlicher Dank für die Anregung zu dieser Arbeit und für die hilfreichen Diskussionen bei der Durchführung der Experimente und bezüglich der klinischen Interpretation der Ergebnisse.

Frau Priv. Doz. Dr. med. vet. Anita Ignatius gebührt mein besonders herzlicher Dank für die immer freundschaftliche und kollegiale Unterstützung während der nunmehr zehnjährigen Schreibtischnachbarschaft. Sie verstand es, mir Mut zu machen und hat dadurch nicht unwesentlich dazu beigetragen, dass diese Arbeit zustande kam. Zusätzlichen Dank schulde ich ihr für die Durchsicht der Arbeit.

Herrn cand. med. Alexander Hebisch bin ich für die im Rahmen seiner Dissertation durchgeführten Arbeiten zur Visualisierung des Meniskus zu Dank verpflichtet. Sein unermüdlicher Fleiß und seine Kreativität haben wesentlich zum Gelingen des Projektes beigetragen.

Herrn Dr. med. Jan Schneider und Herrn Dipl.-Ing. (FH) Mario Galler danke ich für die fachkundige Durchführung der Experimente zur Bestimmung des Einflusses dynamischer Gelenkbelastung auf die Primärstabilität von Meniskusrefixierungsverfahren.

Herrn Dr. med. Benedikt Friemert danke ich besonders für die klinischen Hinweise, die für diese biomechanische Arbeit sehr wertvoll waren.

Herr Dr. med. Daniel Wagner half bei der sachgerechten Implantation der Refixierungsimplantate. Hierfür danke ich ihm an dieser Stelle.

Frau Patrizia Horny danke ich herzlich für die Erstellung der schönen Computergrafiken, wobei ihr künstlerisches Talent und ihre großes Geschick, die Möglichkeiten der entsprechenden Software auszunutzen, zum Tragen kamen.

Frau Brigitte Siegel versorgte mich insbesondere in der Endphase der Erstellung meiner Habilitationsschrift ständig und prompt mit der einschlägigen Literatur. Vielen Dank auch hierfür!

Alle übrigen Mitarbeiter des Instituts für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik sollen sich ebenfalls meines Dankes gewiss sein, da ich von ihnen über viele Jahre hinweg sehr viel Unterstützung und Anerkennung erfahren habe. Auch dies hat wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Schließlich möchte ich meiner Ehefrau Maria herzlich vor allem für ihre moralische Unterstützung danken. In Momenten des Zweifels hat sie mich ermutigt, so dass ich den Blick wieder nach vorne richten konnte.