



Fakultät für Medizin

Abteilung für Sportorthopädie
des Klinikums rechts der Isar
der Technischen Universität München
(Vorstand: Prof. Dr. A. Imhoff)

Biomechanische Untersuchung zur Refixation von Meniskuswurzelrissen

Johannes Georg Brunhuber

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. S. Braun
2. Prof. Dr. A. Imhoff
3. Prof. Dr. R. von Eisenhart-Rothe

Die Dissertation wurde am 29.02.2016 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 15.03.2017 angenommen.

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	
1 Einleitung und Fragestellung	1
1.1 Grundlagen	1
1.1.1 Funktionelle Anatomie der Menisken mit besonderer Betrachtung der Meniskuswurzeln.....	1
1.1.2 Funktionelle Bedeutung der Menisken und der Meniskuswurzeln	4
1.2 Meniskuswurzel-Verletzungen	5
1.2.1 Definition	5
1.2.2 Epidemiologie	6
1.2.3 Biomechanische und klinische Bedeutung.....	7
1.2.4 Diagnostik.....	9
1.2.5 Therapiemöglichkeiten.....	10
1.3 Fragestellung und Hypothesen.....	17
2 Material und Methoden	19
2.1 Präparate	19
2.2 Prüfmaschine.....	19
2.3 Testprotokoll	20
2.4 Versuchsreihe 1: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Fadenmaterialien zur transtibialen Auszugsnaht	21
2.4.1 Untersuchte Fadenmaterialien	21
2.4.2 Versuchsaufbau und –durchführung.....	21
2.5 Versuchsreihe 2: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Nahttechniken zur transtibialen Auszugsnaht	22
2.5.1 Untersuchte Nahttechniken	22
2.5.2 Versuchsaufbau und -durchführung	23
2.6 Versuchsreihe 3: Biomechanischer Vergleich zwischen transtibialer Auszugsnaht und Fadenanker-Refixation	24
2.6.1 Transtibiale Auszugsnaht.....	24
2.6.2 Fadenanker-Refixation	25
2.6.3 Versuchsaufbau und -durchführung	26
2.7 Untersuchte Parameter.....	27
2.8 Statistische Auswertung	28
3 Ergebnisse	29
3.1 Versuchsreihe 1: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Fadenmaterialien zur transtibialen Auszugsnaht	29

3.1.1	Längenzunahme während zyklischer Belastung.....	29
3.1.2	Versagenslast.....	29
3.1.3	Streckgrenze	30
3.1.4	Steifigkeit.....	30
3.1.5	Längenzunahme unter Versagenslast	30
3.2	Versuchsreihe 2: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Nahttechniken zur transtibialen Auszugsnaht	32
3.2.1	Längenzunahme während zyklischer Belastung.....	32
3.2.2	Versagenslast.....	32
3.2.3	Streckgrenze	33
3.2.4	Steifigkeit.....	33
3.2.5	Längenzunahme unter Versagenslast	33
3.3	Versuchsreihe 3: Biomechanischer Vergleich zwischen transtibialer Auszugsnaht und Fadenanker-Refixation	35
3.3.1	Längenzunahme während zyklischer Belastung.....	35
3.3.2	Versagenslast.....	35
3.3.3	Steifigkeit.....	35
3.3.4	Längenzunahme unter Versagenslast	36
4	Diskussion der Ergebnisse	38
4.1	Versuchsreihe 1: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Fadenmaterialien zur transtibialen Auszugsnaht	39
4.2	Versuchsreihe 2: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Nahttechniken zur transtibialen Auszugsnaht	41
4.3	Versuchsreihe 3: Biomechanischer Vergleich zwischen transtibialer Auszugsnaht und Fadenanker-Refixation	45
4.4	Limitationen	47
4.5	Schlussfolgerungen.....	49
5	Zusammenfassung	51
6	Literaturverzeichnis	53
7	Abbildungsverzeichnis	61
8	Tabellenverzeichnis	62
9	Danksagung	63
10	Lebenslauf	64
11	Veröffentlichungen	66

Abkürzungsverzeichnis

AMMW	Antero-mediale Meniskuswurzel
VKB	Vorderes Kreuzband
PLMW	Postero-laterale Meniskuswurzel
PMMW	Postero-mediale Meniskuswurzel
HKB	Hinteres Kreuzband
ALMW	Antero-laterale Meniskuswurzel
MRT	Magnetresonanztomographie
BMI	Body-Mass-Index
MCL	Innenband, engl. „medial collateral ligament“
MFL	Meniskofemorales Ligament
UHMWPE	Ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen
MAN	Mason-Allen-Naht
MDL	Modifizierter doppelter Loop
HMN	Horizontale Matratzennaht
DVN	Doppelte Vertikalnaht
MW	Meniskuswurzel
TA	Transtibiale Auszugsnaht
FA	Fadenanker-Refixation
N	Newton

1 Einleitung und Fragestellung

Meniskuswurzelverletzungen stellen eine Untergruppe von Meniskusrissen dar, welche erst in den letzten Jahren zunehmend Inhalt wissenschaftlicher Arbeiten wurden. Die Erstbeschreibung dieser Verletzung erfolgte im Jahre 1991 durch Pagnani et al. [1991], welcher von einem 20 jährigen Footballspieler berichtete, der im Laufe einer Verletzung der postero-medialen Meniskuswurzel eine rasch progrediente Chondromalazie des medialen Gelenkkompartiments entwickelte. In den folgenden Jahren gewann dieses Verletzungsbild an Interesse, da dank der besseren MRT-Bildgebung und einem gestiegenen Bewusstsein für dieses Verletzungsmuster immer mehr Fälle diagnostiziert wurden. Insbesondere im asiatischen Raum wurde bedingt durch den dort vorherrschenden Lebensstil mit häufig kniender Körperhaltung eine große Anzahl an Meniskuswurzelverletzungen beschrieben [Bin et al., 2004]. Mittlerweile nimmt die Anerkennung der Bedeutung dieser Verletzung auch im europäischen Raum zu, da Studien die schwerwiegenden Folgen für das Kniegelenk zeigen konnten [Allaire et al., 2008; Vyas und Harner, 2012].

Zu Beginn standen vor allem die konservative Behandlung und die Meniskusteilresektion im Fokus der Therapie. Nachdem jedoch in Studien gezeigt werden konnte, dass durch die Refixation die ursprünglichen biomechanischen Eigenschaften des Meniskus wiederhergestellt werden können [Allaire et al., 2008; Marzo und Gurske-DePerio, 2009], setzte ein Umdenken hin zur operativen Therapie ein [Koenig et al., 2009].

Bis dato konnte jedoch noch keine Refixationsmethode die Stabilität der nativen Meniskuswurzel erreichen, weshalb die Verbesserung vorhandener Methoden Gegenstand aktueller Forschungen ist. Unsere Studie soll die bisher verwendeten Methoden unter biomechanischen Gesichtspunkten betrachten und damit neue Erkenntnisse für die Refixation liefern.

1.1 Grundlagen

1.1.1 Funktionelle Anatomie der Menisken mit besonderer Betrachtung der Meniskuswurzeln

Die Menisken sind zwei im Querschnitt keilartige, sichelförmige Faserknorpel, die sich im medialen und lateralen Kompartiment zwischen Femur und Tibia befinden. Die dickere, konvexe Außenkante der Menisken ist mit der Gelenkkapsel verwachsen. Der Innenmeniskus ist mit dem tiefen medialen Kollateralband verbunden, wodurch die Beweglichkeit des Innenmeniskus im Vergleich zum Außen-

meniskus reduziert ist [Fox et al., 2012]. Die konkav geformte Oberseite schmiegt sich den Femurkondylen an, während die flache Unterseite dem Tibiaplateau aufliegt. Der Innenmeniskus bedeckt 60% der Gelenkfläche im medialen Kompartiment, der Außenmeniskus hingegen 80% im lateralen Kompartiment [Clark und Ogden, 1983]. Die Vorder- und Hinterhörner sind über die sog. Meniskuswurzeln mit dem Tibiaplateau knöchern verbunden [Messner und Gao, 1998]. Zusätzlich existiert in etwa 69% der Kniegelenke ein Ligamentum transversum, welches die beiden Vorderhörner miteinander verbindet [Kohn und Moreno, 1995].

Die Meniskuswurzeln stellen eine bandartige Verankerung der Vorder- und Hinterhörner am Tibiaplateau dar [Messner und Gao, 1998]. Sie bestehen aus einem äußeren, sichtbaren Teil und einem tieferliegenden Teil im Knochen. Strukturell lässt sich die Wurzel in drei Zonen gliedern: nicht-kalzifizierter Faserknorpel, kalzifizierter Faserknorpel und subchondraler Knochen. Die vorderen Wurzeln weisen zudem eine vierte, ligamentäre Zone auf [Gao et al., 1994].

Die antero-mediale Meniskuswurzel (AMMW) inseriert vor dem vorderen Kreuzband (VKB) auf einer kleinen Erhebung in der Area intercondylaris anterior (Abb. 1). Die flache, fächerförmige Wurzel besitzt im Vergleich zu den anderen Wurzeln die größte Grundfläche [Jacobsen, 1974; Johnson et al., 1995].

Dabei vermischt sich ein Teil der Fasern mit dem VKB, ein anderer Teil wiederum mit dem Ligamentum transversum [Kohn und Moreno, 1995; Messner und Gao, 1998]. Die postero-mediale Meniskuswurzel (PMMW) inseriert oval, direkt hinter dem Tuberculum intercondylare mediale, zwischen der anterior gelegenen Insertion der postero-lateralen Meniskuswurzel (PLMW) und der posterior gelegenen Insertion des hinteren Kreuzbandes (HKB) [Brody et al., 2007; Kohn und Moreno, 1995]. Die antero-laterale Meniskuswurzel (ALMW) inseriert vor dem lateralen Tuberculum intercondylare, lateral des VKB, mit dessen Fasern die Wurzel sich teilweise vermischt [Brody et al., 2007]. Die PLMW inseriert flächig auf dem hinteren Anteil des Tuberculum intercondylare laterale, vor der Insertion der PMMW. Sie besitzt eine dreieckige Form und ist von variabler Größe [Kohn und Moreno, 1995].

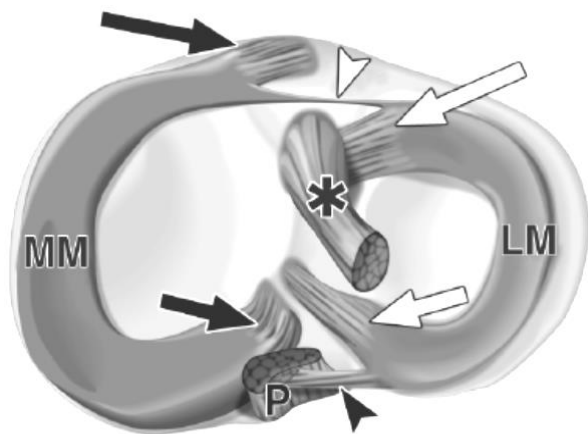


Abb. 1: Insertionen der Meniskuswurzeln und ihre Lagebeziehungen[Brody et al., 2007]

Lagebeziehungen der AMMW (langer schwarzer Pfeil) zu ALMW (langer weißer Pfeil) und VKB (*); Lagebeziehung der PMMW(kurzer schwarzer Pfeil) zu PLMW (kurzer weißer Pfeil) und HKB (P); MM = medialer Meniskus, LM = lateraler Meniskus; weiße Pfeilspitze = Ligamentum transversum

Die zirkulär verlaufenden Kollagenfasern des Meniskuskörpers erstrecken sich über die Insertionsbänder und lagern sich dem subchondralen Knochen an [Gao et al., 1994]. Die Kontinuität dieser Kollagenfasern ermöglicht eine effektive Fixierung im Knochen und ist Grundlage für eine adäquate Übertragung axialer Kräfte in eine Ringspannung [Messner und Gao, 1998]. Strukturell findet sich in den Wurzeln vor allem Kollagen Typ I und Typ II. Dies deutet darauf hin, dass die Wurzeln sowohl einer Zug- als auch Druckspannung ausgesetzt sind. Die Existenz von Typ X Kollagen verstärkt die kalzifizierte Struktur der Insertionen, um deren Steifigkeit auf einem Niveau zwischen unkalzifiziertem Faserknorpel und Knochen zu halten [Gao, 2000]. Die vorderen Insertionsbänder zeigen besonders deutlich eine ligamentäre Struktur aus länglich angeordneten Kollagenfasern und in Reihe befindlichen fusiformen Zellen. Diese Struktur erklärt sich durch die auftretenden Zugkräfte an den vorderen Insertionsbändern. Im Gegensatz dazu erinnern die hinteren Insertionsbänder an die faserknorpelige Struktur des Meniskuskörpers. Sie besitzen kräftige Verzahnungen zwischen dem kalzifizierten Faserknorpel und dem subchondralen Knochen und können dadurch den auftretenden Zug- und Druckbelastungen Widerstand leisten [Messner und Gao, 1998].

Die Vorder- und Hinterhörner beider Menisken sind besser durchblutet als der restliche Meniskuskörper [Arnoczky und Warren, 1982]. Eine feine Schicht synovialen Gewebes umhüllt die Hörner und gibt Gefäße ab, welche in die Insertionsbänder eindringen. Diese endoligamentären Gefäße durchdringen für eine kurze Distanz (2-3mm) das Gewebe der Meniskushörner, um letztendlich als kleine Kapillarschlingen zu enden. Der faserknorpelige Anteil der Enthesen ist jedoch nicht vaskularisiert [Petersen und Tillmann, 1995].

Ähnlich der Vaskularisation findet sich in den Meniskushörnern auch eine intensivere Innervation mit verschiedenartigen Mechanorezeptoren [Day et al., 1985]. Diese konnten auch in den kalzifizierten und unkalzifizierten Bereichen der Wurzeln, sowie im subchondralen Knochen nachgewiesen werden [Messner und Gao, 1998].

1.1.2 Funktionelle Bedeutung der Menisken und der Meniskuswurzeln

Die Lastverteilung ist eine der wichtigsten Aufgaben der Menisken (Abb. 2). Wirkt eine axiale Kraft auf das Kniegelenk ein, werden die Menisken, welche keilförmig zwischen den artikulierenden Knochen liegen komprimiert. Es wirkt eine radiär gerichtete Kraft, jedoch können die Menisken nicht nach außen entweichen, da sie über die Meniskuswurzeln fest mit dem Tibiaplateau verankert sind. Die Druckbelastung wird nun über die zirkulär verlaufenden Fasern des Meniskus in eine Ringspannung umgewandelt und über die Meniskuswurzeln absorbiert. Dadurch können die auf die tibiofemorale Gelenkfläche einwirkenden axialen Druckkräfte reduziert werden [Petersen und Tillmann, 1998]. Auf diese Weise kann der Außenmeniskus 70% und der Innenmeniskus 50% der auf das jeweilige Kompartiment wirkenden Kräfte absorbieren [Seedhom und Hargreaves, 1979].

Weiterhin übernehmen die Menisken eine wichtige stabilisierende Funktion im Kniegelenk. Ermöglicht wird diese durch die konkave Oberfläche des Meniskus, die sich an die konvexen Femurkondylen anpasst, die Kontaktfläche erhöht und dadurch eine formschlüssige Artikulation ermöglicht. Treffen axiale Kräfte auf das Kniegelenk, so übernimmt der intakte Meniskus eine multidirektionale stabilisierende Funktion, der eine übermäßige Bewegung in jegliche Richtung verhindert [Fox et al., 2012; Messner und Gao, 1998].

Eine weitere wichtige Rolle spielen die Menisken für die Schockabsorption, da sie bei jedem Schritt die auftretenden Belastungen für das Knie verringern [Krause et al., 1976]. Es konnte gezeigt werden, dass nach vollständiger Entfernung der Menisken das Kniegelenk eine um 20% verringerte Stoßdämpferfunktion besitzt [Voloshin und Wosk, 1983].

Die Erfüllung dieser mechanischen Aufgaben wird durch die spezielle Kinematik der Menisken gewährleistet. Während der Flexion des Kniegelenks kommt es zu einer Translation der Menisken nach vorne. Dabei bewegt sich der Außenmeniskus um bis zu 11.2mm, der Innenmeniskus um bis zu 5.1mm. Die Vorderhörner der Menisken zeigen im Vergleich zu den Hinterhörnern einen größeren Bewegungsumfang. Dadurch verringert sich während der Flexion der Radius der Menisken und die Menisken können sich während der gesamten Bewegung optimal den hinteren Femurkondylen an-

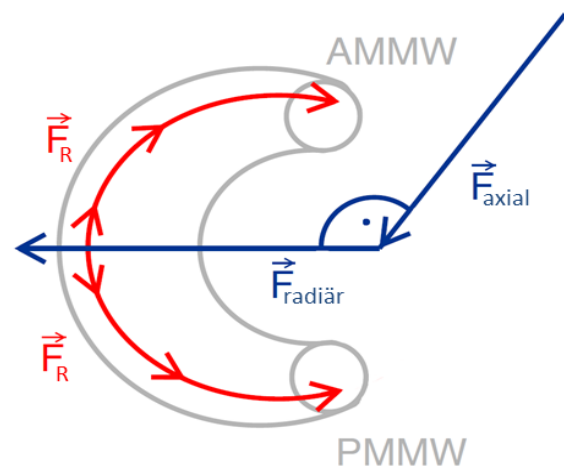


Abb. 2: Lastverteilung des Meniskus

Eine axial auf das Knie einwirkende Kraft (\vec{F}_{axial}) komprimiert den keilförmigen Meniskus, wodurch eine zur Peripherie gerichtete Kraft $\vec{F}_{radiär}$ entsteht. Die intakten Wurzeln ermöglichen die Entstehung der Ringspannung \vec{F}_R , wodurch die axial wirkenden Druckkräfte absorbiert werden können

schmiegen [Thompson et al., 1991], die einen kleineren Krümmungsradius aufweisen als die Hauptbelastungszone. Durch diese Eigenschaft können die Menisken sowohl in Extension, als auch in Flexion ihre stabilisierende und absorbierende Aufgabe erfüllen sowie eine optimale Lastverteilung gewährleisten.

Die Menisken dienen zudem der Ernährung des Gelenknorpels und der Lubrikation des Kniegelenks [Fox et al., 2012]. Außerdem liefern Mechanorezeptoren, die gehäuft in den Hörnern und Insertionsbändern liegen, propriozeptive Informationen aus dem Kniegelenk [Messner und Gao, 1998].

1.2 Meniskuswurzel-Verletzungen

1.2.1 Definition

Der Begriff Meniskuswurzel-Verletzung beschreibt zum einen eine Avulsion der menisko-tibialen Verankerung am Tibiaplateau, zum anderen auch Radiärrisse, welche sich bis zu einem Zentimeter von der knöchernen Insertion entfernt befinden können (Abb. 3)[West et al., 2004]. Theoretisch kann jede der vier Wurzeln betroffen sein, wobei die überwiegende Mehrheit der Verletzungen die hinteren Wurzeln betrifft [Jacobsen, 1974]. Für die PLMW wurden mit Hilfe arthroskopischer Untersuchungen verschiedene Klassifikationen beschrieben. Die Einteilung nach West et al. [2004] unterscheidet drei Verletzungsmuster. Dabei entspricht Typ-1 einem Wurzelausriss, Typ-2 beschreibt einen isolierten radiären Riss und Typ-3 stellt einen komplexen Riss mit Radiär- und Längskomponenten dar.

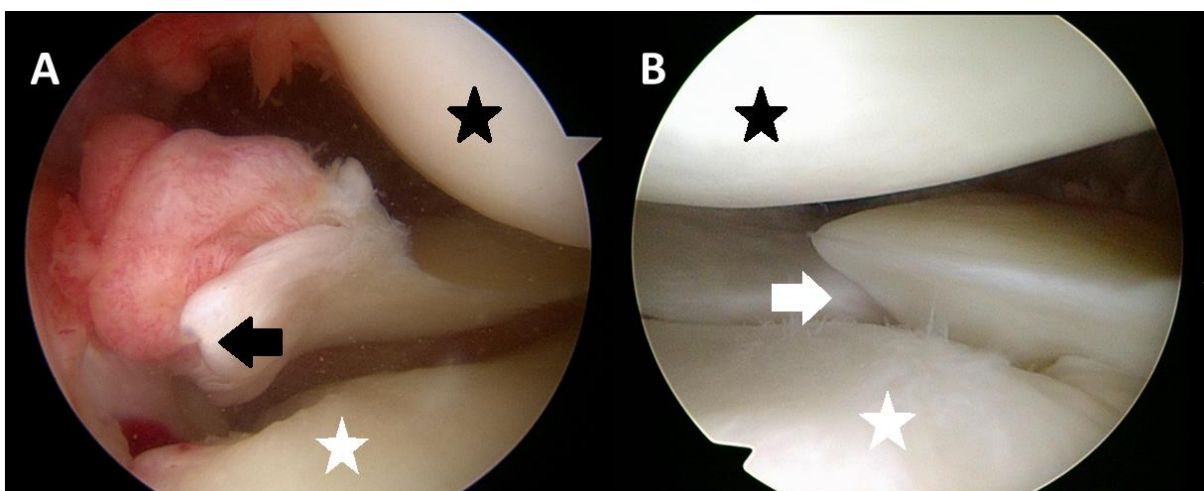


Abb. 3: Verletzungsmuster

A: Avulsion der Außenmeniskus-Hinterhornwurzel (schwarzer Pfeil); B: Radiärriss der Außenmeniskus-Hinterhornwurzel (weißer Pfeil); Femurkondylus (schwarzer Stern); Tibiaplateau (weißer Stern)

1.2.2 Epidemiologie

Verletzungen der Meniskuswurzel betreffen bis auf wenige Ausnahmen die Hinterhörner der beiden Menisken. Dabei ist zu beachten, dass die Verletzungen der PMMW meist degenerativer Natur sind oder in seltenen Fällen im Rahmen von Multiligamentverletzungen auftreten. Dem gegenüber stehen die Verletzungen der PLMW, die in der Regel traumatischen Ursprungs sind und meist mit Rupturen des VKB assoziiert sind.

Unbeachtet der Ätiologie der Wurzelverletzung werden diese am häufigsten an der PMMW beobachtet. Dies erklärt sich durch die geringe Beweglichkeit der medialen Hinterwurzel, da sie mit dem Innenband verwachsen ist und zudem einer größeren Druckbelastung ausgesetzt ist [Costa et al., 2004; Vedi et al., 1999]. Die Häufigkeitsangaben zu PMMW-Rupturen mit degenerativem Ursprung sind regional unterschiedlich. Studien aus Asien beziffern die Häufigkeit einer PMMW-Ruptur zwischen 10-28% aller Innenmeniskusläsionen [Bin et al., 2004; Habata et al., 2004; Hwang et al., 2012; Ozkoc et al., 2008]. Dem gegenüber findet sich in einer Studie aus den USA mit 1500 Patienten, welche auf Grund von Knieschmerzen eine MRT-Untersuchung erhielten, nur bei 2,8% eine Ruptur der PMMW [Robertson et al., 2009].

Als Ursache für die regional variierende Häufigkeit dieser Verletzung sehen Bin et al. [2004] und Ozkoc et al. [2008] einen unterschiedlichen Lebensstil. Sie vermuten, dass häufiges Sitzen im Schneidersitz oder in kniender Position, wie in der asiatischen Kultur weit verbreitet, im hinteren Gelenkspalt zu einem Impingement des Meniskushorns führt und dadurch ein erhöhtes Risiko für PMMW-Rupturen besteht. Allerdings konnte Hwang et al. [2012] diesen Zusammenhang nicht bestätigen, da sich seinen Forschungsergebnissen zu Folge die Anatomie seit früher Kindheit an die täglichen Anforderungen anpasst.

Prädisponierend für diese Verletzung ist das weibliche Geschlecht, das mehr als doppelt so häufig betroffen ist wie das männliche [Ozkoc et al., 2008]. Der Altersgipfel liegt zwischen 48 und 56 Jahren, wobei besonders häufig adipöse Menschen mit einem BMI über 30 kg/m² betroffen sind [Bin et al., 2004; Harner et al., 2009; Ozkoc et al., 2008]. Außerdem stellt eine Varus-Beinachse und eine fortgeschrittene Arthrose ein Risiko für eine PMMW-Ruptur dar [E. S. Choi und Park, 2015; Hwang et al., 2012].

Für die seltenere traumatische Form der PMMW-Ruptur konnte Y. J. Kim et al. [2010] in einer Studie eine Inzidenz von etwa 3% im Rahmen von multiligamentären Verletzungen nachweisen.

Verletzungen der PLMW sind in der Regel mit Verletzungen des VKB vergesellschaftet [Fitzgibbons und Shelbourne, 1995; Forkel et al., 2013; Forkel und Petersen, 2012]. De Smet et al. [2009] konnte in diesem Zusammenhang zeigen, dass bei bestehender VKB-Ruptur in 8% der Fälle eine Ruptur der PLMW vorliegt. Ist das VKB hingegen intakt, so ist die PLMW nur in 0,8% isoliert betroffen. Eine wei-

tere Studie untersuchte das Vorliegen einer Wurzelruptur bei gleichzeitiger Ruptur des VKB. Von 264 untersuchten Patienten mit VKB-Ruptur wiesen 9,8% zugleich eine Ruptur der PLMW auf, hingegen nur 3% eine Ruptur der PMMW [Brody et al., 2006]. Ein besonders hohes Risiko eine begleitende PLMW-Ruptur zu erleiden besteht bei VKB-Rupturen die durch Kontaktverletzungen entstanden sind [Feucht et al., 2015a].

Die Schwere des Traumas, welches zur kombinierten Verletzung des VKB und der PLMW führt, wird durch die häufigen Begleitverletzungen verdeutlicht. In 48% der Fälle liegt der Studie nach [West et al., 2004] eine Beteiligung des MCL vor. Ein Teilriss des HKB oder ein Riss des Innenmeniskus findet sich in 30% bzw. 43% der untersuchten Knie. Eine weitere Studie präsentiert ein Patientenkollektiv, bei dem in 7% der 388 Patienten mit VKB-Ruptur eine Verletzung der PLMW bestand. Zusätzlich war in 85% der Fälle der Innenmeniskus und in 7% der Fälle das HKB betroffen [J. H. Ahn et al., 2010].

In seltenen Fällen können PLMW-Rupturen iatrogen bedingt sein, wenn im Rahmen einer VKB-Rekonstruktion ein tibialer Bohrkanaal zu weit posterior angelegt wird und hierdurch die Meniskusinsertion verletzt wird [Petersen und Zantop, 2006].

1.2.3 Biomechanische und klinische Bedeutung

Trifft eine Kraft axial auf das Tibiaplateau, so werden die Menisken komprimiert und es entsteht eine nach außen gerichtete Kraft mit der Tendenz den Meniskus nach peripher aus dem Gelenk zu drücken. Ein Meniskus mit intaktem zirkulären Kollagenfasernetz und fest verankerten Insertionsbändern kann diese Kraft in eine Ringspannung umwandeln und dadurch absorbieren. Im Falle einer Ruptur der Wurzel verliert der Meniskus jedoch diese Eigenschaft und es resultiert eine Extrusion des Meniskus [Costa et al., 2004; Lerer et al., 2004] (Abb. 4). Allaire et al. [2008] ermittelte in diesem Zusammenhang den Kontaktdruck im medialen Kompartiment für ein intaktes Knie und den Zustand nach Ruptur der PMMW. Die Belastung im medialen Kompartiment nach simulierter PMMW-Ruptur stieg um 25% im Vergleich zum Ausgangswert. Der Vergleich des Kontaktdrucks nach totaler Meniskektomie bestätigte langjährige Theorien, dass Wurzel-

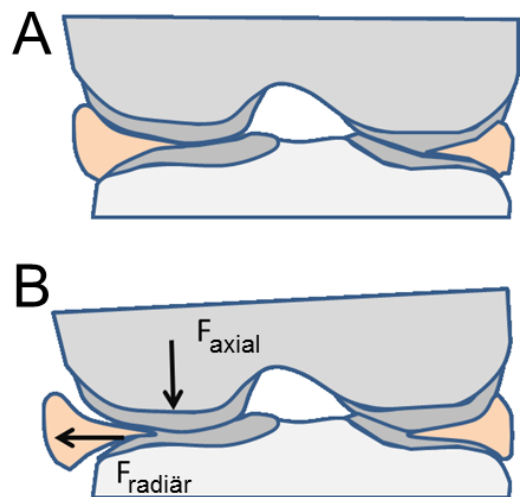


Abb. 4: Extrusion des Meniskus (modifiziert nach [Petersen et al., 2014])

A: Position des Meniskus bei intakter Wurzel; B: resultierende Extrusion des Meniskus bei Ruptur der Wurzel

rupturen in Hinblick auf die auftretenden Belastungen einer völligen Entfernung des Meniskus gleichzusetzen sind [Allaire et al., 2008]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam eine weitere Studie, die nach PMMW-Ruptur einen Anstieg des Kontaktdrucks um 24,4%, bei gleichzeitiger Abnahme der Kontaktfläche um 20,2% ergab [Marzo und Gurske-DePerio, 2009]. J. G. Kim et al. [2012] untersuchte in seiner Studie Kontaktdruck und Kontaktfläche in Abhängigkeit vom Flexionswinkel des Knies. Eine PMMW-Ruptur verursachte im Vergleich zum Ursprungszustand eine verringerte Kontaktfläche und einen erhöhten Kontaktdruck, wobei der Unterschied unter einem Flexionswinkel von 30° und 60° besonders groß war.

Eine weitere Folge der PMMW-Ruptur ist die veränderte Kinematik des Kniegelenks. Es wurden im Vergleich zum intakten Meniskus eine Zunahme der Außenrotation, der tibialen Translation und eine vermehrte Varus-Beinachse beobachtet [Allaire et al., 2008; McCulloch et al., 2013].

Nachdem Studien anfangs vor allem die biomechanischen Veränderungen einer PMMW-Ruptur untersucht hatten, wurden in den vergangenen Jahren auch die Folgen einer PLMW-Ruptur untersucht. Ode et al. [2012] untersuchte den Effekt radiärer Risse am postero-lateralen Meniskus an menschlichen Knien. Die Ergebnisse zeigten, dass Risse, die sich durch 75% oder weniger des Meniskusgewebes erstrecken, keinen größeren Effekt auf die Lastverteilung im lateralen Kompartiment haben. Ein Riss über die gesamte Strecke führt hingegen zu einer Erhöhung der Druckbelastung um 43% und zu einer Verringerung der Kontaktfläche um 47%. In weiteren Studien konnten die negativen Auswirkungen einer PLMW-Ruptur auf die Kontaktfläche und den Kontaktdruck bestätigt werden [C. M. LaPrade et al., 2014; Schillhammer et al., 2012]. Im Gegensatz zur PMMW-Ruptur, die in biomechanischer Hinsicht nachweislich mit einer Entfernung des Innenmeniskus zu vergleichen ist, sind die Auswirkungen einer PLMW-Ruptur weniger schwerwiegend [Bao et al., 2013; Ode et al., 2012]. Ebenso ist die Korrelation von PLMW-Ruptur und Extrusion weniger stark ausgeprägt als bei PMMW-Rupturen [Bao et al., 2013]. Eine kürzlich veröffentlichte Studie untersuchte erstmals die Auswirkungen einer PLMW-Ruptur auf die Kinematik des Kniegelenks. Hierbei zeigte sich, dass bei bestehender Ruptur des VKB eine gleichzeitige Ruptur der PLMW zu einer weiteren Destabilisierung des Kniegelenks führt [Shybut et al., 2015].

Die Folgen einer Wurzelruptur lassen sich nicht nur in biomechanischen Parametern darstellen, sondern haben auch klinische Relevanz. Der Verlust der Ringspannung in Folge einer Ruptur der PMMW und die daraus resultierende Extrusion des Meniskus mit konsekutiver Unfähigkeit zur Lastverteilung führt zur Entwicklung einer degenerativen Gelenkserkrankung [Lerer et al., 2004]. Die verringerte Kontaktfläche und der erhöhte Kontaktdruck bewirken bei einer PMMW-Ruptur im Vergleich zu Korbhenkelrissen und vertikalen Rissen eine schwerwiegendere Abnützung am medialen Femurkondylus und medialen Tibiaplateau [Guermazi et al., 2013; Henry et al., 2012]. Y. G. Lee et al. [2008b]

konnte in seiner Studie zeigen, dass in 89% der Kniegelenke mit PMMW-Ruptur gleichzeitig der Knorpel beschädigt war.

Eine weitere schwerwiegende Folge könnte der von Robertson et al. [2009] gezeigte Zusammenhang zwischen Wurzelruptur und Osteonekrose sein. Die nähere Untersuchung von 30 Patienten mit Osteonekrose des medialen Kompartiments zeigte bei 80% der Patienten eine Verletzung der PMMW. Es wird vermutet, dass diese als Reaktion auf die lokal gesteigerte Druckbelastung entsteht. Das Risiko für eine Osteonekrose ist bei PMMW-Rupturen höher anzusehen als bei gewöhnlichen horizontalen Meniskusrissen [Sung et al., 2013].

Die Auswirkungen einer PLMW-Ruptur wurden bis dato weniger intensiv untersucht. Forkel et al. [2013] zeigte in seiner Studie, dass die biomechanischen Veränderungen nach Ruptur der PLMW ganz wesentlich von der Existenz bzw. der Integrität der beiden MFLs abhängt. Diese Bänder, welche vom Hinterhorn des Meniskus zum femoralen Ursprung des HKB ziehen, sind individuell stark variierend ausgeprägt. Die MFLs ermöglichen auch bei bestehender Ruptur der PLMW eine gewisse Lastverteilung und verhindern eine übermäßige Extrusion [Bao et al., 2013]. Ein signifikanter Anstieg des Kontaktdrucks ist nur bei kombinierter Verletzung der PLMW und der MFLs zu erwarten [Forkel et al., 2013; Forkel et al., 2014; Geeslin et al., 2015]. Dies wird durch eine Studie von Shelbourne et al. [2011] bestätigt, welche die Auswirkungen bei konservativ behandelten PLMW-Rupturen in Kombination mit VKB-Rupturen über einen Zeitraum von 10 Jahren untersuchte. Dabei zeigte sich lediglich eine milde Gelenkspaltverschmälerung. Weder subjektive noch objektive Bewertungssysteme konnten signifikante Unterschiede zu Patienten ohne Ruptur der PLMW finden.

1.2.4 Diagnostik

Trotz verbesserter Bildgebungsverfahren und einem gestiegenen Bewusstsein für Meniskuswurzelverletzungen bereitet die Diagnostik auch heute noch Probleme [S. Y. Lee et al., 2008a]. Grund hierfür sind zum einen fehlende eindeutige Zeichen in der klinischen Untersuchung, zum anderen die schwere Beurteilbarkeit in der MRT-Bildgebung und Arthroskopie [Bin et al., 2004; Papalia et al., 2013].

Trotz der geringen Spezifität kann die Anamnese und klinische Untersuchung wertvolle Hinweise für die weitere Diagnostik liefern. Anamnestisch werden bei Verletzungen der PMMW häufig ein Knieverdrehtrauma beschrieben, mit persistierenden Schmerzen, Gefühl des „giving-way“, sowie Klickgeräusche im Gelenk [Bin et al., 2004; Petersen und Zantop, 2006]. Bei etwa einem Fünftel der Patienten ist jedoch kein ursächliches Trauma ermittelbar [S. B. Kim et al., 2011b]. Die Schmerzen unter

Flexion, die häufig auch bei alltäglichen Aktivitäten beschrieben werden, entstehen als Folge der verringerten Translation des Meniskus und dadurch bedingtem Impingement im hinteren Gelenkspalt. In der klinischen Untersuchung sind insbesondere ein Schmerz über dem medialen Gelenkspalt, sowie Schmerzen unter Flexion, wie beispielsweise beim McMurray-Test hinweisend. Da Rupturen der PMMW häufig im höheren Alter auftreten, besteht die Gefahr, Schmerzen in der Untersuchung auf eine bestehende Arthrose zurückzuführen und dadurch eine Ruptur zu übersehen [Bin et al., 2004]. Andererseits verlaufen chronische Rupturen aber auch häufig klinisch stumm [Zantop und Petersen, 2011].

Die klinische Untersuchung bei Verdacht auf PLMW-Ruptur wird vor allem dadurch erschwert, dass bei gleichzeitig bestehender Ruptur des VKB die Untersuchung durch Schmerzen, Gelenkserguss und verringerten Bewegungsausmaß nur eingeschränkt möglich ist.

Die kontrastmittelfreie MRT-Bildgebung hat sich mittlerweile als Standard etabliert [Brody et al., 2006; Koenig et al., 2009]. Dabei ist die koronare Ansicht des Meniskus auf Höhe der Seitenbänder von besonderer Bedeutung, um eine bestehende Extrusion zu erkennen. Diese korreliert stark mit dem Vorhandensein einer Wurzelverletzung [Jones et al., 2006]. In 88% der PMMW-Rupturen und in 23% der PLMW-Rupturen zeigte sich eine Extrusion größer als 3mm [Brody et al., 2006]. Findet sich im MRT eine mediale Extrusion von unter 3mm, zeigte sich hingegen in nur 3% der Fälle eine Ruptur der PMMW [Costa et al., 2004]. Diverse weitere radiologische Zeichen wurden in Studien beschrieben, die eng mit Rupturen der Meniskuswurzel korrelieren und eine Hilfestellung bei der Diagnostik geben sollen. In einer retrospektiven Studie konnte Harper et al. [2005] zeigen, dass bei Beachtung dieser Meniskuszeichen eine Detektionsrate von 89% erreicht werden kann.

Letztendlich kann eine Ruptur der Meniskuswurzel nur durch eine explorative Arthroskopie mit Darstellung der Insertionsbänder bewiesen werden, welche diese auch Teil jeder diagnostischen Kniearthroskopie sein sollte [Marzo, 2009; Papalia et al., 2013]. Die Arthroskopie bietet die Möglichkeit zusätzlich zur Morphologie auch die Funktion der Wurzel zu beurteilen. Dies kann durch den „lift-off“-Test mit Hilfe einer Sonde erfolgen [Papalia et al., 2013].

1.2.5 Therapiemöglichkeiten

Die Behandlung von Meniskuswurzelrupturen wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Stand ursprünglich die teilweise oder komplette Entfernung des Meniskus an erster Stelle, kam es durch die Veröffentlichung von biomechanischen und klinischen Studien zu einem Umdenken. Mittlerweile stehen mit der Fadenanker-Refixation und der transtibialen Auszugsnaht zwei Methoden zur Verfü-

gung, welche die Funktion der Menisken wiederherstellen sollen, um langfristig die Entwicklung einer degenerativen Gelenkserkrankung zu vermeiden [Papalia et al., 2013].

1.2.5.1 Konservativ

In zwei Studien konnte gezeigt werden, dass eine konservative Therapie bei Ruptur der PMMW zu einer vorübergehenden Verbesserung der Symptomatik und Funktionalität führen kann [Lim et al., 2010; Neogi et al., 2013]. Gegen Ende des Nachuntersuchungszeitraums zeigte sich jedoch eine Progression der Arthrose. Eine weitere Studie untersuchte die Folgen der konservativen Therapie der PLMW-Ruptur im Rahmen eines 10-Jahre Follow-up bei Patienten die eine Rekonstruktion des VKB erhielten. Dabei zeigten sich keine Unterschiede zur Kontrollgruppe bezüglich der Funktionalität. Es wurde jedoch eine Verschmälerung des lateralen Gelenkspaltes beobachtet, welche als Zeichen einer fortschreitenden Arthrose gedeutet werden kann [Shelbourne et al., 2011].

Bin et al. [2004] empfiehlt älteren Patienten mit geringer Symptomatik und niedrigem Anspruch an spätere körperliche Aktivitäten die konservative Therapie. Weiterhin scheint eine konservative Therapie sinnvoll, wenn bereits eine fortgeschrittene Arthrose besteht und die Wurzelruptur als Folge des degenerativen Prozesses zu verstehen ist. Die Entwicklung oder das Fortschreiten einer Arthrose kann durch die konservative Therapie jedoch nicht verhindert werden. Außerdem empfiehlt J. Ahn et al. [2015] die konservative Therapie bei ausgeprägter Degeneration des Gelenkknorpels oder deutlicher Varus-Fehlstellung, da in diesem Fall die Refixation gegenüber der konservativen Therapie keine überlegenen klinischen Ergebnisse zeigen konnte.

1.2.5.2 Meniskus-Teilresektion

Ursprünglich war die Teilresektion des Meniskus die Methode der Wahl zur Behandlung von Wurzelverletzungen [Klimkiewicz und Shaffer, 2002]. Das Ziel war es, das zerstörte Meniskusgewebe sparsam zu entfernen, um damit ein Impingement des Gewebes im Gelenkspalt zu verhindern und eine bestehende mechanische Schmerzursache zu beheben. Studien zeigten hierbei, dass mit der teilweisen Resektion des Meniskus eine Verbesserung der Symptomatik erreicht werden kann, jedoch mit einem Fortschreiten degenerativer Veränderungen zu rechnen ist. So zeigte Ozkoc et al. [2008] in einer Studie mit 70 Meniskusteilresektionen, die im Mittel über 55 Monate verfolgt wurden, eine postoperative Verbesserung der Funktionalität. Jedoch verschlechterte sich der Kellgren-Lawrence-Score von Grad 2 auf Grad 3. Weitere Studien konnten diese Ergebnisse bestätigen [Bin et al., 2004;

Han et al., 2010]. Diese Beobachtungen lassen sich durch eine biomechanische Studie von S. J. Lee et al. [2006] erklären, in der er zeigte, dass bei einer Teilresektion die Ringspannung verloren geht und dadurch die biomechanischen Folgen einer Meniskusresektion gleichzusetzen sind.

Aktuell wird eine Meniskusteilresektion Patienten empfohlen, die bereits an einer höhergradigen Arthrose Kellgren-Lawrence Grad 3 leiden, mit dem Ziel, mechanische Probleme im Gelenk zu reduzieren und die Schmerzen zu lindern [Bin et al., 2004]. Außerdem empfiehlt sich die Teilresektion bei Patienten mit geringem Belastungsanspruch und bei Patienten, denen der nachfolgende Rehabilitationsprozess nicht zugemutet werden kann [Marzo, 2009]. Zudem ist die Resektion bei starken degenerativen Veränderungen des Meniskusgewebes empfohlen, da eine ausreichende Qualität des Meniskusgewebes für eine stabile Refixation mit entscheidend ist [Bin et al., 2004].

Zusammenfassend kann für die Meniskusteilresektion gesagt werden, dass sie zu einer kurzfristigen Verbesserung der Symptomatik führt, jedoch langfristig degenerative Prozesse nicht gestoppt werden können, da die ursprüngliche Funktion des Meniskus nicht mehr erfüllt wird [Koenig et al., 2009].

1.2.5.3 Refixation

Da sowohl die konservative Behandlung, als auch die Meniskusteilresektion keine befriedigenden Ergebnisse lieferten und die biomechanischen und klinischen Auswirkungen einer Wurzelruptur zunehmend größere Aufmerksamkeit fanden, wurden diverse rekonstruktive Operationstechniken entwickelt. Diese haben das gemeinsame Ziel, die rupturierte Wurzel an der ursprünglichen Insertionsstelle zu befestigen, um die Funktion des Meniskus wiederherzustellen. In einer biomechanischen Untersuchung konnten Marzo und Gurske-DePerio [2009] zeigen, dass durch die Refixation einer PMMW der Kontaktdruck und die Kontaktfläche annähernd die Werte eines gesunden Knies erreichen können. Dies wurde in mehreren Studien für die Refixation der PMMW-Ruptur [Allaire et al., 2008; Harner et al., 2009; J. G. Kim et al., 2012; Padalecki et al., 2014; Vyas und Harner, 2012], als auch für die Reparatur der PLMW-Ruptur bestätigt [C. M. LaPrade et al., 2014]. Zwei Methoden, die aus dem Bereich der Rotatorenmanschetten-Chirurgie stammen, haben sich mittlerweile im Klinikalltag etabliert und werden immer wieder in leicht modifizierter Form veröffentlicht. Dabei handelt es sich zum einen um die transtibiale Auszugsnaht und zum anderen um die Fadenanker-Refixation. Auf eine weitere Technik, die Seit-zu-Seit Refixation, welche in letzter Zeit an Beachtung verloren hat, wird im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter eingegangen.

1.2.5.3.1 Techniken

1.2.5.3.1.1 Transtibiale Auszugsnaht

Die transtibiale Auszugsnaht wurde zuerst von West et al. [2004] beschrieben und im Laufe der Zeit in unterschiedlicher Form veröffentlicht [Koenig et al., 2009]. Ein standardisiertes Vorgehen existiert bislang nicht, der grundsätzliche Ablauf aller Varianten ist jedoch annähernd identisch. Die Refixation der PMMW und der PLMW orientiert sich an den gleichen Prinzipien und wird in aller Regel arthroskopisch durchgeführt [Forkel und Petersen, 2012; Marzo, 2009].

Das Grundprinzip der Technik besteht darin, mit Hilfe eines Nahtinstruments, z.B. einer gebogenen Hohnadel die Meniskuswurzel mit mehreren Fäden anzuschlingen, die Fäden über einen transtibialen Bohrkanal von intraartikulär nach extraartikulär auszuleiten und sie über ein Plättchen auf der ventralen Tibiakortikalis zu verknoten (Abb. 5, Abb.6) [Vyas und Harner, 2012].

Neben verschiedenen Zugangswegen unterscheiden sich die bisher veröffentlichten Techniken vor allem in der verwendeten Nahttechnik und dem Nahtmaterial [Barber et al., 2012; Bisson et al., 2008; Kopf et al., 2011; Rosslenbroich et al., 2013].

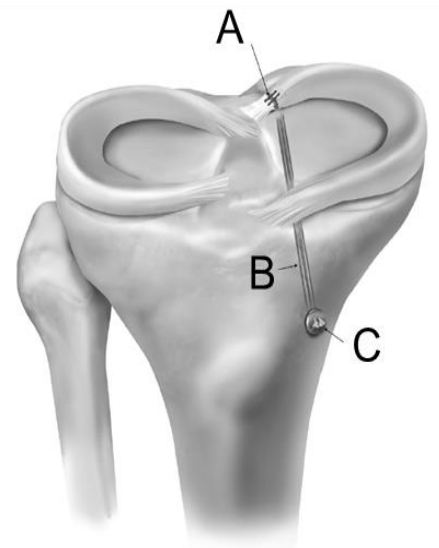


Abb. 5: Tibiale Auszugsnaht (modifiziert nach [Padalecki et al., 2014])

Die Meniskuswurzel wird mit mehreren Fäden angeschlungen (A) und die Fäden über einen zuvor angelegten Tunnel (B) ausgeleitet. Mit Hilfe eines Fadenplättchens werden die Fäden an der Tibiavorderseite verknotet (C)

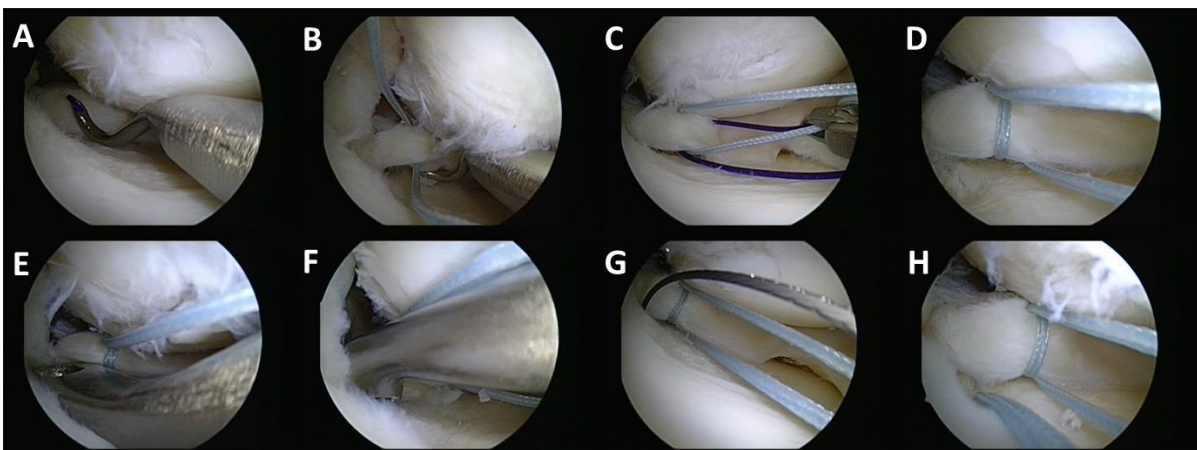


Abb. 6: Transtibiale Auszugsnaht aus arthroskopischer Sicht

Zuerst wird die Meniskuswurzel mit einer gebogenen Hohnadel mit mehreren Fäden angeschlungen (A,B,C,D). Mit Hilfe eines Zielgerätes wird der transtibiale Tunnel gebohrt und die Fäden anschließend über ein Fadenlasso an die Tibiavorderkante ausgeleitet (E,F,G,H)

1.2.5.3.1.2 Fadenanker-Refixation

Die Verwendung der Fadenanker-Refixation wurde erstmals in zwei Fallberichten von Engelsohn Engelsohn et al. [2007] erwähnt und steht seitdem als Alternative zur transtibialen Auszugsnaht zur Verfügung [Bhatia et al., 2014; DiFelice et al., 2009]. Auch für diese Technik wurden mittlerweile unzählige Varianten beschrieben, die sich jedoch nur in Details unterscheiden und alle das Ziel verfolgen, die Meniskuswurzel mit Hilfe eines Fadenankers im Tibiaplateau zu fixieren.

In arthroskopischer Technik wird hierbei ein Fadenanker in die Insertion der Meniskuswurzel eingebracht, mit Hilfe eines Nahtinstrumentariums die Fäden des Ankers durch die Meniskuswurzel geführt und die Fäden schließlich auf der Meniskuswurzel verknotet (Abb. 7).

Neben unterschiedlichen Zugangswegen und Fadenankern unterscheiden sich die beschriebenen Techniken vor allem durch unterschiedliche Nahttechniken und Nahtmaterialien [N. H. Choi et al., 2008; Deakin et al., 2005; Y. H. Jung et al., 2012b].

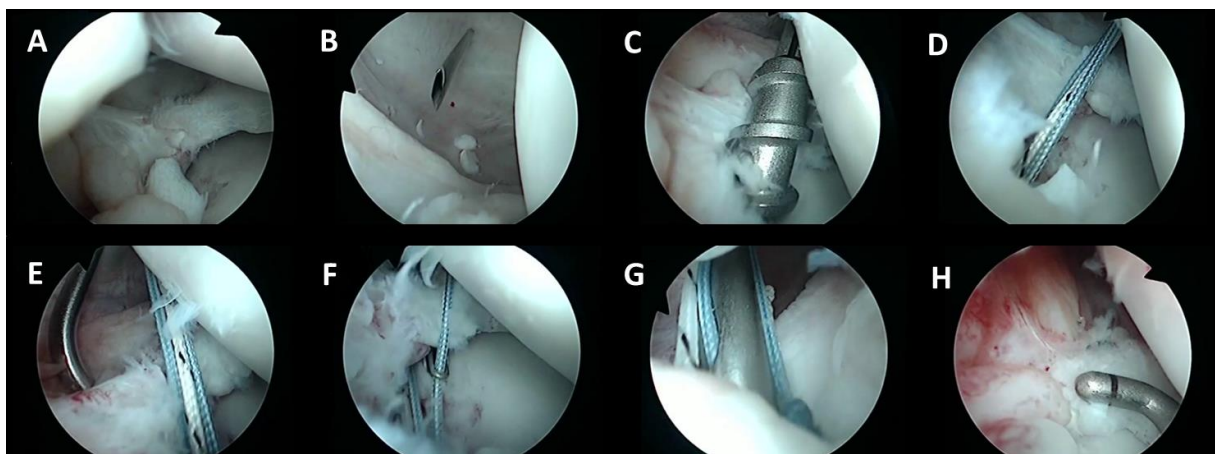


Abb. 7: Fadenanker-Refixation aus arthroskopischer Sicht

Nach Darstellung der Wurzelruptur (A), werden die Instrumente in den Gelenkspalt eingebracht (B) und der Fadenanker im Tibiaplateau befestigt (C). Die Fäden des Ankers werden im Anschluss mit Hilfe eines Nahtinstruments durch die Meniskuswurzel geführt und die Fäden auf der Meniskuswurzel verknotet (D,E,F,G,H).

1.2.5.3.2 Klinische Ergebnisse

In mehreren Studien wurde das klinische Ergebnis nach transtibialer Auszugsnaht untersucht. 2011 wurde eine Studie von S. B. Kim et al. [2011b] veröffentlicht, welche die Ergebnisse einer Meniskusteilresektion mit denen einer Refixation mittels transtibialer Auszugsnaht nach Ruptur der PMMW über einen Zeitraum von etwa 4 Jahren verglich. Die Refixation zeigte eine signifikante Verbesserung der Funktionalität nicht nur im Vergleich mit dem präoperativen Zustand, sondern auch im Vergleich zur Meniskusteilresektion. Diese signifikante Verbesserung der Funktionalität und der Schmerzsymp-

tomatik konnte in diversen weiteren Studien bestätigt werden [Anderson et al., 2010; Cho und Song, 2014; J. H. Lee et al., 2009; Moon et al., 2012; Seo et al., 2011].

Neben den klinischen Ergebnissen wurden auch radiologische Veränderungen mittels MRT untersucht, welche ein Fortschreiten der Arthrose trotz Refixation zeigten. Während bei J. H. Lee et al. [2009], möglicherweise bedingt durch den kurzen Nachuntersuchungszeitraum, nur in 5% der Knie ein Fortschreiten der Arthrose zu erkennen war, zeigte sich die Arthrose bei S. B. Kim et al. [2011b] in 20% der Knie progredient und nur 57% wiesen eine vollständige Heilung auf. Jedoch führte die Refixation im Vergleich zur Teilresektion zu einer geringeren Gelenkspaltverschmälerung und die Extrusion verringerte sich von 4.3mm auf 2.1mm. Diese Entwicklung konnte Chung et al. [2015] in seiner kürzlich veröffentlichten Studie in der die Patienten über 5 Jahre beobachtet wurden bestätigen. Hingegen schildert Moon et al. [2012] eine Zunahme der Extrusion von 3.6mm auf 5.0mm und ein Fortschreiten der Arthrose bei 10% der Patienten.

In mehreren Studien wurde die Qualität der Refixation durch eine Second-look Arthroskopie untersucht. Im Gegensatz zur Studie von J. H. Lee et al. [2009], die in 100% der untersuchten Knie eine vollständige Heilung nachwies, zeigten jüngere Studien eine weniger befriedigende Heilungsrate [Cho und Song, 2014; S. B. Kim et al., 2011b; Seo et al., 2011]. In der Studie von Seo et al. [2011] wurden 11 Patienten arthroskopisch nachuntersucht, wobei keines der Knie eine vollständige Heilung zeigte. Cho und Song [2014] untersuchte 13 Patienten, von denen nur 4 eine vollständig ausgeheilte PMMW-Refixation zeigten.

In einer kürzlich veröffentlichten Arbeit von Feucht et al. [2015b] wurden die Ergebnisse nach transtibialer Auszugsnaht von 172 Patienten aus mehreren Studien zusammengetragen und systematisch ausgewertet. Hierbei zeigte sich, dass die transtibiale Auszugsnaht zu einer signifikant besseren Funktionalität führt und ein Fortschreiten der Osteoarthrose in über 80% der Fälle verhindert werden kann. In Nachuntersuchungen, die mittels MRT oder Second-look Arthroskopie durchgeführt wurden, zeigte sich eine komplette Heilungsrate in 62% der Fälle. In 34% der Fälle heilte die Reparatur unvollständig und in 3% versagte sie.

Die Ergebnisse nach Fadenanker-Refixation wurde in einer Studie von Y. H. Jung et al. [2012b] untersucht. Hierfür wurden 13 Patienten über einen Zeitraum von 30 Monaten beobachtet. Es konnte eine deutlich verbesserte Funktionalität und Schmerzsymptomatik festgestellt werden. Die MRT-Kontrolle zeigte jedoch nur in 50% der Fälle eine vollständige Heilung. In 40% der Fälle war die Wurzel nur teilweise und in 10% gar nicht geheilt.

Zum aktuellen Zeitpunkt existiert eine Studie, welche die transtibiale Auszugsnaht mit der Fadenanker-Technik vergleicht. Nach einem zweijährigen Follow-up zeigte sich in beiden Gruppen eine ver-

besserte Funktionalität, eine verringerte Extrusion und keine signifikante Zunahme der Arthrose im Vergleich zum präoperativen Zustand. Klinisch war zwischen beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied zu erkennen. Hingegen zeigte die Heilungsrate signifikante Unterschiede. Bei der transtibialen Auszugsnaht konnte in 11 von 17 Fällen (64.7%) und bei der Fadenanker-Refixation in 12 von 14 Fällen (85.7%) eine vollständige Heilung verzeichnet werden [J. H. Kim et al., 2011a].

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass beide Techniken zu einer Verbesserung der Symptomatik, Funktionalität und Aktivität der Patienten führen. Die Qualität der Heilung ist in den meisten Fällen jedoch unbefriedigend und auf Grund der Kürze der Nachuntersuchungszeiträume können die Folgen hinsichtlich der Entwicklung einer Arthrose kaum beurteilt werden.

1.2.5.3.3 Bisherige biomechanische Studien zur Wurzelrefixation

Obwohl in den letzten Jahren eine Vielzahl an technischen Varianten zur transtibialen Auszugsnaht und zur Fadenankertechnik veröffentlicht wurden, waren biomechanische Untersuchungen dieser Techniken bezüglich ihrer Stabilität und Beständigkeit bisher selten Forschungsgegenstand. Nur wenige Studien haben bisher versucht die biomechanischen Eigenschaften der Refixation zu erarbeiten [Anz et al., 2014; Cerminara et al., 2014; Kopf et al., 2011; C. M. LaPrade et al., 2015b; R. F. LaPrade et al., 2015c; Rosslenbroich et al., 2013].

Kopf [2011] untersuchte dazu 43 humane native Meniskuswurzeln auf ihre maximale Belastbarkeit. Anschließend testete er die Belastbarkeit dreier verschiedener Nahttechniken: die modifizierte Kessler-Naht, die Loop-Naht und die doppelte Vertikalnaht. Die durchschnittliche Versagenslast der nativen Wurzeln betrug 594N, wobei die ALMW die höchsten und die AMMW die niedrigsten Werte erzielte. Bei den Nahttechniken schnitt die modifizierte Kessler-Naht mit 143N am besten ab, gefolgt von der Loop-Naht mit 101N und der doppelten Vertikalnaht mit 64N. Die Schlussfolgerung dieser Studie war, dass keine der Nahttechniken die Versagenslast der nativen Wurzeln erreichen kann [Kopf et al., 2011].

Eine weitere Studie verglich die Eigenschaften der nativen porcinen PLMW mit den Eigenschaften der transtibialen Auszugsnaht, welche in der einen Gruppe mit einem Faden, in der anderen Gruppe mit zwei Fäden erfolgte. Gemessen wurden sowohl die Längenänderung des Konstrukts (Displacement) nach 1000 Zyklen, als auch die Steifigkeit und Versagenslast bei maximaler Belastung. Während die Auszugsnaht mit nur einem Faden eine deutlich größere Längenzunahme und eine geringere Steifigkeit als die beiden anderen Gruppen aufwies, zeigten sich zwischen der nativen Wurzel und der Zwei-Faden-Variante diesbezüglich keine signifikanten Unterschiede. Beide Reparaturvarianten erzielten

eine geringere Versagenslast als die intakte Wurzel, wobei sich zwei Fäden als deutlich stabiler erwiesen als ein Faden. Wurde die Reparatur nur mit einem Faden durchgeführt, so versagten bereits 40% der Proben während der zyklischen Belastung [Rosslenbroich et al., 2013].

Die bisherigen Studien können allerdings keineswegs alle offenen Fragen beantworten. Eine Vielzahl technischer Beschreibungen wurde ohne biomechanisch fundiertes Wissen veröffentlicht. Es werden verschiedene Fadenmaterialien und Nahttechniken verwendet ohne dass deren Eigenschaften bei der Wurzelrefixation bisher untersucht wurden. Die Fadenanker-Refixation wurde bisher in biomechanischen Studien zur Wurzelreparatur nicht beachtet, wodurch ein Vergleich zur transtibialen Auszugsnaht erschwert wird.

1.3 Fragestellung und Hypothesen

Allgemein sollte eine Wurzelrefixation folgende Faktoren erfüllen, um ein optimales Ergebnis zu erreichen:

- Refixation der Wurzel an der ursprünglichen Insertionsstelle
- breites Aufliegen der Meniskuswurzel am Tibiaplateau für optimale Heilung
- hohe Ausreißkraft
- geringe Längenzunahme unter zyklischer Belastung

Eine Empfehlung, welches Fadenmaterial sich für die Refixation einer Wurzelruptur am besten eignet, wird in der Literatur bislang nicht gegeben. Dabei sind die biomechanischen Anforderungen meistens jedoch klar definiert. Zum Erreichen einer bewegungsarmen und stabilen Refixation sollte die Längenzunahme des Fadens unter Belastung möglichst gering ausfallen. Die Steifigkeit, worunter der Widerstand gegen elastische Verformung verstanden wird, und die maximale Versagenslast sollten möglichst groß sein [Giles et al., 2008].

Das Ziel des ersten Teils dieser Studie (Versuchsreihe 1) war es, vier verschiedene Fadenmaterialien, welche bei transtibialer Auszugsnaht zur Refixation einer Wurzelruptur verwendet werden, bezüglich ihrer biomechanischen Eigenschaften in einem in-vitro Modell an Außenmenisken des Schweins zu untersuchen. Gezeigt werden sollte, dass die neueren und bislang seltener verwendeten ultrahochmolekulargewichtigen Polyethylenfäden (UHMWPE)(FiberWire™, FiberTape™) verglichen mit den PDS™- und Ethibond™-Fäden bessere biomechanische Eigenschaften aufweisen.

Die Nahttechnik, mit welcher die Meniskuswurzel angeschlungen wird, variiert in der Literatur erheblich, wobei auch hier keine biomechanischen Untersuchungen vorliegen, die eine Empfehlung für

eine der Techniken geben. Die Nahttechnik sollte einerseits arthroskopisch leicht durchführbar sein, da vor allem die operationstechnische Anwendbarkeit an den Hinterhörnern durch die schlechte Visualisierung eingeschränkt ist, andererseits auch möglichst gute biomechanische Eigenschaften besitzen. Dazu zählt unter anderem eine geringe Längenzunahme des Refixationskonstruktes, eine hohe Steifigkeit und hohe Versagenslast.

Das Ziel des zweiten Teils dieser Studie (Versuchsreihe 2) war die biomechanische Evaluation verschiedener Nahttechniken, die bei transtibialer Auszugsnaht angewendet werden und in dieser Studie an einem in-vitro Modell an Innenmenisken des Schweins untersucht wurden. Es sollte gezeigt werden, dass die komplexeren Nahttechniken (Mason-Allen-Naht [MAN] und die modifizierte doppelte Loop-Technik [MDL]) den einfacheren Nähten (doppelte Vertikalnaht [DVN] und horizontale Matratzennaht [HMN]) in biomechanischen Belangen überlegen sind.

Ein biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Operationstechniken lag in der Literatur bisweilen ebenfalls nicht vor. Zwar wurden die transtibiale Auszugsnaht und die Fadenanker-Refixation in einer klinischen Untersuchung miteinander verglichen, eine Analyse der Längenzunahme, Steifigkeit und maximalen Versagenslast fehlt jedoch bisher, obwohl diese Parameter für den Heilungserfolg von großer Bedeutung sind.

Das Ziel des dritten Teils dieser Studie (Versuchsreihe 3) war es deshalb die biomechanischen Eigenschaften der transtibialen Auszugsnaht mit der Fadenanker-Refixation zu vergleichen. Es sollte gezeigt werden, dass die Fadenankertechnik der transtibialen Auszugsnaht aus biomechanischer Sicht überlegen ist.

2 Material und Methoden

2.1 Präparate

Für die Durchführung der Versuche wurden 64 Schweineknie benötigt, welche frisch geschlachtet von einem Schlachthof bezogen wurden. Die Verwendung von Schweinen zur biomechanischen Untersuchung an Menisken ist in der medizinischen Wissenschaft etabliert [Forkel et al., 2013; Rosslenbroich et al., 2013], da diese gleichmäßigere biomechanische Eigenschaften aufweisen als ältere menschliche Kadaver und sie anatomisch und funktionell mit den Menisken junger Erwachsener vergleichbar sind [Jaspers et al., 1980; Nakano und Aherne, 1992; Post et al., 1997]. Die Gelenkkapsel war erhalten und Femur und Tibia in etwa 20 cm vom Gelenkspalt durchtrennt. Sämtliches Gewebe wurde entfernt, die Gelenkkapsel eröffnet und alle ligamentären Verbindungen zwischen Femur und Tibia gelöst. Für die Versuchsreihen 1 und 2 wurden lediglich die Menisken verwendet. Die Meniskuswurzeln wurden mit einem Skalpell am Tibiaplateau abgesetzt und die Menisken anschließend tiefgefroren. Für die Versuchsreihe 3 wurden die Tibiae mit noch intakten Menisken tiefgefroren. Menisken, welche äußerliche Zeichen von Degeneration aufwiesen, wurden aussortiert. An den Versuchstagen wurden die Menisken bzw. Tibiae über 8 Stunden aufgetaut und mit Kochsalzlösung feucht gehalten, um ein Austrocknen zu verhindern. Alle Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt.

2.2 Prüfmaschine

Die Versuche wurden mit Hilfe einer servohydraulischen Prüfmaschine (Zwick Amsler HC10, Zwick/Roell AG, Ulm, Deutschland) durchgeführt, welche mit einer dynamischen Kraftmessdose (Huppert 1010-AF, Huppert GmbH, Herrenberg, Deutschland) zur Spannungsmessung ausgestattet war (Abb. 8). Zur Wegemessung wurde ein Differentialtransformator (RDP 192028, RDP Electronics Ltd, Wolverhampton, UK) mit einer Genauigkeit von $0.20\mu\text{m}$ verwendet. Der Prüfstand weist eine Genauigkeitsklasse von $\pm 0.5\%$ auf. Die Prüfmaschine ist für die Untersuchung von Ermüdungerscheinungen von Geweben geeignet. Dafür werden Zugkräfte ausgeübt, die entweder anschwellend oder periodisch auf das Gewebe einwirken. Die Zugkräfte können dabei individuell eingestellt werden. Gleichzeitig misst ein Differentialtransformator die Längenänderung des Materials, welche durch die Zugkräfte verursacht wird. Während der periodischen Belastung misst die Maschine die Länge des Objekts in jedem Zyklus, woraus sowohl die Längenänderung innerhalb eines Zyklus, als auch der Vergleich der Länge im zeitlichen Verlauf dargestellt werden kann. Die anschwellende

Belastung zeigt, welcher maximalen Last ein Material standhält und wie sich dessen Länge unter der einwirkenden Kraft verändert. Die Anzahl der Zyklen und die Längenzunahme wurden während des Versuchs fortlaufend mit Hilfe einer Datenerfassungssoftware (testXpert, Zwick/Roell AG, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet.

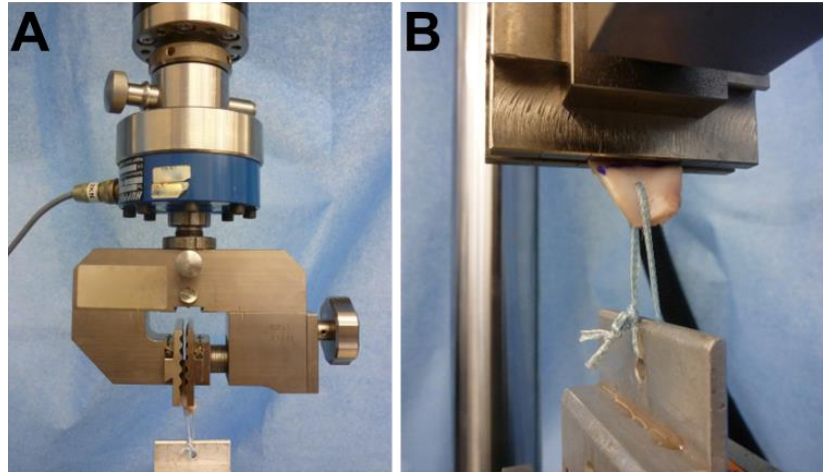


Abb. 8: Prüfmaschine

Biomechanische Prüfmaschine in der Übersicht (A) und mit Fokus auf die Fixierung des Meniskus (B)

2.3 Testprotokoll

Das verwendete Testprotokoll orientiert sich an Studien, die ebenfalls die Biomechanik der Meniskuswurzel untersuchten und soll die Kräfte, welche in der früh-postoperativen Phase auftreten bestmöglich simulieren [Herbort et al., 2010; Kopf et al., 2011; Y. H. Lee et al., 2012; Rosslenbroich et al., 2013]. Hierzu wurden die Menisken, nachdem sie mit 2N vorgespannt wurden, über 1000 Zyklen zwischen 5N und 20N mit einer Frequenz von 0.5Hz belastet. Anschließend wurden die Menisken mit einer Geschwindigkeit von 0.5mm/s bis an ihre Versagenslast gedehnt. Während des gesamten Testverlaufs wurde darauf geachtet, ob es zum Versagen durch Ausriss des Fadens aus dem Meniskus, Fadenriss, Lösen der Knoten oder Verrutschen der Menisken in der Fixationsklemme kam. In den Versuchsreihen 1 und 2 wurden 10 Menisken zu je einer der 4 Fadenmaterialien bzw. Nahttechniken getestet. In der dritten Versuchsreihe wurden je 8 Versuche zur nativen Meniskuswurzel, zur transtibialen Auszugsnaht und zur Fadenanker-Refixation durchgeführt.

2.4 Versuchsreihe 1: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Fadenmaterialien zur transtibialen Auszugsnaht

2.4.1 Untersuchte Fadenmaterialien

Für die biomechanische Testung der unterschiedlichen Fadenmaterialien wurden 4 verschiedene Fäden ausgewählt (Abb. 9), welche alle bereits in der klinischen Praxis angewandt wurden. Zum einen die für die transtibiale Auszugsnaht sehr häufig verwendeten resorbierbaren monofilen Polydioxanonfäden (PDS™) [J. H. Ahn et al., 2009; Cho, 2012; S. B. Kim et al., 2011b; D. W. Lee et al., 2013a] und geflochtene, nicht absorbierbare Polyesterfäden (Ethibond™) [J. H. Ahn et al., 2007; Forkel und Petersen, 2012; J. H. Kim et al., 2011a]. Zum anderen die neuartigen Polyesterfäden mit einem Polyethylen-Kern mit ultra hohem

Molekulargewicht (UHMWPE) [Barber et al., 2012; Barber et al., 2009], von denen sowohl Fäden als auch Fadentapes [Burgess et al., 2010; Regauer et al., 2011] verwendet werden.

Im Versuch wurde FiberWire und FiberTape der Firma Arthro-

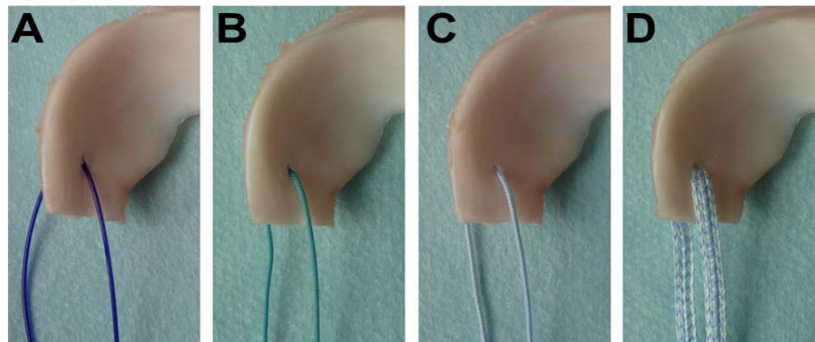


Abb. 9: Fadenmaterialien

No. 2 PDS™ (A), No. 2 Ethibond™ (B), No.2 FiberWire™ (C), No.2 FiberTape™ (D)

ex verwendet. Diese neuartigen Fäden sollen bereits veröffentlichten Studien zu Folge eine höhere Versagenslast und Steifigkeit als herkömmliche Fäden aufweisen [Abbi et al., 2006; Barber et al., 2006; Deakin et al., 2005]. Verwendet wurden jeweils Fäden der Stärke 2, sowie ein Tape mit 2mm Stärke.

2.4.2 Versuchsaufbau und -durchführung

40 laterale Menisken ohne Zeichen degenerativer Veränderung wurden für diese Untersuchung verwendet und zufällig einer der vier Gruppen zugeteilt. Mit einer gewöhnlichen schneidenden Nadel (FCP-6, Ethicon, Sommerville, NJ, USA) wurden die Fäden 5mm lateral der kreierte medialen Risskante und 5mm zentral von der Hinterkante versetzt eingebracht [J. H. Ahn et al., 2009]. Anschließend wurde der jeweilige Meniskus am Prüfstand fixiert (Abb. 5). Dazu wurden die Menisken in einer 2,5-kN Schraubklemme eingespannt und mit einer Lage Sandpapier zusätzlich gesichert, um ein Verrutschen der Menisken zu verhindern. Eine Markierung wurde gesetzt, um ein mögliches Verrutschen

visuell sichtbar zu machen. Der vordere Abschnitt des Meniskus wurde zwischen die Backen der Klemme positioniert, so dass der Abstand zwischen Unterkante der Klemme und Einstichstelle des Fadens 1cm betrug. Die Enden des Fadens wurden an einer Lochplatte, die an der Prüfmaschine befestigt war, mit fünf Knoten fixiert. Die Fadenlänge, vom Einstich im Meniskus bis zur Oberkante des Lochs in der Metallplatte, betrug 3.5cm. Diese Strecke stellte die Länge des Fadens bei transtibialer Auszugsnaht dar, die nach mehreren intraoperativen Messungen als Richtwert gewählt wurde. Zuletzt wurde die Position der Komponenten ausgerichtet, um zu gewährleisten, dass die Kraft in Richtung der zirkulären Fasern ansetzen konnte. Anschließend wurden die Meniskus-Faden-Konstrukte dem unter 2.3 (siehe S. 16) erläuterten Testprotokoll unterzogen.

2.5 Versuchsreihe 2: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Nahttechniken zur transtibialen Auszugsnaht

2.5.1 Untersuchte Nahttechniken

Zur Untersuchung der verschiedenen Nahttechniken wurden 40 unversehrte mediale Menisken verwendet, welche zufällig auf eine der vier Gruppen aufgeteilt wurden. Alle vier Techniken sind arthroskopisch durchführbar und wurden bereits in klinischen Berichten zur Refixation der Meniskuswurzel verwendet (Abb. 10).

- a) **Doppelte Vertikalnaht (DVN):** Zwei einzelne Fäden wurden 5mm medial der lateralen Abrisskante im Bereich der Rot-Roten-Zone von der femoralen Meniskusoberseite kommend eingestochen. Der erste Einstich erfolgte im Bereich des meniskosynovialen Übergangs, der zweite Einstich erfolgte etwas 5mm nach zentralvorne versetzt [Y. M. Kim et al., 2006; Moon et al., 2012; Park et al., 2011].
- b) **Horizontale Matratzennaht (HMN):** An den gleichen Positionen wie eben beschrieben wurde hier ein einzelner Faden zwei Mal durch den Meniskus geführt. Zuerst wurde der Faden von tibial kommend durch den Meniskus gestochen und dann von femoral kommend wieder zurückgeführt, so dass der Faden auf der Oberseite des Meniskus zu liegen kam und eine Schlinge gebildet wurde [Allaire et al., 2008; Nicholas et al., 2009].
- c) **Modifizierte Mason-Allen-Naht (MAN):** Analog zur horizontalen Matratzennaht wurde der erste Faden im Meniskus platziert. Ein zweiter Faden wurde auf halber Strecke zwischen den beiden ersten Einstichstellen durch den Meniskus gelegt, so dass dieser auf der femoralen Seite den ersten Faden kreuzte [D. W. Lee et al., 2013a].

- d) **Modifizierte doppelte Loop-Technik (MDL):** bei dieser Technik wurde der Faden so in die Nadel eingefädelt, dass auf der einen Seite eine Schlinge entstand und auf der anderen Seite die beiden Enden zu liegen kamen. Anschließend wurde die Nadel durch den Meniskus gestochen und die Schlinge an der Oberseite platziert. Die beiden freien Enden wurden nun durch die Schlinge geführt, wodurch eine neue Schlinge entstand, die durch Zug an den freien Enden zusammengezogen werden konnte. Auf dieselbe Art wurde parallel dazu eine weitere Schlingennaht platziert. Die Einstichpunkte hatten dieselbe Position wie bei der DVN beschrieben [Harner et al., 2009; Vyas und Harner, 2012].

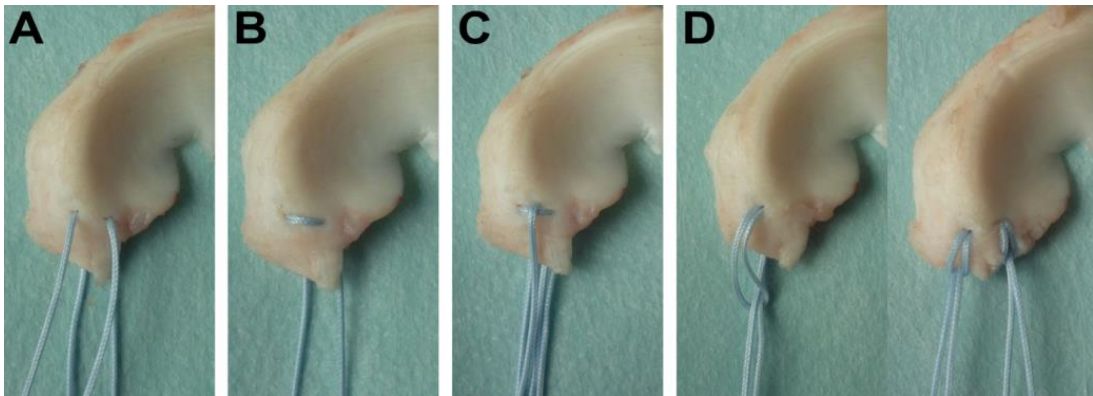


Abb. 10: Nahttechniken

(A) doppelte Vertikalnaht, (B) Matratzennaht, (C) modifizierte Mason-Allen-Naht, (D) modifizierter doppelter Loop

2.5.2 Versuchsaufbau und -durchführung

Die 40 verwendeten medialen Menisken wurden aufgetaut und zufällig den vier Techniken zugeteilt. Mit Hilfe einer schneidenden Nadel wurde ein nicht absorbierbarer, geflochtener Faden (#2 FiberWire™) (siehe S.17, Abb. 9, Bild C) entsprechend der jeweiligen Technik in den Meniskus eingestochen und am Prüfstand den Tests gemäß dem unter 2.3 (siehe S. 16) erläuterten Testprotokoll unterzogen. Der Versuchsaufbau war identisch zu dem von Versuchsreihe 1, welcher unter 2.4.2 (siehe S. 17) beschrieben ist.

2.6 Versuchsreihe 3: Biomechanischer Vergleich zwischen transtibialer Auszugsnaht und Fadenanker-Refixation

In Versuchsreihe 3 wurden einer Gruppe mit nativen Meniskuswurzeln, eine Gruppe mit Fadenanker-Refixation und eine Gruppe mit transtibialer Auszugsnaht gegenübergestellt. Dabei wurden jeweils 8 Tibiae mit intakten Menisken verwendet. In den Refixationsgruppen wurde mit einem Skalpell eine Wurzelverletzung 5mm lateral des Randes des hinteren medialen Meniskushorns gesetzt.

2.6.1 Transtibiale Auszugsnaht

Zur Bohrung der transtibialen Auszugsnaht wurde der Tibiakopf und -schaft von verbliebenem Gewebe befreit und der Schaft in einer Halterung fixiert, um ein sicheres Bohren zu ermöglichen. Ein Zielgerät (Retro-Construction™ Drill Guide, Arthrex) wurde eingesetzt und ein Zielbügel an der Insertionsstelle der PMMW am Tibiaplateau platziert (Abb. 11). Die Bohrhülse des Zielgeräts wurde am anterolateralen Kortex der Tibia platziert. Nun wurde ein Bohrer (6mm Flipcutter II, Arthrex) eingeführt und in der durch das Zielgerät vorgegebenen Richtung bis zur Insertionsstelle ein Loch gebohrt. Am Flipcutter ist erwähnenswert, dass an dessen Spitze ein Messer ausgefahren werden konnte, mit dem nun retrograd ein vergrößerter Bohrkanal geschnitten werden konnte, der in unserem Fall 10mm tief und 6mm breit war. Nachdem die zuvor abgelöste Meniskuswurzel mit FiberWire™ No.2 und doppelter Vertikalnaht angeschlungen wurde (siehe 2.4.1, S. 17), wurde durch den transtibialen Tunnel ein Fadenlasso eingeführt, die beiden Fäden der Meniskusnaht aufgenommen und durch den Tunnel an die Vorderseite der Tibia gebracht. Dort wurden sie an einem Fadenblättchen (Button Platte, Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz) mit mehreren Knoten fixiert.

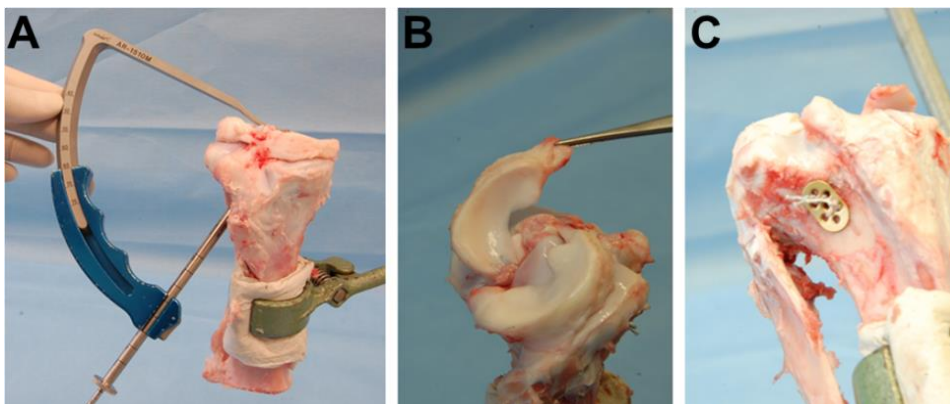


Abb. 11: Transtibiale Auszugsnaht

Mit Hilfe eines Zielgeräts wird der tibiale Tunnel angelegt (A). Anschließend wird der Meniskus über eine DVN an der Insertion fixiert (B), die Fäden durch den Tunnel ausgeleitet (C) und an der Tibiavorderseite verknotet.

2.6.2 Fadenanker-Refixation

Zur Platzierung des Fadenankers wurde die Tibia an ihrem Schaft in einer Schraubklemme fixiert und ein mit 2 Fäden beladener Fadenanker (5.5mm-Corkscrew FT II, Arthrex) an der Insertionsstelle der PMMW in das Tibiaplateau hineingedreht (Abb. 12). Die Insertion wurde standardisiert durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass der Winkel mit einem hohen posteromedialen Portal arthroskopisch durchführbar wäre [N. H. Choi et al., 2008; J. H. Kim et al., 2011a; J. H. Kim et al., 2009]. Anschließend wurde die Meniskuswurzel mit einer doppelten Vertikalnaht (siehe 2.4.1, S. 17) an der Insertionsstelle adaptiert.

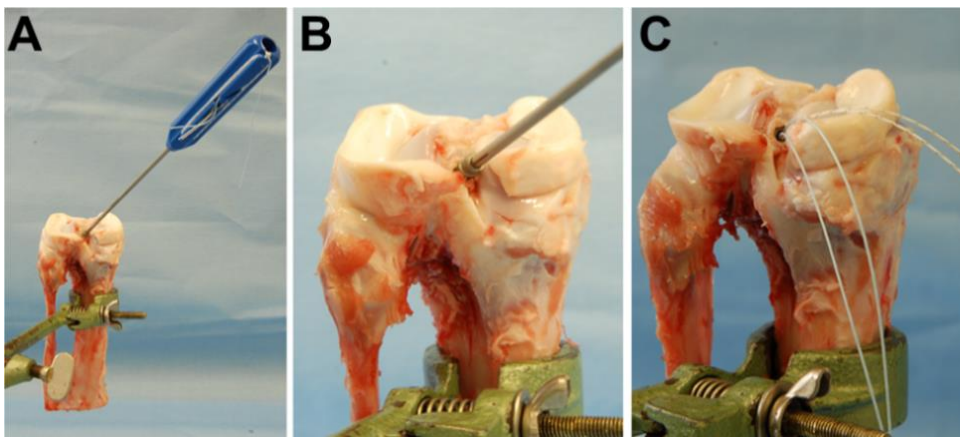


Abb. 12: Fadenanker-Refixation

Der Fadenanker wird in das Tibiaplateau eingebracht (A und B) und die Meniskuswurzel mit Hilfe der im Fadenanker vorgeladenen Fäden fixiert (C)

2.6.3 Versuchsaufbau und -durchführung

Die Tibiae der Refixationsgruppen und die native Tibia wurden an der medialen Seite mit einer oszillierenden Säge zu Recht geschnitten (Abb. 13). Die Schnittführung verlief in der Sagittalebene 1cm medial der Insertionsstelle der PMMW, wodurch eine größere Auflagefläche gewährleistet werden konnte, um die Tibia flächig und rutschfest mittels Schraubzwingen an einem Metallzylinder befestigen zu können. Der Metallzylinder wurde anschließend mit Kunstharz (Polyurethan System RenCast FC 53, Huntsman International LLC, Basel, Schweiz) gefüllt und die darin befindliche Tibia eingegossen. Dieser Schritt ermöglichte eine sichere Fixation und verhinderte, dass bei den entstehenden Kräften die Tibia in ihrer Längsachse gebogen wurde. Nachdem das Kunstharz ausgehärtet war, wurde der Metallzylinder in der Bodenplatte des Prüfstandes eingespannt. Die Menisken wurden analog zu den vorhergehenden Versuchsreihen zwischen die Backen der Schraubklemme eingebracht, wobei die Menisken der nativen Gruppe 1cm entfernt von der Wurzelinsertion befestigt wurden. Dieser Abstand wurde gewählt, um in der Steifigkeitsanalyse Interferenzen zu vermeiden. Anschließend wurden sie dem unter 2.3 (siehe S. 16) beschriebenen Testprotokoll unterzogen.

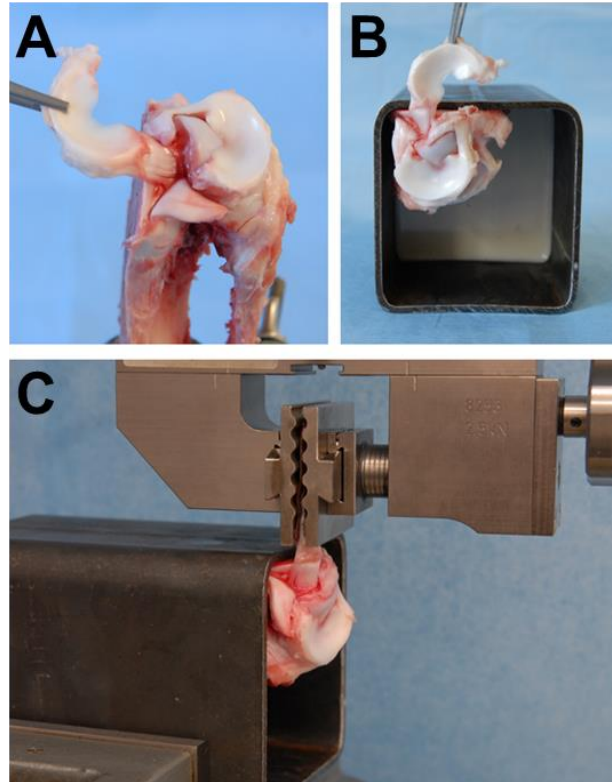


Abb. 13: Versuchsaufbau

Um eine stabile Fixierung der Tibia zu ermöglichen wurde diese medial zu Recht geschnitten (A). Anschließend wurde die Tibia in Kunstharz gegossen (B) und der Meniskus in der Prüfmaschine eingespannt (C)

2.7 Untersuchte Parameter

Folgende Parameter wurden zur Charakterisierung der biomechanischen Eigenschaften in allen drei Versuchsreihen analysiert:

- **Längenzunahme (mm):** Die Längenzunahme des Refixationskonstruktes wurde während zyklischer Belastung nach 100, 500 und 1000 Zyklen bestimmt. Definiert wurde dieser Wert durch die Lageveränderung des Messzylinders, welche jeweils am Belastungsgipfel (20N) des jeweiligen Zyklus gemessen und mit der Position im ersten Zyklus verglichen wurde.
- **Versagenslast (N):** Die Versagenslast der Refixationstechnik wurde als maximaler Wert im Spannungs-Dehnungs-Diagramm definiert. Hierzu wurde das Konstrukt mit einer Geschwindigkeit von 0,5mm/s gedehnt und die zum Versagenszeitpunkt erreichte Kraft gemessen. Zusätzlich wurde die Art und Weise des Versagens bei jedem Versuch notiert.
- **Streckgrenze (N):** Die Streckgrenze beschreibt diejenige Spannung, bis zu der ein Werkstoff bei monoaxialer Zugbeanspruchung keine dauerhafte plastische Verformung aufweist. Da dieser Wert in der Materialkunde oft schwer zu berechnen ist, bedient man sich ersatzweise der 0.2%-Dehn- bzw. Elastizitätsgrenze, da dieser Wert aus dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm abgelesen werden kann. Dieser Wert ist dadurch definiert, dass bei Entlastung der Probe eine verbleibende Dehnung von maximal 0.2% der Ausgangslänge resultiert und bei weiter steigender Belastung eine plastische Verformung die Folge wäre. Im Diagramm wurde dazu eine Gerade bei 0.2% der Dehnung der Steigung des Graphen angelegt und der Schnittpunkt der Geraden mit dem Graphen als Elastizitätsgrenze festgelegt. Dieser Wert konnte aufgrund von Interferenzen für die Versuchsreihe 3 nicht berechnet werden.
- **Steifigkeit (N):** Die Steifigkeit entspricht dem Widerstand eines Körpers gegen elastische Verformung. Sie wurde aus der maximalen Steigung des Spannungs-Dehnungs-Diagramms ermittelt, wobei nur die ersten 30% der Werte nach Ende der zyklischen Belastung und Beginn der Versagenslast-Testung herangezogen wurden.
- **Längenzunahme unter Versagenslast (mm):** Die Längenzunahme unter Versagenslast entspricht derjenigen Längenänderung, die zwischen dem ersten Zyklus und der Versagenslast entsteht.

2.8 Statistische Auswertung

Zur Bestimmung der Teststärke (Power) wurde eine Posthoc-Poweranalyse mit Hilfe der G*Power 3.1.3 Software (Franz Paul, Kiel, Deutschland) durchgeführt [Faul et al., 2007]. Zur Berechnung der Effektgröße nutzt diese Software die Stichprobengröße, die Anzahl der Gruppen, die Mittelwerte der einzelnen Gruppen und die Standardabweichung. Basierend auf den Ergebnissen für Versagenslast, Steifigkeit und Längenzunahme nach 1000 Zyklen wurde die Effektstärke berechnet (Tabelle 1). Die Teststärke wurde mit Hilfe der Gruppengröße, der dazugehörigen Effektstärke und einem α von 0.5 berechnet. Als nächstes wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test mit Hilfe des Programms SPSS 20.0 (IBM-SPSS, New York, USA) durchgeführt, welcher eine Normalverteilung aller Variablen ergab. Die Ergebnisse der Versuche mit parametrischen Daten wurden durch eine Varianzanalyse (ANOVA), sowie durch den Post-Hoc-Test Tukey HSD ausgewertet, deren Zweck es war die Innergruppenvarianz (within-Varianz) und die Zwischengruppenvarianz (between-Varianz) zu testen. Die Varianzanalyse für die parameterfreien Daten der Steifigkeitstestung wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test, sowie mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $P < 0.05$ festgelegt. Für den Post-Hoc Vergleich mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde mit Hilfe der Bonferroni-Methode das Signifikanzniveau korrigiert.

Tabelle 1: Bestimmung der Teststärke

Versuchsreihe 1: Fadenmaterial – 10 Menisken pro Gruppe

	Versagenslast	Steifigkeit	Längenzunahme nach 1000 Zyklen
Effektstärke	0.55	2.19	0.67
Teststärke (Power)	0.85	1.00	0.95

Versuchsreihe 2: Nahttechniken – 10 Menisken pro Gruppe

	Versagenslast	Steifigkeit	Längenzunahme nach 1000 Zyklen
Effektstärke	0.69	1.84	2.19
Teststärke (Power)	0.95	1.00	1.00

Versuchsreihe 3: Refixationstechniken – 8 Menisken pro Gruppe

	Versagenslast	Steifigkeit	Längenzunahme nach 1000 Zyklen
Effektstärke	1.36	1.36	2.41
Teststärke (Power)	0.81	0.81	1.00

3 Ergebnisse

3.1 Versuchsreihe 1: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Fadenmaterialien zur transtibialen Auszugsnaht

3.1.1 Längenzunahme während zyklischer Belastung

Während der zyklischen Belastung wurde bei keinem der Menisken ein Versagen beobachtet. Tabelle 2 zeigt die jeweiligen Mittelwerte und die dazugehörigen p-Werte. Gruppe A (PDS™) zeigte in allen drei Messpunkten eine signifikant geringere Längenzunahme als Gruppe D (FiberTape™) und nach 100 Zyklen eine signifikant geringere Längenzunahme als Gruppe C (FiberWire™) (Abb. 14). Gruppe B (Ethibond™) zeigte nach 100 und 500 Zyklen eine signifikant geringere Längenzunahme als Gruppe D. Ein Vergleich der Gruppen A mit B, sowie C mit D ergab keine Signifikanz (Tabelle 2).

Tabelle 2: Längenzunahme der Fadenmaterialien während zyklischer Belastung

Fadenmaterial	Längenzunahme nach 100 Zyklen	Längenzunahme nach 500 Zyklen	Längenzunahme nach 1000 Zyklen
Gruppe A (PDS™)	0.2 ± 0.1 ^{a,b} (0.1-0.2)	0.4 ± 0.2 ^b (0.3 -0.6)	0.6 ± 0.2 ^b (0.4-0.7)
Gruppe B (Ethibond)	0.3 ± 0.1 ^c (0.3-0.3)	0.6 ± 0.1 ^c (0.5-0.7)	0.8 ± 0.1 (0.7-0.8)
Gruppe C (FiberWire™)	0.3 ± 0.1 (0.2-0.4)	0.7 ± 0.3 (0.4-0.9)	0.8 ± 0.3 (0.6-1.0)
Gruppe D (FiberTape™)	0.5 ± 0.2 (0.4-0.6)	0.8 ± 0.2 (0.7-1.0)	1.0 ± 0.2 (0.9-1.2)

Die Daten werden als Mittelwerte ± Standardabweichung angezeigt mit 95% Konfidenzintervall

^a Gruppe A zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe C (p = 0.008)

^b Gruppe A zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe D (100 Zyklen: p < 0.001; 500 Zyklen: p = 0.001; 1000 Zyklen: p = 0.001)

^c Gruppe B zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe D (100 Zyklen: p = 0.010; 500 Zyklen: p = 0.045)

3.1.2 Versagenslast

Gruppe D (FiberTape™) zeigte eine signifikant höhere Versagenslast als Gruppe A (PDS™) (Tabelle 3) (Abb. 15). Es wurden keine weiteren bedeutsamen Unterschiede gefunden. In Gruppe C (Ethibond™) und D (FiberTape™) wurde bei jedem Versuch der Faden aus dem Meniskusgewebe gezogen, wohingegen bei Gruppe A (PDS™) und B (Ethibond™) jeweils zwei Mal der Faden riss. Bei den übrigen Versuchen schnitt der Faden ebenfalls durch den Meniskus hindurch.

3.1.3 Streckgrenze

Für die Streckgrenze ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 3).

3.1.4 Steifigkeit

Gruppe A (PDS™) zeigte eine signifikant niedrigere Steifigkeit als Gruppe B (Ethibond™) (Tabelle 3) (Abb. 15). Gruppe C (FiberWire™) und Gruppe D (FiberTape™) wiesen jeweils signifikant höhere Steifigkeitswerte als Gruppe A (PDS™) und B (Ethibond™) auf. Dagegen ergab ein Vergleich dieser Fäden miteinander keine signifikanten Unterschiede.

3.1.5 Längenzunahme unter Versagenslast

Gruppe A (PDS™) zeigte die größte Längenzunahme unter Versagenslast (Tabelle 3). Sie war signifikant höher als bei Gruppe B (Ethibond™), Gruppe C (FiberWire™) und Gruppe D (FiberTape™). Zudem war die Längenzunahme in Gruppe B (Ethibond™) signifikant größer als in Gruppe C (FiberWire™).

Tabelle 3: Versagenslast, Streckgrenze, Steifigkeit und Längenzunahme unter Versagenslast der Fadenmaterialien

Fadenmaterialien	Versagenslast (N)	Streckgrenze (N)	Steifigkeit (N/mm)	Längenzunahme unter Versagenslast (mm)
Gruppe A (PDS™)	133.2 ± 35.4 (107.8 – 158.5)	119.8 ± 40.3 (91.0-148.7)	8.6 ± 1.2 (7.8-9.4)	17.0 ± 3.8 (14.3-19.7)
Gruppe B (Ethibond™)	146.1 ± 20.6 (131.3-160.8)	130.8 ± 21.8 (115.3-146.4)	13.6 ± 0.8 ^b (13.0-14.2)	12.8 ± 2.0 ^e (11.4-14.3)
Gruppe C (FiberWire™)	169.0 ± 43.4 (138.0-200.1)	142.0 ± 30.4 (120.2-163.7)	26.9 ± 2.4 ^c (25.2-28.6)	8.5 ± 2.5 ^f (6.8-10.3)
Gruppe D (FiberTape™)	195.6 ± 62.1 ^a (151.2-240.1)	162.9 ± 55.2 (123.4-202.3)	26.6 ± 6.8 ^d (21.7-31.5)	10.5 ± 1.3 ^g (9.6-11.5)

Die Daten werden als Mittelwerte ± Standardabweichung angezeigt mit 95% Konfidenzintervall

^a Gruppe D zeigt eine signifikant höhere Versagenslast verglichen mit Gruppe A (p = 0.013)

^b Gruppe B zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe A (p = 0.023)

^c Gruppe C zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe A und B (p < 0.001; p < 0.001; p < 0.001)

^d Gruppe D zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe A und B (p < 0.001; p < 0.001)

^e Gruppe B zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme unter Versagenslast verglichen mit Gruppe A (p = 0.004)

^f Gruppe C zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme unter Versagenslast verglichen mit Gruppe A und C (p < 0.001; p = 0.003)

^g Gruppe D zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme unter Versagenslast verglichen mit Gruppe A (p < 0.001)

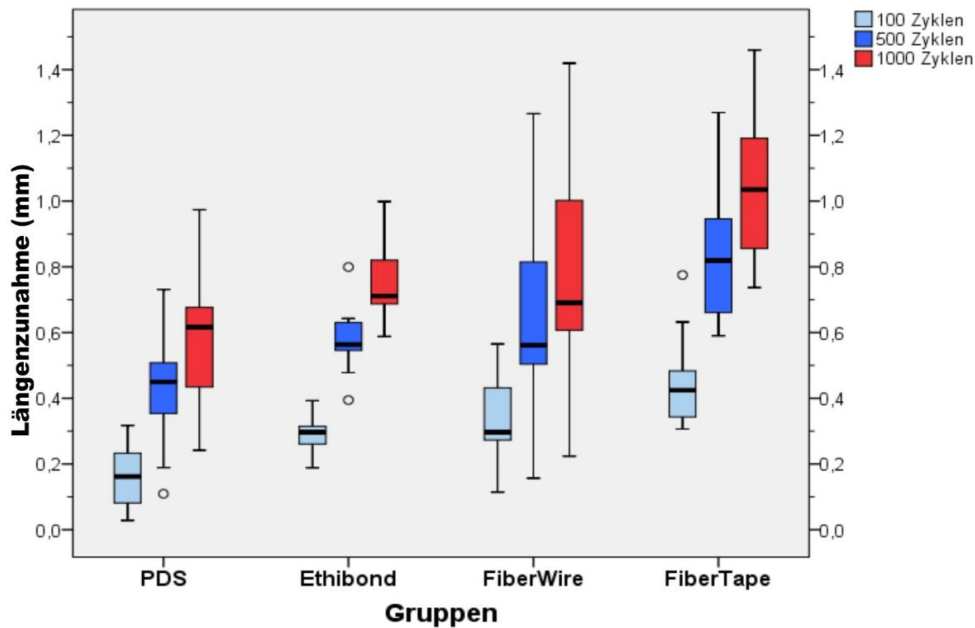


Abb. 14: Längenzunahme unter zyklischer Belastung

Die Box-Plots zeigen die Längenzunahme nach 100, 500 und 1000 Zyklen. Der horizontale Balken stellt den Median dar. Die Box reicht vom 25. zum 75. Perzentil. Der Querstreifen stellt den maximalen bzw. minimalen Wert dar, wobei Ausreißer mit einem Kreis markiert sind.

Signifikanter Unterschied der Längenzunahme zwischen PDS™ und FiberTape™ nach 100 ($P < 0.001$), 500 ($P = 0.001$) und 1000 Zyklen ($p = 0.001$), sowie zwischen PDS™ und FiberWire™ nach 100 Zyklen ($p = 0.008$). Signifikanter Unterschied zwischen Ethibond™ und FiberWire™ nach 100 ($p = 0.010$) und 500 Zyklen ($p = 0.045$).

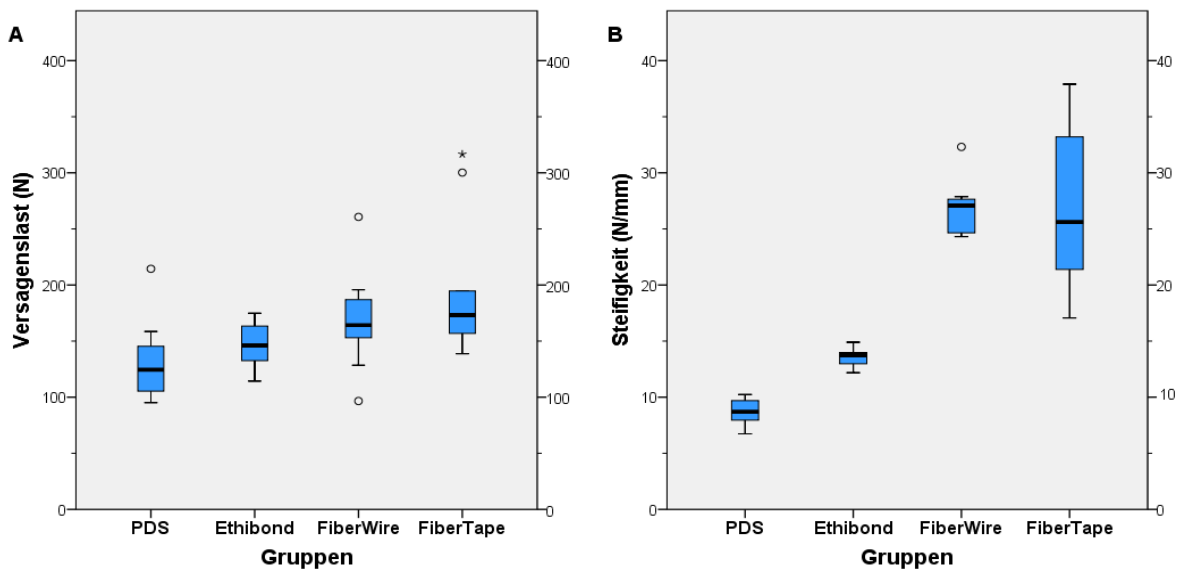


Abb. 15: Versagenslast und Steifigkeit der Fadenmaterialien

Der horizontale Balken stellt den Median dar. Die Box reicht vom 25. zum 75. Perzentil. Der Querstreifen stellt den maximalen bzw. minimalen Wert dar, wobei Ausreißer mit einem Kreis markiert sind. Extreme Ausreißer werden durch einen Stern angedeutet.

Signifikanter Unterschied der Versagenslast zwischen FiberTape™ und PDS™ ($p = 0.013$).

Signifikanter Unterschied der Steifigkeit zwischen FiberWire™ und FiberTape™ im Vergleich zu PDS™ und Ethibond™ ($p < 0.001$).

Signifikanter Unterschied der Steifigkeit zwischen Ethibond™ und PDS™ ($p = 0.023$).

3.2 Versuchsreihe 2: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Naht-techniken zur transtibialen Auszugsnaht

3.2.1 Längenzunahme während zyklischer Belastung

Keiner der Fäden versagte während der zyklischen Belastung. Gruppe A (DVN) und C (MAN) zeigten sowohl nach 100, als auch nach 500 und 1000 Zyklen eine signifikant geringere Längenzunahme als Gruppe B (HMN) und Gruppe D (MDL) (Tabelle 4) (Abb. 16). Zusätzlich wies Gruppe B im Vergleich zu Gruppe D nach 1000 Zyklen eine signifikant geringere Längenzunahme auf. Der Vergleich von Gruppe A mit Gruppe C ergab keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 4: Längenzunahme während zyklischer Belastung der Nahttechniken

Nahttechniken	Längenzunahme nach 100 Zyklen (mm)	Längenzunahme nach 500 Zyklen (mm)	Längenzunahme nach 1000 Zyklen (mm)
Gruppe A (DVN)	0.23 ± 0.10 ^a (0.16-0.30)	0.48 ± 0.14 ^a (0.37-0.58)	0.60 ± 0.15 ^a (0.49-0.71)
Gruppe B(HMN)	0.62 ± 0.22 (0.46-0.78)	1.26 ± 0.35 (1.02-1.51)	1.57 ± 0.39 ^c (1.29-1.85)
Gruppe C (MAN)	0.33 ± 0.08 ^b (0.27-0.39)	0.70 ± 0.10 ^b (0.63-0.78)	0.88 ± 0.11 ^b (0.80-0.96)
Gruppe D (MDL)	0.67 ± 0.15 (0.57-0.77)	1.53 ± 0.25 (1.35-1.72)	2.05 ± 0.30 (1.84-2.27)

Die Daten werden als Mittelwerte ± Standardabweichung angezeigt mit 95% Konfidenzintervall

- ^a Gruppe A zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe B und D (100 Zyklen: $p < 0.001$; 500 Zyklen: $p < 0.001$; 1000 Zyklen: $p < 0.001$)
- ^b Gruppe C zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe B und D (100 Zyklen: $p < 0.001$; 500 Zyklen: $p < 0.001$; 1000 Zyklen: $p < 0.001$)
- ^c Gruppe B zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe D ($p = 0.001$)

3.2.2 Versagenslast

Die MAN erreichte die größte Versagenslast (Tabelle 5) (Abb. 16). Sie war signifikant stärker als die DVN und die MDL. Zwischen den anderen Gruppen konnten keine signifikanten Unterschiede ausgemacht werden. Jede der 40 Proben versagte, weil der Faden durch den Meniskus schnitt.

3.2.3 Streckgrenze

Die MAN zeigte die höchste Streckgrenze, mit signifikant höheren Werten als die DVN und die MDL (Tabelle 5). Keine weiteren Signifikanzen zwischen den Gruppen wurden gefunden.

3.2.4 Steifigkeit

Die DVN und die MAN zeigten eine signifikant höhere Steifigkeit als die HMN und die MDL (Tabelle 5) (Abb. 14). Die Auswertung ergab keine weiteren signifikanten Unterschiede.

3.2.5 Längenzunahme unter Versagenslast

Die Längenzunahme unter Versagenslast war für die MDL signifikant höher als in den anderen drei Gruppen (Tabelle 5). Außerdem war die Längenzunahme der HMN signifikant höher verglichen mit der DVN und der MAN. Weitere signifikante Unterschiede wurden nicht beobachtet.

Tabelle 5: Versagenslast, Streckgrenze, Steifigkeit und Längenzunahme unter Versagenslast der Nahttechniken

Nahttechniken	Versagenslast (N)	Streckgrenze (N)	Steifigkeit (N/mm)	Längenzunahme unter Versagenslast (mm)
Gruppe A (DVN)	235.6 ± 39.0 (207.7-263.5)	208.2 ± 39.1 (180.2-236.2)	51.8 ± 7.7 ^c (46.3-57.4)	6.7 ± 1.2 ^e (5.9-7.6)
Gruppe B (HMN)	280.1 ± 65.3 (233.5-326.8)	241.7 ± 63.1 (196.6-286.8)	27.3 ± 3.6 (24.7-29.8)	12.6 ± 2.6 ^f (10.7-14.5)
Gruppe C (MAN)	335.2 ± 58.8 ^a (293.2-377.3)	308.0 ± 78.9 ^b (251.6-364.5)	49,2 ± 7.8 ^d (43.7-54.8)	9.2 ± 2.4 ^g (7.4-10.9)
Gruppe D (MDL)	250.2 ± 56.8 (209.5-290.8)	180.6 ± 31.6 (158.0-203.2)	29.8 ± 3.5 (27.3-32.3)	16.4 ± 4.0 (13.5-19.2)

Die Daten werden als Mittelwerte ± Standardabweichung angezeigt mit 95% Konfidenzintervall

^a Gruppe C zeigt eine signifikant höhere Versagenslast verglichen mit Gruppe A und D (p = 0.002; p = 0.008)

^b Gruppe C zeigt eine signifikant höhere Streckgrenze verglichen mit Gruppe A und D (p = 0.002; p < 0.001)

^c Gruppe A zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe B und D (p < 0.001)

^d Gruppe C zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe B und D (p < 0.001)

^e Gruppe A zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme unter Versagenslast verglichen mit Gruppe B und D (p < 0.001)

^f Gruppe B zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme unter Versagenslast verglichen mit Gruppe D (p = 0.019)

^g Gruppe C zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme unter Versagenslast verglichen mit Gruppe B und D (p = 0.041; p < 0.001)

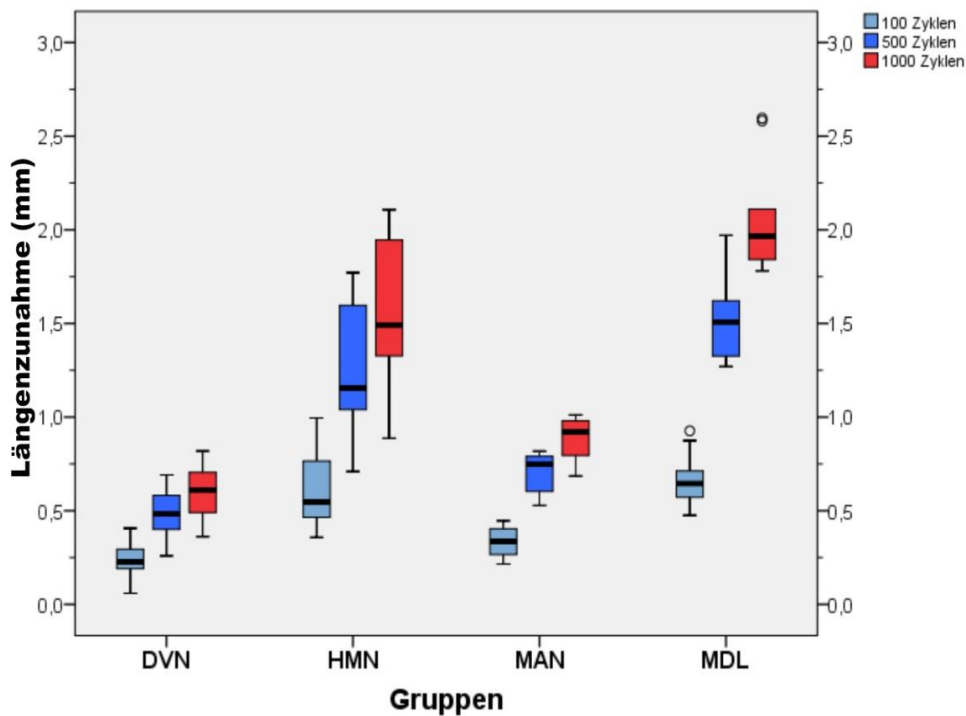


Abb. 16: Längenzunahme der Nahttechniken unter zyklischer Belastung

Die Box-Plots zeigen die Längenzunahme nach 100, 500 und 1000 Zyklen. Der horizontale Balken stellt den Median dar. Die Box reicht vom 25. zum 75. Perzentil. Der Querstreifen stellt den maximalen bzw. minimalen Wert dar, wobei Ausreißer mit einem Kreis markiert sind.

Signifikanter Unterschied der Längenzunahme zwischen DVN und MAN verglichen mit HMN und MDL nach 100, 500 und 1000 Zyklen ($p < 0.001$).

Signifikanter Unterschied der Längenzunahme zwischen HMN und MDL nach 1000 Zyklen ($p=0.001$)

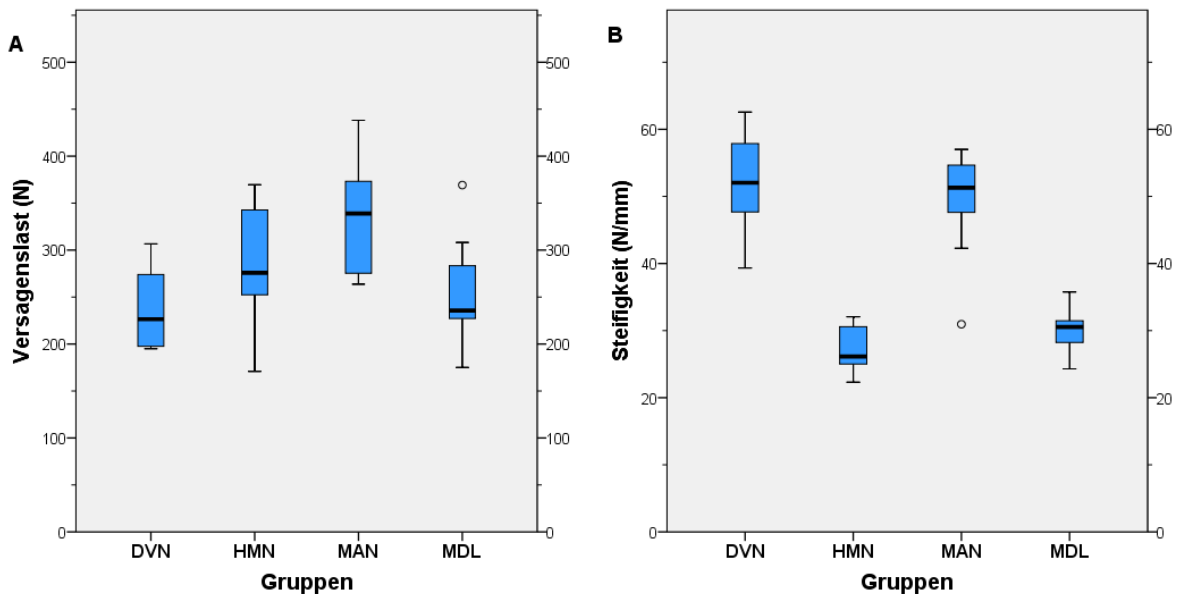


Abb. 17: Versagenslast der Nahttechniken

Der horizontale Balken stellt den Median dar. Die Box reicht vom 25. zum 75. Perzentil. Der Querstreifen stellt den maximalen bzw. minimalen Wert dar, wobei Ausreißer mit einem Kreis markiert sind.

Signifikanter Unterschied der Versagenslast der MAN verglichen mit DVN ($p=0.002$) und MDL ($p=0.008$).

Signifikanter Unterschied der Steifigkeit der DVN verglichen mit der HMN und der MDL ($p<0.001$).

Signifikanter Unterschied der Steifigkeit der MAN verglichen mit der HMN und der MDL ($p<0.001$).

3.3 Versuchsreihe 3: Biomechanischer Vergleich zwischen transtibialer Auszugsnaht und Fadenanker-Refixation

3.3.1 Längenzunahme während zyklischer Belastung

Keine der Proben versagte während der zyklischen Belastung. Die native Meniskuswurzel zeigte gegenüber den beiden Refixationstechniken in allen drei Messpunkten eine signifikant geringere Längenzunahme (Tabelle 6) (Abb. 18). Zudem war die Längenzunahme der transtibialen Auszugsnaht signifikant höher als in der Fadenankergruppe.

Tabelle 6: Längenzunahme während zyklischer Belastung der Reparaturtechniken

Reparaturtechniken	Längenzunahme nach 100 Zyklen (mm)	Längenzunahme nach 500 Zyklen (mm)	Längenzunahme nach 1000 Zyklen (mm)
Gruppe A (nativ)	0.2 ± 0.1 ^a (0.1-0.3)	0.4 ± 0.2 ^a (0.3-0.5)	0.5 ± 0.2 ^a (0.3-0.6)
Gruppe B (Fadenanker)	0.6 ± 0.2 ^b (0.4-0.7)	1.0 ± 0.3 ^b (0.8-1.3)	1.3 ± 0.3 ^b (1.0-1.5)
Gruppe C (tibiale Auszugsnaht)	1.0 ± 0.3 (0.8-1.2)	1.8 ± 0.4 (1.5-2.2)	2.2 ± 0.5 (1.8-2.6)

Die Daten werden als Mittelwerte ± Standardabweichung angezeigt mit 95% Konfidenzintervall

^a Gruppe A zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe B und C (100 Zyklen: $p = 0.003$; $p < 0.001$; 500 Zyklen: $p < 0.001$; 1000 Zyklen: $p < 0.001$)

^b Gruppe B zeigt eine signifikant geringere Längenzunahme verglichen mit Gruppe C ($p < 0.001$)

3.3.2 Versagenslast

Die native Meniskuswurzel zeigte eine signifikant höhere Versagenslast als die beiden Refixationstechniken (Tabelle 7) (Abb. 19). Zwischen der Fadenankertechnik und der transtibialen Auszugsnaht konnten keine signifikanten Unterschiede gefunden werden ($P = 0.027$). Alle Proben der transtibialen Auszugsnaht versagten durch Ausreißen des Fadens aus dem Meniskus. Bei zwei der Proben des Fadenankers kam es bei 203N bzw. 284N zum Riss der Fadenöse des Ankers.

3.3.3 Steifigkeit

Beide Refixationstechniken zeigten eine signifikant geringere Steifigkeit als die native Meniskuswurzel (Tabelle 7) (Abb. 19). Der Vergleich der Reparaturgruppen zeigte eine signifikant höhere Steifigkeit des Fadenankers.

3.3.4 Längenzunahme unter Versagenslast

Für die Längenzunahme unter Versagenslast konnten keinerlei signifikante Unterschiede gefunden werden (Tabelle 7).

Tabelle 7: Versagenslast, Steifigkeit und Längenzunahme unter Versagenslast der Reparaturtechniken

Reparaturtechniken	Versagenslast (N)	Steifigkeit (N/mm)	Längenzunahme unter Versagenslast (mm)
Gruppe A (nativ)	862.3 ± 134.6 ^a (749.8-974.8)	105.7 ± 39.6 ^c (72.6-138.8)	12.2 ± 4.0 (8.8-15.6)
Gruppe B (Fadenanker-Refixation)	241.0 ± 44.8 ^b (20.3.6-278.4)	28.4 ± 4.2 ^d (24.9-31.9)	12.9 ± 4.4 (9.1-16.6)
Gruppe C (transtibiale Auszugsnaht)	180.1 ± 45.2 (142.3-217.9)	23.7 ± 2.5 (21.6-25.8)	12.6 ± 3.0 (10.0-15.1)

Die Daten werden als Mittelwerte ± Standardabweichung angezeigt mit 95% Konfidenzintervall

^a Gruppe A zeigt eine signifikant höhere Versagenslast verglichen mit Gruppe B und C ($p < 0.001$)

^b Gruppe B zeigt eine signifikant höhere Versagenslast verglichen mit Gruppe C ($p = 0.027$)

^c Gruppe A zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe B und C ($p < 0.001$)

^d Gruppe B zeigt eine signifikant höhere Steifigkeit verglichen mit Gruppe C ($p = 0.016$)

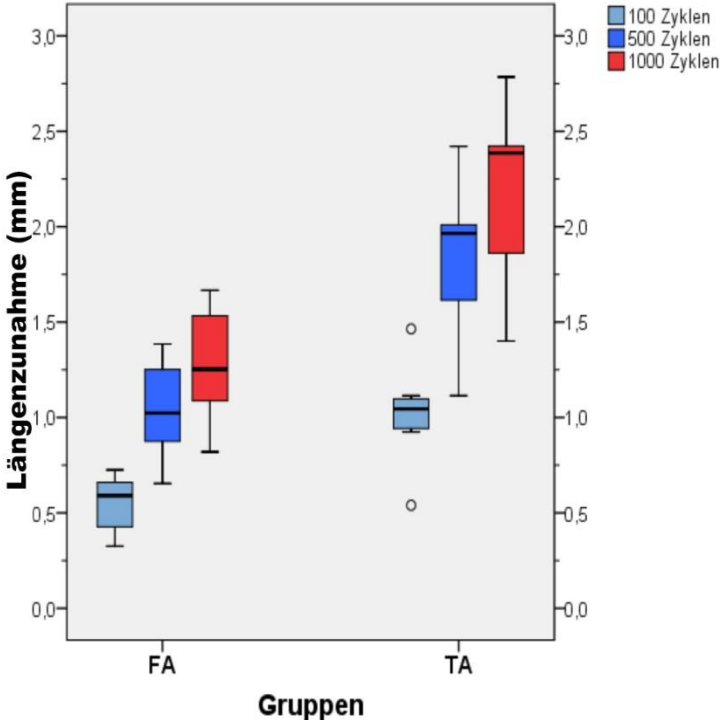


Abb. 18: Längenzunahme unter zyklischer Belastung der Reparaturgruppen

Die Box-Plots zeigen die Längenzunahme nach 100, 500 und 1000 Zyklen. Der horizontale Balken stellt den Median dar. Die Box reicht vom 25. zum 75. Perzentil. Der Querstreifen stellt den maximalen bzw. minimalen Wert dar, wobei Ausreißer mit einem Kreis markiert sind.

Signifikanter Unterschied der Längenzunahme zwischen der Fadenanker-Refixation und der transtibialen Auszugsnaht.

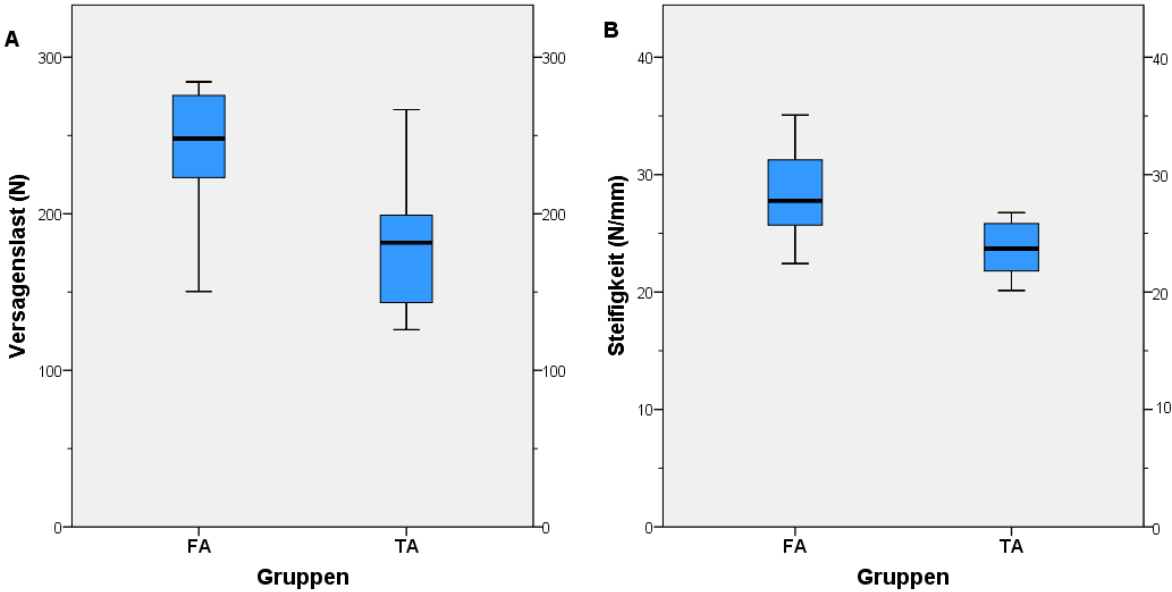


Abb. 19: Versagenslast und Steifigkeit der Reparaturtechniken

Der horizontale Balken stellt den Median dar. Die Box reicht vom 25. zum 75. Perzentil. Der Querstreifen stellt den maximalen bzw. minimalen Wert dar.

Signifikanter Unterschied der Steifigkeit zwischen Fadenanker-Refixation und transtibialer Auszugsnaht

4 Diskussion der Ergebnisse

Nachdem die schwerwiegenden Folgen einer Meniskuswurzelruptur in Studien erläutert werden konnten, rückte dieses Verletzungsmuster vermehrt in den Fokus wissenschaftlicher Arbeiten. So konnte gezeigt werden, dass eine Ruptur der Meniskuswurzel zu einem massiven Anstieg des Kontaktdrucks bei gleichzeitiger Abnahme der Kontaktfläche führt und die biomechanischen Veränderungen mit einer Meniskektomie vergleichbar sind [Allaire et al., 2008; Marzo und Gurske-DePerio, 2009; Schillhammer et al., 2012]. Dies führt zu einer fortschreitenden Osteoarthrose und zur Entwicklung einer Osteonekrose [Y. G. Lee et al., 2008b; Lerer et al., 2004; Robertson et al., 2009].

Die konservative Therapie und die Teilentfernung des Meniskus, welche vor einigen Jahren die bevorzugten Therapien waren, führten zwar zu einer Verbesserung der Schmerzsymptomatik, konnten jedoch ein Fortschreiten der Arthrose nicht verhindern [Lim et al., 2010; Neogi et al., 2013]. Erst die Erkenntnis, dass durch die Refixation einer rupturierten Meniskuswurzel die biomechanischen Eigenschaften einer nativen Wurzel annähernd wiederhergestellt werden können, führte zu einem Umdenken weg von der konservativen Therapie und partiellen Meniskektomie hin zur Wurzelreparatur [Allaire et al., 2008; Marzo und Gurske-DePerio, 2009].

In mehreren Studien konnte gezeigt werden, dass die Refixation nach Wurzelruptur sowohl im Vergleich zum präoperativen Zustand, als auch im Vergleich zur Meniskusteilresektion zu einer Verbesserung der Schmerzsymptomatik und Funktionalität führt [S. B. Kim et al., 2011b; Moon et al., 2012]. Nachuntersuchungen mittels MRT und Arthroskopie zeigten jedoch eine ungenügende Einheilung der refixierten Wurzel und in einigen Fällen sogar ein Fortschreiten der Arthrose [Cho und Song, 2014; S. B. Kim et al., 2011b; Moon et al., 2012; Seo et al., 2011].

Eine mögliche Ursache für die unbefriedigenden Heilungserfolge könnte die Refixationstechnik darstellen. In den letzten Jahren wurden in diversen Publikationen die transtibiale Auszugsnaht und die Fadenanker-Refixation als Reparaturmethoden präsentiert. Jedoch wurden die biomechanischen Eigenschaften der jeweiligen Technik bisher nur unzureichend untersucht und auch eine Analyse der verwendeten Fadenmaterialien und Nahttechniken, die sich häufig unterscheiden, wurde bisher nicht ausreichend durchgeführt.

Es gibt klare Vorstellungen, welche Anforderungen die Refixation erfüllen sollte. Neben einer anatomisch korrekten Lage sind vor allem ein bewegungsarmes Reparaturkonstrukt mit einer breiten Auflagefläche auf dem Tibiaplateau und eine von Beginn an hohe maximale Zugfestigkeit entscheidend. Dies würde zum einen den Einheilungsprozess unterstützen und zum anderen die Rehabilitation beschleunigen.

Das Ziel dieser Arbeit war es daher, unterschiedliche Aspekte der Meniskuswurzel-Refixation biomechanisch zu untersuchen und aktuelle OP-Techniken durch hierdurch neugewonnene Erkenntnisse zu optimieren.

4.1 Versuchsreihe 1: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Fadenmaterialien zur transtibialen Auszugsnaht

Die wichtigste Erkenntnis dieser Versuchsreihe war, dass entgegen unserer Hypothese FiberWire™ und FiberTape™, zwei moderne hochfeste Nahtmaterialien, nicht in allen untersuchten Parametern den klassischen Ethibond™- und PDS™-Fäden überlegen waren. So konnten FiberTape™ und FiberWire™ zwar eine höhere Versagenslast erreichen, signifikant war jedoch nur der Unterschied zwischen FiberTape™ und PDS™. Entsprechend unserer Hypothese zeigten die neuartigen UHMWPE-Fäden (FiberWire™ und FiberTape™) eine signifikant höhere Steifigkeit als Ethibond™ und PDS™. Die Längenzunahme unter zyklischer Belastung war bei PDS™ und Ethibond tendenziell geringer, mit signifikant geringerer Längenzunahme des PDS™ verglichen mit FiberTape™.

PDS™- und Ethibond™-Fäden werden in der Chirurgie der Rotatorenmanschette mehr und mehr durch neuere Fadenmaterialien aus UHMWPE verdrängt [Barber et al., 2006; Wust et al., 2006; Yadav et al., 2009]. Es konnte bereits in einigen isolierten Untersuchungen nachgewiesen werden, dass FiberWire™ gegenüber PDS™ und Ethibond™ bessere biomechanische Eigenschaften aufweist [Abbi et al., 2006; Burgess et al., 2010; Deakin et al., 2005; Rose et al., 2012].

Burgess et al. [2010] verglich in diesem Zusammenhang FiberWire™, FiberTape™ und einen monofilen Faden in einer isolierten Versuchsumgebung. FiberWire™ und insbesondere FiberTape™ erwiesen sich als stärker und steifer als der monofile Faden und zeigten eine geringere Längenzunahme unter zyklischer Belastung. Die im Vergleich zu unserer Versuchsreihe geringere Längenzunahme bei FiberWire™ und FiberTape™ lässt sich durch die fehlende Berücksichtigung der Gewebe-Faden-Schnittstelle bei Burgess erklären. Diese rückt immer mehr in den Fokus und ist vor allem bei den neueren Fadenmaterialien als Schwachstelle anzusehen [Barber et al., 2003].

Dies wird durch die Studie von Bisson et al. [2008] bestätigt, in der die Fadenmaterialien sowohl im Zusammenspiel mit Infraspinatussehnen, als auch isoliert getestet wurden. Die isolierte Testung zeigte ähnliche Ergebnisse wie die Studie von Burgess et al. [2010], mit einer mehr als zweifach höheren Versagenslast für FiberWire™ verglichen mit Ethibond™. Bei der Messung im Gewebe-Faden-Konstrukt halbierte sich die Versagenslast des FiberWire™ und einzig die Steifigkeit blieb signifikant höher als bei Ethibond™. Die Versagenslast des Ethibond™-Faden blieb in beiden Versuchsreihen

beinahe identisch. Als Besonderheit stellte sich der Versagensmodus des FiberWire™ heraus, da er sich bei maximaler Belastung durch das Meniskusgewebe schneidet [Bisson et al., 2008; Y. H. Lee et al., 2013b].

Diesen Versagensmodus konnte unsere Studie, die erstmals die Schnittstelle zwischen Faden und Meniskuswurzel beleuchtete, bestätigen. Alle Präparate mit FiberWire™ und FiberTape™ versagten, da sich der Faden durch das Meniskusgewebe hindurchschnitt. Dem gegenüber versagten Ethibond™ und PDS™ durch Fadenbruch.

Diese Ergebnisse verdeutlichen, dass die isolierte maximale Versagenslast keinen Rückschluss auf das Verhalten des Fadens im Zusammenspiel mit dem Meniskusgewebe zulässt, da das schwächste Glied die Schnittstelle zwischen Faden und Meniskus darstellt.

Die neuartigen UHMWPE-Fäden sind umgeben von einem Schutzmantel aus geflochtenen Polyester und UHMWPE, dessen Vorteile im Vergleich zu Ethibond und PDS™ bereits gezeigt werden konnte [Lo et al., 2004; Wust et al., 2006]. In ihrem Inneren befindet sich ein Kern aus mehrsträngigem, langkettigen ultrahochmolekularem Polyethylen, der den Faden widerstandsfähig gegen Längenzunahme machen soll. Isolierte Messungen konnten eine geringere Längenzunahme unter zyklischer Belastung verglichen mit monofilen Fäden nachweisen [Burgess et al., 2010].

In unserer Studie allerdings, welche die Schnittstelle zwischen Faden und Meniskuswurzel beleuchtet, zeigten die UHMWPE-Fäden eine tendenziell größere Längenzunahme. Die Ursache dafür dürfte die hohe Steifigkeit dieser Fäden und die bereits in Studien beschriebene Aggressivität dieser Materialien sein [Kaplan et al., 2007]. In jedem Zyklus schneiden die Fäden das Meniskusgewebe minimal ein, ohne sich dabei dank ihrer hohen Steifigkeit selbst auszudehnen. Im Laufe vieler Zyklen verlängert sich dadurch aber der Faden-Meniskus-Komplex. Besonders das FiberTape™, das durch seinen größeren Durchmesser einen größeren Gewebeschaden hinterlässt, zeigt hier Schwächen. Im Gegenzug dazu weisen insbesondere der PDS Faden, aber auch Ethibond eine gewisse Elastizität auf, die durch eine Fadendehnung einen Teil der Zugbelastung aufnehmen kann und somit das Einschneiden in das Meniskusgewebe zu vermindern scheint.

Die klinischen Auswirkungen der Längenzunahme, welche bei FiberTape™ maximal 1.41mm betrug, sind bislang noch unbekannt. Jedoch konnte in Studien gezeigt werden, dass eine anatomisch fehlplatzierte Wurzel zu einem Verlust der Ringspannung mit konsekutiv unzureichender Lastverteilung führen kann [C. M. LaPrade et al., 2015a; Stärke et al., 2010]. Das größere Spiel des Reparaturkomplexes kann zudem eine laxe Refixation mit mangelhafter Heilung verursachen [McFarland et al., 2005].

Die Stabilität der Refixation mit transtibialer Auszugsnaht setzt sich zusammen aus dem verwendeten Fadenmaterial und der Nahttechnik. Der Faden sollte eine geringe Längenzunahme während zyklischer Belastung aufweisen und eine hohe Versagenslast und Steifigkeit besitzen [Giles et al., 2008]. Zusätzlich ist die Abriebfestigkeit der Fäden wichtig [McFarland et al., 2005]. Die Refixation der Meniskuswurzel, bei der Weichteilgewebe an Knochen heilen soll, ist ein langwieriger Prozess, der bis zu zwölf Wochen in Anspruch nehmen kann [McFarland et al., 2005]. Gerade deshalb ist es wichtig, dass die Meniskuswurzel von Beginn an und auch im zeitlichen Verlauf stabil an ihrer Insertion fixiert ist, damit die Heilung erleichtert und eine Frührehabilitation ermöglicht wird.

Betrachtet man die biomechanischen Eigenschaften des FiberWire™-Fadens zusammen mit den Berichten über eine hohe Abriebfestigkeit und ein gutes intraoperatives Handling, so erscheint FiberWire™ für die Wiederherstellung der Meniskusfunktion und für den Heilungsverlauf bei transtibialer Auszugsnaht förderlich. Es sind jedoch weitere biomechanische und klinische Studien notwendig, um diese Hypothese zu bestätigen und den Heilungsverlauf in vivo zu vergleichen.

4.2 Versuchsreihe 2: Biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Nahttechniken zur transtibialen Auszugsnaht

Die wichtigste Erkenntnis dieser Versuchsreihe war, dass entgegen unserer Hypothese komplexere Nahttechniken (Mason-Allen-Naht und modifizierter doppelter Loop) nicht zwangsläufig bessere biomechanische Eigenschaften als einfachere Nähte (horizontale Matratzennaht und doppelte Vertikalnaht) erzielen. Diese Hypothese bestätigte sich nur für die Mason-Allen-Naht. Der modifizierte doppelte Loop zeigte Schwächen in der Längenzunahme unter zyklischer Belastung und in der Steifigkeit. Die doppelte Vertikalnaht konnte entgegen unserer Hypothese in allen Parametern, ausgenommen der Versagenslast, sehr gute Werte verzeichnen.

Zum aktuellen Zeitpunkt sind nur sehr wenige Studien über die biomechanischen Eigenschaften der Nahttechniken zur Wurzelrefixation veröffentlicht, weshalb unsere Studie interessante und klinisch relevante Erkenntnisse liefert.

Die doppelte Vertikalnaht und die Mason-Allen-Naht zeigten unter zyklischer Belastung in allen Messbereichen eine signifikant geringere Längenzunahme als die horizontale Matratzennaht und der modifizierte doppelte-Loop. Nach 1000 Zyklen war die Längenzunahme des modifizierten doppelten Loops signifikant höher als in allen anderen Gruppen. Diese Beobachtung kann dadurch erklärt werden, dass sich die beiden Schlingen im Laufe der Zyklen allmählich zusammenziehen und dadurch die Länge des Meniskus-Faden-Komplexes zunimmt. Die größte gemessene Längenzunahme betrug

2.61mm nach 1000 Zyklen. Die klinische Relevanz der insgesamt geringen Längenzunahme ist bislang nicht bekannt. Vergleicht man diesen Wert jedoch mit zwei bereits veröffentlichten Studien, so ist eine veränderte Biomechanik und ein schlechterer Heilungsverlauf durchaus zu erwarten [C. M. LaPrade et al., 2015a; Stärke et al., 2010]. C. M. LaPrade et al. [2015a] konnte in seiner Studie zeigen, dass eine anatomisch fehlplatzierte Refixation der postero-lateralen Meniskuswurzel im Vergleich zur korrekt positionierten Refixation eine um 27% verringerte Kontaktfläche und einen bis zu 67% höheren Kontaktdruck verursacht.

Sollte die modifizierte doppelte Loop-Technik in der arthroskopischen Refixation der Meniskuswurzel angewendet werden, wäre es empfehlenswert, die Schlinge bereits zu Beginn fest zu zuziehen, um einer drohenden großen Längenzunahme vorzubeugen. Es ist jedoch zu befürchten, dass während der Arthroskopie das Anbringen einer festen Schlinge schwieriger ist, als unter unseren Laborbedingungen und folglich eine noch größere Längenzunahme resultiert.

Die Mason-Allen-Naht erreichte die höchste Versagenslast und die höchste Streckgrenze mit signifikanten Unterschieden gegenüber der doppelten Vertikalnaht und dem modifizierten doppelten Loop. Die Steifigkeit der Mason-Allen-Naht und der doppelten Vertikalnaht war signifikant höher als bei der horizontalen Matratzennaht und dem modifizierten doppelten Loop. Die geringe Steifigkeit des modifizierten doppelten Loop ist durch die Länge der Schlinge bedingt. Je länger die Schlinge einer Loopnaht, desto geringer ist die Steifigkeit [Burgess et al., 2010].

Bereits ältere Studien untersuchten verschiedene Aspekte der Nahttechnik.

Kopf et al. [2011] untersuchte die Versagenslast verschiedener Nahttechniken zur Reparatur der Meniskuswurzel an humanen Menisken. Die größte maximale Belastung wurde bei der Kessler-Naht festgestellt, welche bei offenen Operationsverfahren verwendet wird. Der modifizierte doppelte Loop zeigte eine höhere Versagenslast als die doppelte Vertikalnaht, wobei die Werte allgemein niedriger als in unserer Studie waren. Der Grund hierfür könnte die Verwendung von humanen Menisken sein, welche von 18 bis 51 jährigen Kadavern stammten und daher höchstwahrscheinlich bereits degenerative Veränderungen der Meniskussubstanz aufwiesen, welche eine geringere Versagenslast verursachten.

Der Versagensmodus der UHMWPE-Fäden war bei dem modifizierten doppeltem Loop und der doppelten Vertikalnaht stets ein Hindurchschneiden des Fadens durch den Meniskus. Diese Beobachtung konnte unabhängig von der Nahttechnik in unserer zweiten Versuchsreihe bestätigt werden. Außerdem verdeutlicht dies die Erkenntnis der ersten Versuchsreihe, dass die Schnittstelle zwischen Faden und Meniskus die Schwachstelle der Reparatur darstellt.

Eine weitere Studie untersuchte die Versagenslast einer Wurzelrefixation an humanen PMMW mit einer einfachen vertikalen Naht bei degenerativen Veränderungen des Meniskus [Y. M. Kim und Joo, 2013]. Dabei ergab sich eine durchschnittliche Versagenslast von 71.6 N. Die Versagenslast korrelierte negativ mit dem Grad der Meniskusdegeneration in der MRT-Bildgebung. Dies lässt die Überlegung zu, dass vor allem in degenerativ veränderten Wurzeln eine komplexere Nahttechnik von Vorteil ist, wobei hierzu weitere Untersuchungen nötig sind.

Rosslenbroich et al. [2013] untersuchte in seiner Studie an 30 porcinen Außenmenisken die biomechanischen Unterschiede einer transtibialen Auszugsnaht mit zwei statt mit einer vertikalen Naht. Es wurde sowohl eine zyklische Belastung, als auch eine Maximalbelastung simuliert. Dabei zeigte sich die doppelte Vertikalnaht sowohl in der Längenzunahme, als auch in der Versagenslast und der Steifigkeit der einfachen vertikalen Naht überlegen. Während der zyklischen Belastung versagten bereits 40% der Reparaturen mit einfacher Naht, wohingegen jede Probe der doppelten Naht die 1000 Zyklen überstand. Der hohe Prozentsatz an vertikalen Nähten, die bereits während der zyklischen Belastung versagten, lässt die Folgerung zu, dass die Refixation nicht mit einer einzelnen vertikalen Naht durchgeführt werden sollte. Deshalb wurde die vertikale Naht in unserer Versuchsreihe nicht weiter berücksichtigt.

In einer weiteren Studie untersuchte Stärke et al. [2013] die Belastungen, die auf eine refixierte Meniskuswurzel unter verschiedenen Flexionswinkeln und Rotationsstellungen wirken. Bei einer femorotibialen Belastung von 500N, Innenrotationsstellung und 90° Kniebeugung wurde die größte Belastung mit 60.1 ± 20.2 N gemessen. Eine Belastung von 500N entspricht dabei dem Wert, der unter einer Teilbelastung in der frühen postoperativen Phase zu erwarten ist [Kutzner et al., 2012; Stärke et al., 2013]. Basierend auf diesem Maximalwert, würde jede der vier Techniken unter Beachtung einer strikten Teilbelastung eine ausreichend hohe Versagenslast bieten.

Anz et al. [2014] untersuchte die biomechanischen Eigenschaften verschiedener Nahttechniken an menschlichen Menisken. Hierbei zeigten die komplexeren Loop-Techniken gegenüber der doppelten Vertikalnaht eine signifikant höhere Versagenslast. Eine zyklische Belastung wurde nicht durchgeführt, welche jedoch in unserer Arbeit die Schwachstelle der Loop-Nähte darstellte. Vergleicht man die Versagenslast der doppelten Vertikalnaht bei Anz mit den Ergebnissen in unserer Versuchsreihe, so zeigt sich bei uns eine wesentlich höhere Versagenslast, welche wahrscheinlich auf die Verwendung der stabileren porcinen Menisken zurückzuführen ist.

Kürzlich veröffentlichte R. F. LaPrade et al. [2015c] eine Studie, in der die biomechanischen Eigenschaften der Nahttechniken an menschlichen Menisken untersucht wurden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung bestätigen unsere Erkenntnis, dass die doppelte Vertikalnaht und die Mason-Allen-

Naht der doppelten Loop-Naht überlegen sind. Die durchschnittliche Längenzunahme in unserer Versuchsreihe war geringer, was einerseits auf die Verwendung der stabileren porcinen Menisken, andererseits auf die geringere zyklische Belastung zurückzuführen sein könnte.

Bisher ist eine Studie bekannt, welche die klinischen, als auch radiologischen Unterschiede nach Wurzelrefixation mit doppelter Vertikalnaht oder Mason-Allen-Naht untersucht. Hierbei ergaben sich innerhalb des knapp zweijährigen Nachuntersuchungszeitraums keine signifikanten klinischen Unterschiede, jedoch zeigte die Mason-Allen Naht in der MRT Nachuntersuchung bessere Ergebnisse. So kam es in 60% der Refixationen mit Mason-Allen Naht zu einer kompletten Heilung im Vergleich zu 32% bei der doppelten Vertikalnaht. Zudem kam es bei der doppelten Vertikalnaht zu einer Zunahme der Knorpelschäden, die sich durch die im Vergleich zur Mason-Allen Naht größere Extrusion des Meniskus erklären lässt [D. W. Lee et al., 2014].

Die Schwachstelle in der Refixation der Meniskuswurzel stellt unabhängig von der verwendeten Operationstechnik die Schnittstelle zwischen Faden und Meniskusgewebe dar [Barber et al., 2003]. Dieses Zusammenwirken kann neben der Verwendung eines geeigneten Fadenmaterials auch durch eine bestmögliche Nahttechnik optimiert werden und dadurch entscheidend zur frühen postoperativen Stabilität der Reparatur beitragen [McFarland et al., 2005; Ponce et al., 2013]. Dabei sind gute Eigenschaften unter zyklischer Belastung nötig, um durch ein geringes Spiel des Reparaturkomplexes eine schnelle Heilung an anatomischer Stelle zu gewährleisten [Stärke et al., 2010]. Eine hohe Versagenslast soll vor allem verhindern, dass bei einer akzidentell hohen Belastung das Reparaturkonstrukt Schaden nimmt.

Betrachtet man die Ergebnisse der zyklischen Belastung und der Versagenslastmessung, so weist die Mason-Allen-Naht die besten biomechanischen Eigenschaften auf und stellt damit die stabilste Variante unmittelbar nach der Operation dar. Die doppelte Vertikalnaht zeigt die geringste Längenzunahme und die größte Steifigkeit, jedoch ist ihre maximale Versagenslast die geringste der vier Techniken.

Die Mason-Allen-Naht ist technisch anspruchsvoll und arthroskopisch nur von sehr geübten Operateuren durchführbar. Die doppelte Vertikalnaht stellt eine gute Alternative dar, wenn eine einfachere, zeitsparende Variante gesucht wird, jedoch empfiehlt es sich im postoperativen Verlauf die Belastung vorsichtig zu steigern.

4.3 Versuchsreihe 3: Biomechanischer Vergleich zwischen transtibialer Auszugsnaht und Fadenanker-Refixation

Die wichtigste Erkenntnis dieser Untersuchung war, dass die Fadenanker-Refixation gemäß unserer Hypothese gegenüber der transtibialen Auszugsnaht bessere biomechanische Eigenschaften zeigte. Die native Meniskuswurzel zeigte sich jedoch gegenüber beiden Refixationstechniken hinsichtlich der Längenzunahme unter zyklischer Belastung, der Versagenslast und der Steifigkeit überlegen.

Die transtibiale Auszugsnaht weist einige theoretische Nachteile auf [Brand et al., 2000; N. H. Choi et al., 2008; Y. H. Jung et al., 2012b; J. H. Kim et al., 2011a]:

Durch das Verknoten der Auszugsnaht an der Vorderseite der Tibia entsteht ein sehr langer Meniskus-Faden-Komplex, wodurch die Steifigkeit sinkt. Dadurch könnten kleinste Bewegungen des Reparaturkomplexes ermöglicht werden, was sich wiederum nachteilig auf den Heilungsverlauf auswirken könnte. Außerdem ist zu befürchten, dass die repetitiven Bewegungen des Fadens innerhalb des knöchernen Tunnels und an der Austrittskante zu Abnutzungserscheinungen des Fadens führen, und ein Versagen des Fadenmaterials vor Eintritt einer adäquaten Heilung möglich wäre. Zudem kann sich durch knöchernen Abrieb der Tunnel weiten und eine stabile Fixation gefährden [N. H. Choi et al., 2008; Y. H. Jung et al., 2012b]. Kim [2011a] bemerkt weiter, dass auf Grund der langen Fadenstrecke das Verknoten unter kontrolliertem Zug erschwert ist.

Jedoch besitzt die transtibiale Tunnelung auch Vorteile, da durch den Bohrkanal Knochenmarksbestandteile, wie beispielsweise Progenitor-Zellen und Wachstumsfaktoren, in die Nähe des Reparaturgeschehens migrieren und damit den Heilungsprozess positiv beeinflussen können [Freedman et al., 2003].

Alternativ haben Autoren das aus der Schulterchirurgie bekannte Konzept des Fadenankers auf die Reparatur der Meniskuswurzel übertragen, welches es erlaubt den Meniskus direkt am Tibiaplateau zu fixieren und das Anlegen eines knöchernen Tunnels überflüssig macht [Engelsohn et al., 2007; Feucht et al., 2013; J. H. Kim et al., 2009]. Ein Vorteil des Fadenankers ist, dass er im Gegensatz zur transtibialen Auszugsnaht bei begleitenden Bandrekonstruktionen verwendet werden kann [Bhatia et al., 2014; J. H. Kim et al., 2011a].

Auch die Fadenankertechnik kann Abnutzungserscheinungen am Faden verursachen, da gerade bei Metallankern die Öse eine Gefahr darstellt [Deakin et al., 2005]. Biologisch abbaubare Fadenanker besitzen statt einer Metallöse eine Fadenöse. Diese bietet den Vorteil, dass sich die Öse entsprechend der Zugrichtung ausrichtet und der Einbringwinkel des Fadenankers, der oftmals eine Schwierigkeit darstellt, an Relevanz verliert [Deakin et al., 2005; W. H. Jung et al., 2012a]. Bisher jedoch

wurden sehr schwache Fadenösen verwendet, so dass die Schnittstelle zwischen Faden und Fadenöse eine große Versagensgefahr birgt. Im Vergleich dazu versagen Metallanker häufig durch knöchernen Ausriss [Deakin et al., 2005].

J. H. Kim et al. [2011a] untersuchte in seiner Studie die klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Reparatur einer PMMW-Ruptur. Dabei wurden 22 Patienten mit transtibialer Auszugsnaht und 23 Patienten mit Fadenanker im Mittel über 25.9 Monate untersucht. Beide Gruppen verbesserten sich im Vergleich zum präoperativen Zustand in klinischen und funktionellen Gesichtspunkten. Innerhalb der Gruppen konnten jedoch keinerlei signifikante Unterschiede festgestellt werden.

Eine MRT Untersuchung 2 Jahre nach der Operation zeigte aber, dass bei der Fadenanker-Technik 2 von 14 und bei der transtibialen Auszugsnaht 6 von 17 untersuchten Knien nicht vollständig ausgeheilt waren. Die schlechtere Heilungsrate der transtibialen Auszugsnaht kann mit unseren Ergebnissen aus biomechanischer Sicht erklärt werden. Die transtibiale Auszugsnaht zeigte in unserer Untersuchung nach 1000 Zyklen eine signifikant höhere Längenzunahme (TA: $2.2 \pm 0.5\text{mm}$, FA: $1.3 \pm 0.3\text{mm}$) und eine signifikant geringere Steifigkeit (TA: $23.7 \pm 4.2\text{N}$, FA: $28.4 \pm 2.8\text{N}$). Diese zwei Parameter sind für einen guten Heilungserfolg mitverantwortlich [Stärke et al., 2010; Yadav et al., 2009]. Zu bedenken ist jedoch, dass die Aussagekraft des MRT bezüglich des Heilungserfolges einer Wurzelrefixation unbekannt ist und daher vorsichtig interpretiert werden muss.

Die Unterschiede in der Längenzunahme und der Steifigkeit beider Reparaturtechniken sind gering und die klinische Relevanz bislang nicht ausreichend bekannt. Eine niedrige Steifigkeit führt allerdings dazu, dass sich der Reparaturkomplex unter Lasteinwirkung ausdehnt. Diese Verlängerung könnte bereits eine Extrusion des Meniskus nach medial bewirken und die Ursache einer schlechten Heilung darstellen. Stärke et al. [2010] untersuchte dazu die Auswirkungen einer Refixation der AMMW 3mm medial der ursprünglichen Insertion, wodurch es zu einer Abnahme der Ringspannung und in der Folge zu einer vermehrten Belastung des Knorpels kam.

Des Weiteren untersuchte C. M. LaPrade et al. [2015a] die biomechanischen Konsequenzen einer fehlplatzierten Wurzelreparatur. Wird die postero-mediale Wurzel 5mm zu weit medial befestigt, so resultieren eine Kontaktfläche und ein Kontaktdruck ähnlich dem präoperativen Zustand. Betrachtet man diese Ergebnisse, so darf man annehmen, dass auch die geringen Unterschiede unserer Versuchsreihe bereits Auswirkungen auf die Ringspannung und Lastverteilung im Gelenk haben. Folglich wäre die Fadenanker-Refixation besser geeignet, um das Entstehen bzw. das Fortschreiten einer Arthrose zu verhindern. Diese Vermutung bedarf jedoch noch einer Bestätigung durch klinische Langzeitstudien.

In Übereinstimmung mit der Untersuchung von Kopf et al. [2011], kamen wir zu dem Ergebnis, dass keine der gewählten Techniken die Stabilität der ursprünglichen Wurzel erreichen kann und deshalb

ein sehr vorsichtiges Rehabilitationsprogramm mit langsamer Steigerung der Belastung indiziert ist. Die porcine Meniskuswurzel zeigte dabei eine höhere Versagenslast als die humane Meniskuswurzel bei Kopf ($862.3 \pm 134.6\text{N}$ vs. $678 \pm 200\text{N}$) was auf die bereits vorhandene Degeneration humaner Menisken zurückzuführen sein dürfte.

Noch ist nicht ausreichend bekannt, welche biomechanischen Eigenschaften eine Reparatur der Meniskuswurzel erfüllen muss. Stärke et al. [2013] untersuchte in diesem Zusammenhang die entstehende Zugspannung an der PMMW nach transtibialer Auszugsnaht für unterschiedliche Belastungen, Rotations- und Flexionswinkel. Die größte entstehende Spannung von $60 \pm 20\text{ N}$ ergab sich bei Innenrotation, Flexion von 90° und 500N Druck. Die Belastung von 500N soll dabei eine frühpostoperative Teilbelastung simulieren. Basierend auf der maximal berechneten Zugspannung in dieser Studie, darf angenommen werden, dass die Versagenslast der beiden Reparaturtechniken ausreichend ist, solange eine vorsichtige Teilbelastung im Rehabilitationsprozess befolgt wird.

4.4 Limitationen

Unsere Untersuchungen weisen einige Einschränkungen auf, die bei einer Interpretation der Ergebnisse beachtet werden müssen.

Unsere Versuche wurden an Schweineknie und -menisken durchgeführt, weshalb die Ergebnisse nicht direkt auf den Menschen übertragbar sind. Jedoch werden Schweineknie sehr häufig für die orthopädische Forschung verwendet, da sie eine vergleichbare Anatomie, Funktion und Gewebekonsistenz aufweisen [Forkel et al., 2013; Herbort et al., 2010; Y. H. Lee et al., 2012; Rosslenbroich et al., 2013]. Zudem zeigen humane Kadaver meistens größere Schwankungen hinsichtlich der Gewebequalität, als dies bei Schweinen mit gleichem Schlachtalter der Fall ist [Post et al., 1997]. Es wird vermutet, dass die grundsätzlichen Ergebnisse dieser Studie auch beim Menschen zutreffen, jedoch dürfen die absoluten Werte nicht als Vergleich herangezogen werden, da der Untersuchungsrahmen einer starken Vereinfachung der in-vivo Situation gleicht.

Ein weiterer Nachteil von in-vitro Studien ist, dass die biomechanischen Eigenschaften nur in einem sehr begrenzten zeitlichen Rahmen untersucht werden und Faktoren wie beispielsweise Heilungsverlauf und Abnutzung nicht adäquat berücksichtigt werden.

Die Untersuchung des Fadenmaterials wurde an der postero-lateralen Meniskuswurzel durchgeführt, wohingegen die Nahttechniken und die Refixation an der postero-medialen Meniskuswurzel betrachtet wurden. Es wäre falsch, die Ergebnisse analog auf jede der anderen Wurzeln zu übertragen. Es

darf aber angenommen werden, dass die Resultate in ihrer Tendenz zu übernehmen sind, auch wenn die einzelnen Wurzeln sich in ihrer Anatomie und Funktion geringfügig unterscheiden.

In unseren Untersuchungen zum Fadenmaterial und zur Nahttechnik setzte die Zugkraft parallel zu den radiären Fasern der Menisken an, was einer Extremsituation (sog. worst-case-Szenario) entspricht, da der Winkel zwischen transtibialen Tunnel und Meniskuswurzel als Umlenkrolle fungiert und dadurch die entstehenden Kräfte verändert werden. Die Verwendung dieses Worst-Case-Szenarios ist in der biomechanischen Forschung gebräuchlich, weil dadurch Störfaktoren minimiert werden. Der Vergleich der beiden Reparaturtechniken bedient sich nicht eines worst-case-Szenarios und dürfte damit realistischere Werte ergeben.

Neben Zugkräften wirken auf Menisken auch Scherkräfte und Druckbelastungen, welche im Rahmen dieser Studie unberücksichtigt blieben [Messner und Gao, 1998].

Da beim Versuch einer isolierten Betrachtung des Fadenmaterials, der Nahttechniken und der Reparaturtechniken verschiedene Störgrößen auf die Ergebnisse einwirken, wurde versucht diese möglichst konstant zu halten. Dazu wurde beispielsweise der Meniskus stets einen Zentimeter entfernt von der Naht in der Schraubklemme befestigt, um eine möglichst geringe und gleichmäßige Dehnung des Meniskus zu gewährleisten. Außerdem wurde in den ersten beiden Versuchsreihen die Fadestrecke im transtibialen Tunnel stets mit 3cm simuliert, um eine Einflussnahme der Fadenlänge auf die Steifigkeit und die Längenzunahme auszuschließen.

In der ersten Versuchsreihe haben wir verschiedene Fadenmaterialien getestet und dabei eine einfache vertikale Naht verwendet. Dies erlaubte es bestehende Unterschiede relativ exakt auf die Eigenschaften des Fadenmaterials und nicht etwa auf Besonderheiten der Naht zurückzuführen. Anschließend wurde in der Untersuchung der Nahttechniken stets FiberWire™ verwendet, da dieser die besten biomechanischen Eigenschaften zeigte. Es wäre nun jedoch falsch, die Ergebnisse der Nahttechniken mit FiberWire™ auf andere Fäden übertragen zu wollen, da diese unter Umständen in Kombination andere Eigenschaften besitzen.

Der Vergleich der Fadenanker-Refixation und der transtibialen Auszugsnaht wurde mit FiberWire™ und einer doppelten Vertikalnaht durchgeführt, um Unterschiede möglichst genau auf die Art der Reparatur und nicht auf Eigenschaften komplexerer Nähte rückführen zu können. Ob dieselben Ergebnisse auch in anderer Kombination von Fadenmaterial und Nahttechnik erzielt worden wären, muss in weiteren biomechanischen Studien untersucht werden.

Die Refixation mittels Fadenanker und transtibialer Auszugsnaht wurde nicht in arthroskopischer Weise durchgeführt, sondern an isolierten Tibiae mit durchtrennter Meniskuswurzel und einem Zugangswinkel, der weiter medial lag, als dies bei einer Arthroskopie der Fall wäre. Der oftmals er-

wähnte schwierige Zugang zur Fadenankerinsertion wurde dadurch umgangen und möglicherweise der Anker besser als arthroskopisch möglich in der Tibia platziert. Die in-vitro Refixation erlaubte bei beiden Techniken eine wesentlich leichtere operationstechnische Anwendbarkeit und es ist möglich, dass intraoperativ eine geringere Zugspannung zur Positionierung und Fixierung der Wurzel möglich ist, als unter Laborbedingungen. In allen drei Untersuchungen konnte die Meniskusnaht unter optimaler Sicht platziert werden. Dies entspricht nicht den realen Bedingungen im engen hinteren Gelenkspalt zwischen Femur und Tibia und führt möglicherweise dazu, dass eine optimale Positionierung insbesondere komplexerer Nähte schwieriger von statten geht. Dies könnte zur Folge haben, dass die Naht unzureichend Gewebe greift mit der Gefahr eines Ausrisses. Andererseits würde, wenn zu viel Gewebe umstochen wird, eine zu hohe Ringspannung aufgebaut werden [Stärke et al., 2010].

Auch das Ausüben einer konstanten Zugspannung während des Knotens ist in vivo schwieriger und es könnte eine schwache Fixation mit zu großem Spiel resultieren.

Eine weitere Einschränkung ist die Verwendung einer halbrunden schneidenden Nadel in der Präparation der Mensiken, da intraoperativ meist eine gebogene Hohlnadel verwendet wird. Die unterschiedliche Gewebepenetration könnte zu einer anderen Versagenslast führen, auch wenn sich beide Instrumente in ihrer Struktur nur geringfügig unterscheiden.

4.5 Schlussfolgerungen

In unserer ersten Versuchsreihe wurden die biomechanischen Eigenschaften von vier zur Wurzelreparatur häufig verwendeten Fadenmaterialien getestet. Entgegen unserer Hypothese konnten die neuartigen Fäden aus UHMWPE (FiberWire™ und Fibertape™) gegenüber PDS™ und Ethibond™ nicht in allen untersuchten Parametern überzeugen. Zwar zeigten sie einerseits eine höhere Versagenslast und Steifigkeit als PDS™ und Ethibond™, andererseits kam es jedoch während der zyklischen Belastung zu einer tendenziell größeren Längenzunahme. Als Ursache hierfür wird die hohe Steifigkeit der UHMWPE Fäden angesehen, die dazu führt, dass der Faden sich unter zyklischer Belastung durch das Meniskusgewebe schneidet und zu einer Verlängerung des gesamten Refixationskonstrukts führt.

Im Vergleich zu anderen Studien, welche die Fäden meist nur isoliert getestet haben, konnten wir zeigen, dass die Schwachstelle der Refixation das Zusammenwirken von Faden und Meniskusgewebe darstellt.

FiberWire™ scheint unter den getesteten Fadenmaterialien für die Refixation am besten geeignet, da

er eine hohe Versagenslast und Steifigkeit mit einer verhältnismäßig geringen Längenzunahme unter zyklischer, als auch unter maximaler Belastung zeigt.

In unserer zweiten Versuchsreihe wurden die biomechanischen Eigenschaften von vier in der klinischen Praxis angewandten Nahttechniken untersucht. Entgegen unserer Hypothese zeigte sich, dass eine komplexere Nahttechnik nicht zwangsläufig bessere biomechanische Eigenschaften besitzt. Die komplexe Mason-Allen-Naht und die einfachere doppelte Vertikalnaht zeigten die besten biomechanischen Eigenschaften, wobei die doppelte Vertikalnaht die niedrigste maximale Versagenslast aufweisen konnte.

Der komplexe modifizierte doppelte Loop erwies sich vor allem durch seine große Längenzunahme unter zyklischer Belastung als ungeeignet für die Refixation der Meniskuswurzel. Unter der repetitiven Beanspruchung zog sich die Schlinge immer enger, wodurch sich das Reparaturkonstrukt verlängerte.

In Anbetracht der biomechanischen Eigenschaften würden wir die Mason-Allen-Naht zur Wurzelreparatur empfehlen. Eine sehr gute Alternative sehen wir in der doppelten Vertikalnaht, da diese technisch weniger anspruchsvoll ist und auch von weniger geübten Chirurgen angewendet werden kann. Hierbei gilt es jedoch auf Grund der geringen maximalen Versagenslast auf ein sehr vorsichtiges postoperatives Rehabilitationsprogramm zu achten.

In unserer dritten Versuchsreihe wurde die transtibiale Auszugsnaht mit der Fadenanker-Refixation verglichen. Die Ergebnisse bestätigten unsere Hypothese, dass die Fadenanker-Refixation günstigere biomechanische Eigenschaften besitzt. Die signifikant geringere Längenzunahme unter zyklischer Belastung und die signifikant höhere Steifigkeit dürften sich positiv auf den Heilungsverlauf auswirken.

Da jedoch beide Reparaturmethoden postoperativ eine signifikant geringere Versagenslast als die native Wurzel aufweisen, muss ein sehr vorsichtiges Rehabilitationsprogramm gewählt werden.

5 Zusammenfassung

Meniskuswurzelverletzungen stellen eine Untergruppe von Meniskusrissen dar, die erst in den letzten Jahren zunehmend in den Fokus wissenschaftlicher Arbeiten geraten ist. Grund hierfür ist die lange Zeit unterschätzte Inzidenz dieser Verletzung, sowie die Erkenntnis, dass eine Wurzelruptur mit den biomechanischen Konsequenzen einer Meniskektomie zu vergleichen ist und zur Entwicklung einer Kniegelenksarthrose führen kann.

Da die Reparaturmethoden bisher aus biomechanischer Sicht nicht ausreichend analysiert wurden, war es das Ziel unserer Studie die gängigen Nahttechniken und Fadenmaterialien zu untersuchen und darüber hinaus die transtibiale Auszugsnaht mit der Fadenanker-Refixation zu vergleichen, um damit neue Erkenntnisse für die Refixation von Meniskuswurzelrupturen zu gewinnen.

Die Untersuchung der Fadenmaterialien erfolgte an porcinen Außenmenisken. Es wurden je 10 Präparate mit PDS™, Ethibond™ sowie den neuartigen Materialien, FiberWire™ und FiberTape™ miteinander verglichen. Die Fäden wurden in der Nähe der rupturierten Hinterwurzel in die Menisken eingebracht und anschließend standardisiert in die Schraubklemme einer servohydraulischen Prüfmaschine eingespannt. Nachdem die freien Enden des Fadens über eine Lochplatte fixiert wurden, startete das Testprotokoll, das sich aus einer zyklischen Belastung über 1000 Zyklen und anschließender Maximalbelastung zusammensetzte. Neben der Längenzunahme während zyklischer Belastung, wurde die Versagenslast, die Streckgrenze, die Steifigkeit und die Längenzunahme unter Versagenslast analysiert. Zudem wurde der Versagensmodus festgehalten.

Die Untersuchung der Nahttechniken wurde an porcinen Innenmenisken durchgeführt. Es wurden je 10 Präparate mit doppelter Vertikalnaht, horizontaler Matratzennaht, modifizierter Mason-Allen-Naht und modifizierter doppelter Loopnaht verglichen. Der Versuchsablauf sowie die Analyse erfolgten analog zur Untersuchung der Fadenmaterialien.

Der Vergleich der Reparaturtechniken erfolgte an porcinen Tibiae. Je 8 Präparate mit transtibialer Auszugsnaht, Fadenanker-Refixation sowie mit nativer postero-medialer Meniskuswurzel wurden miteinander verglichen. In den Reparaturgruppen wurde die postero-mediale Meniskuswurzel durchtrennt und anschließend mit einer doppelten Vertikalnaht versehen. Diese wurde nun über eine transtibiale Bohrung an der Tibiavorderseite fixiert oder mit Hilfe eines Fadenankers im Tibiaplateau befestigt. Die Tibiae wurden in einem Metallzylinder mit Kunstharz eingegossen, um Störfaktoren zu minimieren. Anschließend wurden die freien Enden der Menisken in die Schraubklemme der Prüfmaschine eingespannt. Der Versuchsablauf sowie die Analyse erfolgten analog zur Untersuchung der Fadenmaterialien.

Der Vergleich der Fadenmaterialien zeigte, dass keiner der Fäden eindeutig überlegene biomechanische Eigenschaften aufweist. Fasst man die einzelnen Parameter zusammen, so kann FiberWire™ hinsichtlich der Längenzunahme unter zyklischer Belastung, der Versagenslast und der Steifigkeit die besten Ergebnisse erzielen, wenngleich bei diesem neuartigen Material die Gefahr besteht, dass sich der Faden auf Grund der hohen Steifigkeit durch das Meniskusgewebe schneidet.

Die Analyse der Nahttechniken zeigte, dass die doppelte Vertikalnaht und die modifizierte Mason-Allen-Naht eine signifikant geringere Längenzunahme als die horizontale Matratzennaht und die modifizierte doppelte Loopnaht aufweisen.

Entgegen unserer Erwartungen zeigte die modifizierte doppelte Loopnaht Schwächen in der Längenzunahme während der zyklischen Belastung, da sich die Schlinge im Laufe der Zyklen immer enger zusammenzog.

Die modifizierte Mason-Allen-Naht bietet neben einer hohen Steifigkeit die höchste Streckgrenze und die höchste Versagenslast, so dass sie aus biomechanischer Sicht für die Refixation am besten geeignet scheint. Die doppelte Vertikalnaht stellt eine sehr gute, technisch einfachere Alternative dar.

In der dritten Versuchsreihe zeigte sich, dass die Reparaturmethoden in keinem der untersuchten Parameter die Qualität der nativen postero-medialen Meniskuswurzel erreichen können. Die Fadenanker-Refixation weist eine signifikant geringere Längenzunahme unter zyklischer Belastung und eine signifikant höhere Steifigkeit als die transtibiale Auszugsnaht auf.

Fasst man die Ergebnisse zusammen, so ist die Fadenanker-Refixation der transtibialen Auszugsnaht vorzuziehen, wobei keine der Techniken die Stabilität der nativen Wurzel erreichen kann.

Derzeit verwendete Refixationsmethoden sind nicht in der Lage postoperativ die Stabilität der intakten Meniskuswurzel zu erreichen, so dass ein vorsichtiges Rehabilitationsprogramm gewählt werden muss, um ein frühes Versagen des Reparaturkomplexes zu vermeiden. Die Ergebnisse unserer Untersuchungen zeigen, dass sowohl die Fadenmaterialien, als auch die Nahttechniken unterschiedliche biomechanische Eigenschaften aufweisen und sie im Zusammenspiel mit den verschiedenen Refixationsmethoden die Qualität der Reparatur beeinflussen können.

Betrachtet man alle drei Testreihen zusammen, erscheint eine Fadenanker-Refixation mit FiberWire und Mason-Allen-Naht unter biomechanischen Gesichtspunkten optimal.

6 Literaturverzeichnis

- Abbi, G., Espinoza, L., Odell, T., Mahar, A., & Pedowitz, R. (2006). Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip. *Arthroscopy*, 22(1), 38-43. doi: 10.1016/j.arthro.2005.10.010
- Ahn, J., Jeong, H., Lee, Y., Park, J., Lee, J., Park, J.-H., & Ko, T. (2015). Comparison between conservative treatment and arthroscopic pull-out repair of the medial meniscus root tear and analysis of prognostic factors for the determination of repair indication. *Arch Orthop Trauma Surg*, 135(9), 1265-1276. doi: 10.1007/s00402-015-2269-8
- Ahn, J. H., Lee, Y. S., Yoo, J. C., Chang, M. J., Park, S. J., & Pae, Y. R. (2010). Results of arthroscopic all-inside repair for lateral meniscus root tear in patients undergoing concomitant anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 26(1), 67-75. doi: 10.1016/j.arthro.2009.07.007
- Ahn, J. H., Wang, J. H., Lim, H. C., Bae, J. H., Park, J. S., Yoo, J. C., & Shyam, A. K. (2009). Double transosseous pull out suture technique for transection of posterior horn of medial meniscus. *Arch Orthop Trauma Surg*, 129(3), 387-392. doi: 10.1007/s00402-008-0639-1
- Ahn, J. H., Wang, J. H., Yoo, J. C., Noh, H. K., & Park, J. H. (2007). A pull out suture for transection of the posterior horn of the medial meniscus: using a posterior trans-septal portal. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15(12), 1510-1513. doi: 10.1007/s00167-007-0310-3
- Allaire, R., Muriuki, M., Gilbertson, L., & Harner, C. D. (2008). Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am*, 90(9), 1922-1931. doi: 10.2106/JBJS.G.00748
- Anderson, L., Watts, M., Shapter, O., Logan, M., Risebury, M., Duffy, D., & Myers, P. (2010). Repair of radial tears and posterior horn detachments of the lateral meniscus: minimum 2-year follow-up. *Arthroscopy*, 26(12), 1625-1632. doi: 10.1016/j.arthro.2010.07.020
- Anz, A. W., Branch, E. A., & Saliman, J. D. (2014). Biomechanical comparison of arthroscopic repair constructs for meniscal root tears. *Am J Sports Med*, 42(11), 2699-2706. doi: 10.1177/0363546514549445
- Arnoczky, S. P., & Warren, R. F. (1982). Microvasculature of the human meniscus. *Am J Sports Med*, 10(2), 90-95.
- Bao, H. R., Zhu, D., Gong, H., & Gu, G. S. (2013). The effect of complete radial lateral meniscus posterior root tear on the knee contact mechanics: a finite element analysis. *J Orthop Sci*, 18(2), 256-263. doi: 10.1007/s00776-012-0334-5
- Barber, F. A., Herbert, M. A., Bava, E. D., & Drew, O. R. (2012). Biomechanical testing of suture-based meniscal repair devices containing ultrahigh-molecular-weight polyethylene suture: update 2011. *Arthroscopy*, 28(6), 827-834. doi: 10.1016/j.arthro.2011.11.020
- Barber, F. A., Herbert, M. A., Coons, D. A., & Boothby, M. H. (2006). Sutures and suture anchors--update 2006. *Arthroscopy*, 22(10), 1063 e1061-1069. doi: 10.1016/j.arthro.2006.04.106
- Barber, F. A., Herbert, M. A., & Richards, D. P. (2003). Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy*, 19(9), 985-990.
- Barber, F. A., Herbert, M. A., Schroeder, F. A., Aziz-Jacobo, J., & Sutker, M. J. (2009). Biomechanical testing of new meniscal repair techniques containing ultra high-molecular weight polyethylene suture. *Arthroscopy*, 25(9), 959-967. doi: 10.1016/j.arthro.2009.03.020
- Bhatia, S., Laprade, C. M., Ellman, M. B., & Laprade, R. F. (2014). Meniscal Root Tears: Significance, Diagnosis, and Treatment. *Am J Sports Med*. doi: 10.1177/0363546514524162
- Bin, S. I., Kim, J. M., & Shin, S. J. (2004). Radial tears of the posterior horn of the medial meniscus. *Arthroscopy*, 20(4), 373-378. doi: 10.1016/j.arthro.2004.01.004
- Bisson, L. J., Manohar, L. M., Wilkins, R. D., Gurske-Deperio, J., & Ehrensberger, M. T. (2008). Influence of suture material on the biomechanical behavior of suture-tendon specimens: a

- controlled study in bovine rotator cuff. *Am J Sports Med*, 36(5), 907-912. doi: 10.1177/0363546508314793
- Brand, J., Jr., Weiler, A., Caborn, D. N., Brown, C. H., Jr., & Johnson, D. L. (2000). Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 28(5), 761-774.
- Brody, J. M., Hulstyn, M. J., Fleming, B. C., & Tung, G. A. (2007). The meniscal roots: gross anatomic correlation with 3-T MRI findings. *AJR Am J Roentgenol*, 188(5), W446-450. doi: 10.2214/AJR.06.0509
- Brody, J. M., Lin, H. M., Hulstyn, M. J., & Tung, G. A. (2006). Lateral meniscus root tear and meniscus extrusion with anterior cruciate ligament tear. *Radiology*, 239(3), 805-810. doi: 10.1148/radiol.2393050559
- Burgess, R., Elder, S., McLaughlin, R., & Constable, P. (2010). In vitro biomechanical evaluation and comparison of FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, and nylon leader line for potential use during extraarticular stabilization of canine cruciate deficient stifles. *Vet Surg*, 39(2), 208-215. doi: 10.1111/j.1532-950X.2009.00637.x
- Cerminara, A. J., LaPrade, C. M., Smith, S. D., Ellman, M. B., Wijdicks, C. A., & LaPrade, R. F. (2014). Biomechanical evaluation of a transtibial pull-out meniscal root repair: challenging the bungee effect. *Am J Sports Med*, 42(12), 2988-2995. doi: 10.1177/0363546514549447
- Cho, J. H. (2012). Modified Pull-out Suture in Posterior Root Tear of the Medial Meniscus: Using a Posteromedial Portal. *Knee Surg Relat Res*, 24(2), 124-127. doi: 10.5792/ksrr.2012.24.2.124
- Cho, J. H., & Song, J. G. (2014). Second-Look Arthroscopic Assessment and Clinical Results of Modified Pull-Out Suture for Posterior Root Tear of the Medial Meniscus. *Knee Surg Relat Res*, 26(2), 106-113. doi: 10.5792/ksrr.2014.26.2.106
- Choi, E. S., & Park, S. J. (2015). Clinical Evaluation of the Root Tear of the Posterior Horn of the Medial Meniscus in Total Knee Arthroplasty for Osteoarthritis. *Knee Surg Relat Res*, 27(2), 90-94. doi: 10.5792/ksrr.2015.27.2.90
- Choi, N. H., Son, K. M., & Victoroff, B. N. (2008). Arthroscopic all-inside repair for a tear of posterior root of the medial meniscus: a technical note. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 16(9), 891-893. doi: 10.1007/s00167-008-0581-3
- Chung, K. S., Ha, J. K., Yeom, C. H., Ra, H. J., Jang, H. S., Choi, S. H., & Kim, J. G. (2015). Comparison of Clinical and Radiologic Results Between Partial Meniscectomy and Refixation of Medial Meniscus Posterior Root Tears: A Minimum 5-Year Follow-up. *Arthroscopy*. doi: 10.1016/j.arthro.2015.03.035
- Clark, C. R., & Ogden, J. A. (1983). Development of the menisci of the human knee joint. Morphological changes and their potential role in childhood meniscal injury. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 538-547.
- Costa, C. R., Morrison, W. B., & Carrino, J. A. (2004). Medial meniscus extrusion on knee MRI: is extent associated with severity of degeneration or type of tear? *AJR Am J Roentgenol*, 183(1), 17-23. doi: 10.2214/ajr.183.1.1830017
- Day, B., Mackenzie, W. G., Shim, S. S., & Leung, G. (1985). The vascular and nerve supply of the human meniscus. *Arthroscopy*, 1(1), 58-62.
- De Smet, D., Dubrue, P., Van Peteghem, C., Schacht, E., & De Saeger, S. (2009). Molecularly imprinted solid-phase extraction of fumonisin B analogues in bell pepper, rice and corn flakes. *Food Addit Contam Part A Chem Anal Control Expo Risk Assess*, 26(6), 874-884. doi: 10.1080/02652030902788920
- Deakin, M., Stubbs, D., Bruce, W., Goldberg, J., Gillies, R. M., & Walsh, W. R. (2005). Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet. *Arthroscopy*, 21(12), 1447-1451. doi: 10.1016/j.arthro.2005.09.003
- DiFelice, G. S., Umans, H., & Englesohn, E. (2009). All-inside, suture anchor repair for meniscal root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17(4), 428-429; author reply 430. doi: 10.1007/s00167-009-0743-y

- Engelsohn, E., Umans, H., & Difelice, G. S. (2007). Marginal fractures of the medial tibial plateau: possible association with medial meniscal root tear. *Skeletal Radiol*, *36*(1), 73-76. doi: 10.1007/s00256-006-0089-1
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*, *39*(2), 175-191.
- Feucht, M. J., Bigdon, S., Mehl, J., Bode, G., Muller-Lantsch, C., Sudkamp, N. P., & Niemeyer, P. (2015a). Risk factors for posterior lateral meniscus root tears in anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *23*(1), 140-145. doi: 10.1007/s00167-014-3280-2
- Feucht, M. J., Kuhle, J., Bode, G., Mehl, J., Schmal, H., Sudkamp, N. P., & Niemeyer, P. (2015b). Arthroscopic Transtibial Pullout Repair for Posterior Medial Meniscus Root Tears: A Systematic Review of Clinical, Radiographic, and Second-Look Arthroscopic Results. *Arthroscopy*. doi: 10.1016/j.arthro.2015.03.022
- Feucht, M. J., Minzlaff, P., Saier, T., Lenich, A., Imhoff, A. B., & Hinterwimmer, S. (2013). Avulsion of the anterior medial meniscus root: case report and surgical technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi: 10.1007/s00167-013-2462-7
- Fitzgibbons, R. E., & Shelbourne, K. D. (1995). "Aggressive" nontreatment of lateral meniscal tears seen during anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, *23*(2), 156-159.
- Forkel, P., Herbort, M., Schulze, M., Rosenbaum, D., Kirstein, L., Raschke, M., & Petersen, W. (2013). Biomechanical consequences of a posterior root tear of the lateral meniscus: stabilizing effect of the menisiofemoral ligament. *Arch Orthop Trauma Surg*, *133*(5), 621-626. doi: 10.1007/s00402-013-1716-7
- Forkel, P., Herbort, M., Sprenger, F., Metzlauff, S., Raschke, M., & Petersen, W. (2014). The biomechanical effect of a lateral meniscus posterior root tear with and without damage to the menisiofemoral ligament: efficacy of different repair techniques. *Arthroscopy*, *30*(7), 833-840. doi: 10.1016/j.arthro.2014.02.040
- Forkel, P., & Petersen, W. (2012). Posterior root tear fixation of the lateral meniscus combined with arthroscopic ACL double-bundle reconstruction: technical note of a transosseous fixation using the tibial PL tunnel. *Arch Orthop Trauma Surg*, *132*(3), 387-391. doi: 10.1007/s00402-011-1429-8
- Fox, A. J., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2012). The basic science of human knee menisci: structure, composition, and function. *Sports Health*, *4*(4), 340-351. doi: 10.1177/1941738111429419
- Freedman, K. B., Nho, S. J., & Cole, B. J. (2003). Marrow stimulating technique to augment meniscus repair. *Arthroscopy*, *19*(7), 794-798.
- Gao, J. (2000). Immunolocalization of types I, II, and X collagen in the tibial insertion sites of the medial meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *8*(1), 61-65. doi: 10.1007/s001670050013
- Gao, J., Oqvist, G., & Messner, K. (1994). The attachments of the rabbit medial meniscus. A morphological investigation using image analysis and immunohistochemistry. *J Anat*, *185* (Pt 3), 663-667.
- Geeslin, A. G., Civitarese, D., Turnbull, T. L., Dornan, G. J., Fuso, F. A., & LaPrade, R. F. (2015). Influence of lateral meniscal posterior root avulsions and the menisiofemoral ligaments on tibiofemoral contact mechanics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi: 10.1007/s00167-015-3742-1
- Giles, J. T., 3rd, Coker, D., Rochat, M. C., Payton, M. E., Subramarian, V., & Bartels, K. E. (2008). Biomechanical analysis of suture anchors and suture materials in the canine femur. *Vet Surg*, *37*(1), 12-21. doi: 10.1111/j.1532-950X.2007.00341.x
- Guermazi, A., Hayashi, D., Jarraya, M., Roemer, F. W., Zhang, Y., Niu, J., Crema, M. D., Englund, M., Lynch, J. A., Nevitt, M. C., Torner J. C., Lewis, C. E., Felson, D. T. (2013). Medial posterior meniscal root tears are associated with development or worsening of medial tibiofemoral

- cartilage damage: the multicenter osteoarthritis study. *Radiology*, 268(3), 814-821. doi: 10.1148/radiol.13122544
- Habata, T., Uematsu, K., Hattori, K., Takakura, Y., & Fujisawa, Y. (2004). Clinical features of the posterior horn tear in the medial meniscus. *Arch Orthop Trauma Surg*, 124(9), 642-645. doi: 10.1007/s00402-004-0659-4
- Han, S. B., Shetty, G. M., Lee, D. H., Chae, D. J., Seo, S. S., Wang, K. H., Yoo S. H., Nha, K. W. (2010). Unfavorable results of partial meniscectomy for complete posterior medial meniscus root tear with early osteoarthritis: a 5- to 8-year follow-up study. *Arthroscopy*, 26(10), 1326-1332. doi: 10.1016/j.arthro.2010.01.032
- Harner, C. D., Mauro, C. S., Lesniak, B. P., & Romanowski, J. R. (2009). Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*, 91 Suppl 2, 257-270. doi: 10.2106/JBJS.I.00500
- Harper, K. W., Helms, C. A., Lambert, H. S., & Higgins, L. D. (2005). Radial Meniscal Tears: Significance, Incidence, and MR Appearance. *American Journal of Roentgenology*, 185(6), 1429-1434. doi: 10.2214/AJR.04.1024
- Henry, S., Mascarenhas, R., Kowalchuk, D., Forsythe, B., Irrgang, J. J., & Harner, C. D. (2012). Medial meniscus tear morphology and chondral degeneration of the knee: is there a relationship? *Arthroscopy*, 28(8), 1124-1111e1122. doi: 10.1016/j.arthro.2011.12.020
- Herbert, M., Siam, S., Lenschow, S., Petersen, W., & Zantop, T. (2010). Strategies for repair of radial tears close to the meniscal rim-biomechanical analysis with a cyclic loading protocol. *Am J Sports Med*, 38(11), 2281-2287. doi: 10.1177/0363546510382847
- Hwang, B.-Y., Kim, S.-J., Lee, S.-W., Lee, H.-E., Lee, C.-K., Hunter, D. J., & Jung, K.-A. (2012). Risk Factors for Medial Meniscus Posterior Root Tear. *Am J Sports Med*, 40(7), 1606-1610. doi: 10.1177/0363546512447792
- Jacobsen, K. (1974). Area intercondylaris tibiae: Osseous surface structure and its relation to soft tissue structures and applications to radiography. *J Anat*, 117(Pt 3), 605-618.
- Jaspers, P., de Lange, A., Huiskes, R., & van Rens, T. J. (1980). The mechanical function of the meniscus, experiments on cadaveric pig knee-joints. *Acta Orthop Belg*, 46(6), 663-668.
- Johnson, D. L., Swenson, T. M., Livesay, G. A., Aizawa, H., Fu, F. H., & Harner, C. D. (1995). Insertion-site anatomy of the human menisci: gross, arthroscopic, and topographical anatomy as a basis for meniscal transplantation. *Arthroscopy*, 11(4), 386-394.
- Jones, A. O., Houang, M. T., Low, R. S., & Wood, D. G. (2006). Medial meniscus posterior root attachment injury and degeneration: MRI findings. *Australas Radiol*, 50(4), 306-313. doi: 10.1111/j.1440-1673.2006.01586.x
- Jung, W. H., Kim, D. H., Chun, C. W., Lee, J. H., Ha, J. H., & Jeong, J. H. (2012a). Arthroscopic, suture anchor repair through a novel medial quadricepsal portal for medial meniscal root tear. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20(12), 2391-2394. doi: 10.1007/s00167-012-1895-8
- Jung, Y. H., Choi, N. H., Oh, J. S., & Victoroff, B. N. (2012b). All-inside repair for a root tear of the medial meniscus using a suture anchor. *Am J Sports Med*, 40(6), 1406-1411. doi: 10.1177/0363546512439181
- Kaplan, K. M., Gruson, K. I., Gorczyński, C. T., Strauss, E. J., Kummer, F. J., & Rokito, A. S. (2007). Glove tears during arthroscopic shoulder surgery using solid-core suture. *Arthroscopy*, 23(1), 51-56. doi: 10.1016/j.arthro.2006.10.012
- Kim, J. G., Lee, Y. S., Bae, T. S., Ha, J. K., Lee, D. H., Kim, Y. J., & Ra, H. J. (2012). Tibiofemoral contact mechanics following posterior root of medial meniscus tear, repair, meniscectomy, and allograft transplantation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi: 10.1007/s00167-012-2182-4
- Kim, J. H., Chung, J. H., Lee, D. H., Lee, Y. S., Kim, J. R., & Ryu, K. J. (2011a). Arthroscopic suture anchor repair versus pullout suture repair in posterior root tear of the medial meniscus: a prospective comparison study. *Arthroscopy*, 27(12), 1644-1653. doi: 10.1016/j.arthro.2011.06.033

- Kim, J. H., Shin, D. E., Dan, J. M., Nam, K. S., Ahn, T. K., & Lee, D. H. (2009). Arthroscopic suture anchor repair of posterior root attachment injury in medial meniscus: technical note. *Arch Orthop Trauma Surg*, *129*(8), 1085-1088. doi: 10.1007/s00402-008-0810-8
- Kim, S. B., Ha, J. K., Lee, S. W., Kim, D. W., Shim, J. C., Kim, J. G., & Lee, M. Y. (2011b). Medial meniscus root tear refixation: comparison of clinical, radiologic, and arthroscopic findings with medial meniscectomy. *Arthroscopy*, *27*(3), 346-354. doi: 10.1016/j.arthro.2010.08.005
- Kim, Y. J., Kim, J. G., Chang, S. H., Shim, J. C., Kim, S. B., & Lee, M. Y. (2010). Posterior root tear of the medial meniscus in multiple knee ligament injuries. *Knee*, *17*(5), 324-328. doi: 10.1016/j.knee.2009.10.001
- Kim, Y. M., & Joo, Y. B. (2013). Pullout failure strength of the posterior horn of the medial meniscus with root ligament tear. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *21*(7), 1546-1552. doi: 10.1007/s00167-012-2131-2
- Kim, Y. M., Rhee, K. J., Lee, J. K., Hwang, D. S., Yang, J. Y., & Kim, S. J. (2006). Arthroscopic pullout repair of a complete radial tear of the tibial attachment site of the medial meniscus posterior horn. *Arthroscopy*, *22*(7), 795 e791-794.
- Klimkiewicz, J. J., & Shaffer, B. (2002). Meniscal surgery 2002 update: indications and techniques for resection, repair, regeneration, and replacement. *Arthroscopy*, *18*(9 Suppl 2), 14-25.
- Koenig, J. H., Ranawat, A. S., Umans, H. R., & Difelice, G. S. (2009). Meniscal root tears: diagnosis and treatment. *Arthroscopy*, *25*(9), 1025-1032. doi: 10.1016/j.arthro.2009.03.015
- Kohn, D., & Moreno, B. (1995). Meniscus insertion anatomy as a basis for meniscus replacement: a morphological cadaveric study. *Arthroscopy*, *11*(1), 96-103.
- Kopf, S., Colvin, A. C., Muriuki, M., Zhang, X., & Harner, C. D. (2011). Meniscal root suturing techniques: implications for root fixation. *Am J Sports Med*, *39*(10), 2141-2146. doi: 10.1177/0363546511413250
- Krause, W. R., Pope, M. H., Johnson, R. J., & Wilder, D. G. (1976). Mechanical changes in the knee after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am*, *58*(5), 599-604.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A. M., Beier, A., & Bergmann, G. (2012). Loading of the knee joint during ergometer cycling: telemetric in vivo data. *J Orthop Sports Phys Ther*, *42*(12), 1032-1038. doi: 10.2519/jospt.2012.4001
- LaPrade, C. M., Foad, A., Smith, S. D., Turnbull, T. L., Dornan, G. J., Engebretsen, L., Wijdicks, C. A., LaPrade, R. F. (2015a). Biomechanical Consequences of a Nonanatomic Posterior Medial Meniscal Root Repair. *Am J Sports Med*. doi: 10.1177/0363546514566191
- LaPrade, C. M., Jansson, K. S., Dornan, G., Smith, S. D., Wijdicks, C. A., & LaPrade, R. F. (2014). Altered tibiofemoral contact mechanics due to lateral meniscus posterior horn root avulsions and radial tears can be restored with in situ pull-out suture repairs. *J Bone Joint Surg Am*, *96*(6), 471-479. doi: 10.2106/jbjs.l.01252
- LaPrade, C. M., LaPrade, M. D., Turnbull, T. L., Wijdicks, C. A., & LaPrade, R. F. (2015b). Biomechanical Evaluation of the Transtibial Pull-Out Technique for Posterior Medial Meniscal Root Repairs Using 1 and 2 Transtibial Bone Tunnels. *Am J Sports Med*. doi: 10.1177/0363546514563278
- LaPrade, R. F., LaPrade, C. M., Ellman, M. B., Turnbull, T. L., Cerminara, A. J., & Wijdicks, C. A. (2015c). Cyclic Displacement After Meniscal Root Repair Fixation: A Human Biomechanical Evaluation. *Am J Sports Med*. doi: 10.1177/0363546514562554
- Lee, D. W., Jang, S. H., Ha, J. K., Kim, J. G., & Ahn, J. H. (2013a). Meniscus root refixation technique using a modified Mason-Allen stitch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *21*(3), 654-657. doi: 10.1007/s00167-012-1992-8
- Lee, D. W., Kim, M. K., Jang, H. S., Ha, J. K., & Kim, J. G. (2014). Clinical and radiologic evaluation of arthroscopic medial meniscus root tear refixation: comparison of the modified Mason-Allen stitch and simple stitches. *Arthroscopy*, *30*(11), 1439-1446. doi: 10.1016/j.arthro.2014.05.029
- Lee, J. H., Lim, Y. J., Kim, K. B., Kim, K. H., & Song, J. H. (2009). Arthroscopic pullout suture repair of posterior root tear of the medial meniscus: radiographic and clinical results with a 2-year follow-up. *Arthroscopy*, *25*(9), 951-958. doi: 10.1016/j.arthro.2009.03.018

- Lee, S. J., Aadalen, K. J., Malaviya, P., Lorenz, E. P., Hayden, J. K., Farr, J., Kang, R. W., Cole, B. J. (2006). Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. *Am J Sports Med*, 34(8), 1334-1344. doi: 10.1177/0363546506286786
- Lee, S. Y., Jee, W. H., & Kim, J. M. (2008a). Radial tear of the medial meniscal root: reliability and accuracy of MRI for diagnosis. *AJR Am J Roentgenol*, 191(1), 81-85. doi: 10.2214/AJR.07.2945
- Lee, Y. G., Shim, J. C., Choi, Y. S., Kim, J. G., Lee, G. J., & Kim, H. K. (2008b). Magnetic resonance imaging findings of surgically proven medial meniscus root tear: tear configuration and associated knee abnormalities. *J Comput Assist Tomogr*, 32(3), 452-457. doi: 10.1097/RCT.0b013e31812f4eb0
- Lee, Y. H., Nyland, J., Burden, R., & Caborn, D. N. (2012). Cyclic test comparison of all-inside device and inside-out sutures for radial meniscus lesion repair: an in vitro porcine model study. *Arthroscopy*, 28(12), 1873-1881. doi: 10.1016/j.arthro.2012.06.015
- Lee, Y. H., Nyland, J., Burden, R., & Caborn, D. N. (2013b). Repair of peripheral vertical meniscus lesions in porcine menisci: in vitro biomechanical testing of 3 different meniscus repair devices. *Am J Sports Med*, 41(5), 1074-1081. doi: 10.1177/0363546513479775
- Lerer, D. B., Umans, H. R., Hu, M. X., & Jones, M. H. (2004). The role of meniscal root pathology and radial meniscal tear in medial meniscal extrusion. *Skeletal Radiol*, 33(10), 569-574. doi: 10.1007/s00256-004-0761-2
- Lim, H. C., Bae, J. H., Wang, J. H., Seok, C. W., & Kim, M. K. (2010). Non-operative treatment of degenerative posterior root tear of the medial meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18(4), 535-539. doi: 10.1007/s00167-009-0891-0
- Lo, I. K., Burkhart, S. S., & Athanasiou, K. (2004). Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture. *Arthroscopy*, 20(4), 407-413. doi: 10.1016/j.arthro.2004.01.022
- Marzo, J. M. (2009). Medial meniscus posterior horn avulsion. *J Am Acad Orthop Surg*, 17(5), 276-283.
- Marzo, J. M., & Gurske-DePerio, J. (2009). Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med*, 37(1), 124-129. doi: 10.1177/0363546508323254
- McCulloch, P. C., Shybut, T. B., Isamaily, S. K., Durrani, S., Gold, J. E., Noble, P. C., & Lintner, D. M. (2013). The effect of progressive degrees of medial meniscal loss on stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Knee Surg*, 26(5), 363-369. doi: 10.1055/s-0033-1341578
- McFarland, E. G., Park, H. B., Keyurapan, E., Gill, H. S., & Selhi, H. S. (2005). Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1: biology and biomechanics. *Am J Sports Med*, 33(12), 1918-1923. doi: 10.1177/0363546505282621
- Messner, K., & Gao, J. (1998). The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. *J Anat*, 193 (Pt 2), 161-178.
- Moon, H. K., Koh, Y. G., Kim, Y. C., Park, Y. S., Jo, S. B., & Kwon, S. K. (2012). Prognostic factors of arthroscopic pull-out repair for a posterior root tear of the medial meniscus. *Am J Sports Med*, 40(5), 1138-1143. doi: 10.1177/0363546511435622
- Nakano, T., & Aherne, F. X. (1992). Morphology and water and lipid contents of stifle menisci of growing swine. *Can J Vet Res*, 56(2), 165-167.
- Neogi, D. S., Kumar, A., Rijal, L., Yadav, C. S., Jaiman, A., & Nag, H. L. (2013). Role of nonoperative treatment in managing degenerative tears of the medial meniscus posterior root. *J Orthop Traumatol*, 14(3), 193-199. doi: 10.1007/s10195-013-0234-2
- Nicholas, S. J., Golant, A., Schachter, A. K., & Lee, S. J. (2009). A new surgical technique for arthroscopic repair of the meniscus root tear. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17(12), 1433-1436. doi: 10.1007/s00167-009-0874-1
- Ode, G. E., Van Thiel, G. S., McArthur, S. A., Dishkin-Paset, J., Leurgans, S. E., Shewman, E. F., Wang, V. M., Cole, B. J. (2012). Effects of serial sectioning and repair of radial tears in the lateral meniscus. *Am J Sports Med*, 40(8), 1863-1870. doi: 10.1177/0363546512453291

- Ozkoc, G., Circi, E., Gonc, U., Irgit, K., Pourbagher, A., & Tandogan, R. N. (2008). Radial tears in the root of the posterior horn of the medial meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *16*(9), 849-854. doi: 10.1007/s00167-008-0569-z
- Padalecki, J. R., Jansson, K. S., Smith, S. D., Dornan, G. J., Pierce, C. M., Wijdicks, C. A., & Laprade, R. F. (2014). Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: in situ pull-out repair restores derangement of joint mechanics. *Am J Sports Med*, *42*(3), 699-707. doi: 10.1177/0363546513499314
- Pagnani, M. J., Cooper, D. E., & Warren, R. F. (1991). Extrusion of the medial meniscus. *Arthroscopy*, *7*(3), 297-300.
- Papalia, R., Vasta, S., Franceschi, F., D'Adamio, S., Maffulli, N., & Denaro, V. (2013). Meniscal root tears: from basic science to ultimate surgery. *Br Med Bull*. doi: 10.1093/bmb/ldt002
- Park, Y. S., Moon, H. K., Koh, Y. G., Kim, Y. C., Sim, D. S., Jo, S. B., & Kwon, S. K. (2011). Arthroscopic pullout repair of posterior root tear of the medial meniscus: the anterior approach using medial collateral ligament pie-crusting release. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *19*(8), 1334-1336. doi: 10.1007/s00167-011-1435-y
- Petersen, W., Forkel, P., Feucht, M. J., Zantop, T., Imhoff, A. B., & Brucker, P. U. (2014). Posterior root tear of the medial and lateral meniscus. *Arch Orthop Trauma Surg*, *134*(2), 237-255. doi: 10.1007/s00402-013-1873-8
- Petersen, W., & Tillmann, B. (1995). Age-related blood and lymph supply of the knee menisci. A cadaver study. *Acta Orthop Scand*, *66*(4), 308-312.
- Petersen, W., & Tillmann, B. (1998). Collagenous fibril texture of the human knee joint menisci. *Anat Embryol (Berl)*, *197*(4), 317-324.
- Petersen, W., & Zantop, T. (2006). Avulsionsverletzung des Außenmeniskushinterhorns. *Der Unfallchirurg*, *109*(11), 984-987. doi: 10.1007/s00113-006-1193-3
- Ponce, B. A., Hosemann, C. D., Raghava, P., Tate, J. P., Sheppard, E. D., & Eberhardt, A. W. (2013). A biomechanical analysis of controllable intraoperative variables affecting the strength of rotator cuff repairs at the suture-tendon interface. *Am J Sports Med*, *41*(10), 2256-2261. doi: 10.1177/0363546513499228
- Post, W. R., Akers, S. R., & Kish, V. (1997). Load to failure of common meniscal repair techniques: effects of suture technique and suture material. *Arthroscopy*, *13*(6), 731-736.
- Regauer, M. P., Venjakob, A. J., Stiess, J., Banke, I. J., Lorenz, S. G. F., & Imhoff, A. B. (2011). Eine folgenschwere Meniskusverletzung. *Arthroskopie*, *24*(1), 62-67. doi: 10.1007/s00142-010-0621-0
- Robertson, D. D., Armfield, D. R., Towers, J. D., Irrgang, J. J., Maloney, W. J., & Harner, C. D. (2009). Meniscal root injury and spontaneous osteonecrosis of the knee: an observation. *J Bone Joint Surg Br*, *91*(2), 190-195. doi: 10.1302/0301-620x.91b2.21097
- Rose, N. D., Goerke, D., Evans, R. B., & Conzemius, M. G. (2012). Mechanical testing of orthopedic suture material used for extra-articular stabilization of canine cruciate ligament-deficient stifles. *Vet Surg*, *41*(2), 266-272. doi: 10.1111/j.1532-950X.2011.00887.x
- Rosslbroich, S. B., Borgmann, J., Herbort, M., Raschke, M. J., Petersen, W., & Zantop, T. (2013). Root tear of the meniscus: biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique. *Arch Orthop Trauma Surg*, *133*(1), 111-115. doi: 10.1007/s00402-012-1625-1
- Schillhammer, C. K., Werner, F. W., Scuderi, M. G., & Cannizzaro, J. P. (2012). Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: a biomechanical evaluation. *Am J Sports Med*, *40*(11), 2604-2609. doi: 10.1177/0363546512458574
- Seedhom, B. B., & Hargreaves, D. J. (1979). Transmission of the Load in the Knee Joint with Special Reference to the Role of the Menisci: Part II: Experimental Results, Discussion and Conclusions. *Engineering in Medicine*, *8*(4), 220-228. doi: 10.1243/emed_jour_1979_008_051_02
- Seo, H. S., Lee, S. C., & Jung, K. A. (2011). Second-look arthroscopic findings after repairs of posterior root tears of the medial meniscus. *Am J Sports Med*, *39*(1), 99-107. doi: 10.1177/0363546510382225

-
- Shelbourne, K. D., Roberson, T. A., & Gray, T. (2011). Long-term evaluation of posterior lateral meniscus root tears left in situ at the time of anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 39(7), 1439-1443. doi: 10.1177/0363546511398212
- Shybut, T. B., Vega, C. E., Haddad, J., Alexander, J. W., Gold, J. E., Noble, P. C., & Lowe, W. R. (2015). Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med*, 43(4), 905-911. doi: 10.1177/0363546514563910
- Stärke, C., Kopf, S., Grobel, K. H., & Becker, R. (2010). The effect of a nonanatomic repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study. *Arthroscopy*, 26(3), 358-365. doi: 10.1016/j.arthro.2009.08.013
- Stärke, C., Kopf, S., Lippisch, R., Lohmann, C. H., & Becker, R. (2013). Tensile forces on repaired medial meniscal root tears. *Arthroscopy*, 29(2), 205-212. doi: 10.1016/j.arthro.2012.09.004
- Sung, J. H., Ha, J. K., Lee, D. W., Seo, W. Y., & Kim, J. G. (2013). Meniscal extrusion and spontaneous osteonecrosis with root tear of medial meniscus: comparison with horizontal tear. *Arthroscopy*, 29(4), 726-732. doi: 10.1016/j.arthro.2012.11.016
- Thompson, W. O., Thaete, F. L., Fu, F. H., & Dye, S. F. (1991). Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *Am J Sports Med*, 19(3), 210-215; discussion 215-216.
- Vedi, V., Williams, A., Tennant, S. J., Spouse, E., Hunt, D. M., & Gedroyc, W. M. (1999). Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br*, 81(1), 37-41.
- Voloshin, A. S., & Wosk, J. (1983). Shock absorption of meniscectomized and painful knees: A comparative in vivo study. *Journal of Biomedical Engineering*, 5(2), 157-161. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0141-5425\(83\)90036-5](http://dx.doi.org/10.1016/0141-5425(83)90036-5)
- Vyas, D., & Harner, C. D. (2012). Meniscus root repair. *Sports Med Arthrosc*, 20(2), 86-94. doi: 10.1097/JSA.0b013e31825186ca
- West, R. V., Kim, J. G., Armfield, D., & Harner, C. D. (2004). Lateral meniscal root tears associated with anterior cruciate ligament injury: classification and management (SS-70). *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 20, Supplement 1(0), e32-e33. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2004.02.061>
- Wust, D. M., Meyer, D. C., Favre, P., & Gerber, C. (2006). Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. *Arthroscopy*, 22(11), 1146-1153. doi: 10.1016/j.arthro.2006.06.013
- Yadav, H., Nho, S., Romeo, A., & MacGillivray, J. D. (2009). Rotator cuff tears: pathology and repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17(4), 409-421. doi: 10.1007/s00167-008-0686-8
- Zantop, T., & Petersen, W. (2011). Avulsionsverletzungen. *Arthroscopie*, 24(1), 48-56. doi: 10.1007/s00142-010-0595-y

7 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Insertionen der Meniskuswurzeln und ihre Lagebeziehungen[Brody et al., 2007]	2
Abb. 2: Lastverteilung des Meniskus.....	4
Abb. 3: Verletzungsmuster	5
Abb. 4: Extrusion des Meniskus (modifiziert nach [Petersen et al., 2014])	7
Abb. 5: Tibiale Auszugsnaht (modifiziert nach [Padalecki et al., 2014])	13
Abb. 6: Transtibiale Auszugsnaht aus arthroskopischer Sicht.....	13
Abb. 7: Fadenanker-Refixation aus arthroskopischer Sicht	14
Abb. 8: Prüfmaschine	20
Abb. 9: Fadenmaterialien	21
Abb. 10: Nahttechniken.....	23
Abb. 11: Transtibiale Auszugsnaht	24
Abb. 12: Fadenanker-Refixation.....	25
Abb. 13: Versuchsaufbau.....	26
Abb. 14: Längenzunahme unter zyklischer Belastung.....	31
Abb. 15: Versagenslast und Steifigkeit der Fadenmaterialien	31
Abb. 16: Längenzunahme der Nahttechniken unter zyklischer Belastung	34
Abb. 17: Versagenslast der Nahttechniken	34
Abb. 18: Längenzunahme unter zyklischer Belastung der Reparaturgruppen	37
Abb. 19: Versagenslast und Steifigkeit der Reparaturtechniken	37

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Bestimmung der Teststärke.....	28
Tabelle 2: Längenzunahme der Fadenmaterialien während zyklischer Belastung	29
Tabelle 3: Versagenslast, Streckgrenze, Steifigkeit und Längenzunahme unter Versagenslast der Fadenmaterialien	30
Tabelle 4: Längenzunahme während zyklischer Belastung der Nahttechniken.....	32
Tabelle 5: Versagenslast, Streckgrenze, Steifigkeit und Längenzunahme unter Versagenslast der Nahttechniken	33
Tabelle 6: Längenzunahme während zyklischer Belastung der Reparaturtechniken	35
Tabelle 7: Versagenslast, Steifigkeit und Längenzunahme unter Versagenslast der Reparaturtechniken	36

9 Danksagung

Zunächst gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Andreas Imhoff und Herrn Priv.-Doz. Dr. Sepp Braun für die Überlassung des Themas, für die Möglichkeit diese Arbeit in Ihrer Abteilung durchzuführen sowie für die freundliche Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Dr. Matthias Feucht für die hervorragende Betreuung und Unterstützung während der gesamten Arbeit an dieser Dissertation, welche nicht nur während der Versuchsphase in München, sondern auch nach seinem Weggang bestand. Ohne seine Hilfe, sein Wissen, seine Ideen und nicht zuletzt ohne seine Motivation wäre diese Arbeit niemals gelungen.

Weiter möchte ich mich beim gesamten Team des biomechanischen Labors, allen voran Dr.-Ing. Eduardo Grande Garcia, für die tatkräftige Unterstützung in der Planung und Durchführung der Versuche bedanken.

Bedanken möchte ich mich ebenso bei den Mitarbeitern des Instituts für medizinische Statistik am Klinikum rechts der Isar für Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Zuletzt gilt mein großer Dank meinen Eltern und meiner Schwester, die mir das Studium ermöglicht haben und mich während meines gesamten Studiums und während dieser Arbeit unterstützt haben.

10 Lebenslauf

Johannes Georg Brunhuber

Persönliche Daten

Anschrift	Am Triftfeld 6 83278 Traunstein Johannes.Brunhuber@online.de 0170/3263353
Geburtsdatum	26.02.1989
Nationalität	Deutsch

Ausbildung

10/2011 – 12/2015	Humanmedizin, klinischer Abschnitt Technische Universität München 3. Staatsexamen (Note: 2.0) 2. Staatsexamen (Note: 2.0)
10/2009 – 10/2011	Humanmedizin, vorklinischer Abschnitt Ludwig-Maximilians-Universität München 1. Staatsexamen (Notendurchschnitt 2.0)
06/2009	Bayerische allgemeine Hochschulreife Karl-von-Closen Gymnasium Eggenfelden (Notendurchschnitt 1.5)

Praktische Erfahrung

05/2016	Assistenzarzt, Abteilung für Unfallchirurgie und Orthopädie, Klinikum Traunstein
06/2015 - 10/2015	Praktisches Jahr, Chirurgie Städtisches Klinikum Bogenhausen, München
03/2015 - 06/2015	Praktisches Jahr, Anästhesie (Wahltertial) Kantonspital Graubünden, Chur, Schweiz
11/2014 - 03/2015	Praktisches Jahr, Innere Medizin Regionalspital Surselva, Ilanz, Schweiz
03/2014	Famulatur Orthopädie Klinik für Sportorthopädie, Klinikum rechts der Isar, München

- 08/2013 Famulatur Orthopädie
Hospital for Joint Disease, New York University, New York, USA
- 08/2012 Famulatur Innere Medizin
Victoria Hospital, Victoria, Seychellen
- 03/2012 Famulatur Notaufnahme
Chirurgische Notaufnahme, Kreiskliniken Rottal-Inn, Eggenfelden
- 08/2008 – 05/2009 Zivildienst
Notaufnahme Kreiskliniken Rottal-Inn, Eggenfelden

11 Veröffentlichungen

Die vorliegende Arbeit wurde in drei Artikeln veröffentlicht:

Feucht, M. J., Grande, E., Brunhuber, J., Burgkart, R., Imhoff, A. B., & Braun, S. (2013). Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med*, *41*(12), 2784-2790. doi: 10.1177/0363546513502464

Feucht, M. J., Grande, E., Brunhuber, J., Rosenstiel, N., Burgkart, R., Imhoff, A. B., & Braun, S. (2014). Biomechanical comparison between suture anchor and transtibial pull-out repair for posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med*, *42*(1), 187-193. doi: 10.1177/0363546513502946

Feucht, M. J., Grande, E., Brunhuber, J., Rosenstiel, N., Burgkart, R., Imhoff, A. B., & Braun, S. (2015). Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *23*(1), 132-139. doi: 10.1007/s00167-013-2656-z