

Aus der Klinik für Orthopädie
(Direktor: Prof. Dr. med. W. Neumann)
der Medizinischen Fakultät
der Otto - von - Guericke - Universität Magdeburg

**Bestimmung der Distraktionskräfte
an Meniskuskorbhenkelrissen**

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät
der Otto - von - Guericke - Universität Magdeburg

vorgelegt von Olaf Brettschneider
aus Rathenow
Magdeburg 2007

DOKUMENTATIONSBLATT

Bibliografische Beschreibung:

Brettschneider, Olaf:

Bestimmung der Distraktionskräfte an Meniskuskorbhenkelrissen. - 2007 - 58

Bl.: 12 Abb., 4 Tab., 10 Diagr., 96 zitierte Literaturstellen

Kurzreferat:

Hintergrund: In vielen Studien wurden Refixationstechniken zur Versorgung von Meniskusrissen biomechanischen Tests unterzogen. Ein häufig diskutierter Parameter ist deren mögliche Maximalbelastbarkeit. Bislang ist wenig über Kräfte innerhalb eines Meniskusrisses bekannt.

Hypothese: Distraktionskräfte an Meniskusrissen sind klinisch relevant.

Methode: Humane Menisken wurden mit Korbhenkelrissen präpariert und durch eine vertikale Meniskusnaht versorgt. Ein an der Meniskusperipherie verankerter Sensor konnte nach Verbindung mit o. g. Naht die Kräfte über dem Meniskusriss registrieren. Die Versuche erfolgten bei Flexionswinkeln von 0° bis 120°, während Innen- und Außenrotation, sowie mit und ohne Gewichtsbelastung. Distraktionskräfte ab 10 N galten als klinisch relevant.

Resultate: Die durchschnittlichen Distraktionskräfte lagen zwischen 1,1 N und 4,72 N. Unabhängig von verschiedenen Versuchsmodalitäten lagen die ermittelten Werte unterhalb der postulierten 10 N Grenze ($p < 0,01$).

Schlussfolgerung: Die erhobenen Daten belegen die geringe Bedeutung von Distraktionskräften über Meniskusrissen. Es ist davon auszugehen, dass andere Faktoren wie z. B. Scherkräfte eine höhere Priorität besitzen.

Klinische Relevanz: Die erhobenen Ergebnisse könnten helfen, Refixationstechniken und -materialien zur Meniskusrissversorgung hinsichtlich ihrer biomechanischen Anforderungen zu validieren.

Schlüsselwörter:

Meniskus, Meniskusläsion, Meniskusriss, Distraktionskräfte, Kniegelenk, biomechanisch

INHALTSVERZEICHNIS

<u>DOKUMENTATIONSBLATT</u>	<u>I</u>	
<u>INHALTSVERZEICHNIS</u>	<u>II</u>	
<u>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</u>	<u>III</u>	
<u>1</u>	<u>EINFÜHRUNG</u>	<u>1</u>
<u>2</u>	<u>MATERIAL UND METHODEN</u>	<u>8</u>
2.1	KNIEPRÄPARATE	8
2.2	KNIEHALTERUNG	9
2.3	KRAFTEINLEITUNGSSYSTEM	11
2.4	SENSORSYSTEME	13
2.4.1	DISTRAKTIONS-KRAFTSENSOR	13
2.4.2	DREHMOMENTSSENSOR	14
2.5	EICHUNG DER SENSOREN	15
2.5.1	EICHUNG DES DISTRAKTIONS-KRAFTSENSORS	15
2.5.2	EICHUNG DES DREHMOMENTSSENSORS	16
2.6	DATENAUFZEICHNUNG	17
2.7	KNIEPRÄPARATION	17
2.8	ANSCHLUSS DES DISTRAKTIONS-KRAFTSENSORS	20
2.9	VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	22
2.10	STATISTISCHE AUSWERTUNG	24
<u>3</u>	<u>ERGEBNISSE</u>	<u>25</u>
3.1	BEOBACHTUNGEN WÄHREND DER VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	25
3.2	ERGEBNISSE MEDIALER MENISKUS	27
3.3	ERGEBNISSE LATERALER MENISKUS	31
<u>4</u>	<u>DISKUSSION</u>	<u>35</u>
<u>5</u>	<u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	<u>45</u>
<u>6</u>	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	<u>46</u>
<u>7</u>	<u>DANKSAGUNGEN</u>	<u>55</u>
<u>8</u>	<u>ERKLÄRUNG DES AUTORS</u>	<u>56</u>
<u>9</u>	<u>DARSTELLUNG DES BILDUNGSWEGES</u>	<u>57</u>

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

CO ₂	- Kohlendioxid
CT	- Computertomografie
HH	- Hinterhorn
MS	- Mittelstück (syn. Pars intermedia)
MTM	- Materialtestmaschine
NaCl	- Natriumchlorid
PMMA	- Polymethylmethacrylat
VH	- Vorderhorn
VKB	- vorderes Kreuzband

1 EINFÜHRUNG

Die Menisken des Kniegelenkes sind aus Faserknorpel aufgebaute, halbmondförmige Strukturen. Anatomisch betrachtet werden sie meist als eine Art Polster beschrieben, welche die Inkongruenz zwischen Tibiaplateau und Femurkondylus ausgleichen. Des Weiteren werden ihnen Funktionen wie Druckverteilung, Druckminderung, Schockabsorption, sowie ernährungsphysiologische Aufgaben zugeschrieben.

Schäden an den Menisken, so genannte Meniskusläsionen oder Meniskusrisse, kommen in vielfältiger Ausprägung und in allen Altersklassen vor. Sie gehören somit zu den Hauptindikationen für operative Eingriffe am Kniegelenk (Brooks and Morgan 2002). Nach Auswertung der Ergebnisse von über 10000 Arthroskopien zeigte sich, dass das männliche Geschlecht etwa 2,8 mal häufiger als das Weibliche von solchen Läsionen betroffen ist (Poehling et al. 1990). Diese Studie belegte ebenfalls, dass die größte Inzidenz von traumatisch bedingten Meniskusläsionen bei männlichen Patienten zwischen dem 31. und 40. Lebensjahr liegt. Im Gegensatz dazu ist die Inzidenz von Meniskusläsionen bei weiblichen Patienten ab dem 10. Lebensjahr nahezu konstant. Ein nicht unerheblicher Teil (ca. 30 %) der Patienten mit Meniskusschäden wies zusätzlich eine Verletzung des vorderen Kreuzbandes (VKB) auf.

In diesem Zusammenhang ist festzustellen, dass im Zuge von Rupturen des VKB die einhergehenden akuten Meniskusverletzungen etwas häufiger den lateralen Meniskus betreffen (Bellabarba et al. 1997; Shelbourne and Nitz 1991; Binfield et al. 1993). Liegt eine chronische Verletzung des VKB vor, führt diese zu einer anteroposterioren Instabilität mit dem Resultat, dass Läsionen des medialen Meniskus deutlich häufiger auftreten (Allen et al. 2000). Dies zeigt, dass die vorherrschende Lehrmeinung bezüglich einer deutlichen Dominanz von Verletzungen des medialen Meniskus nicht immer zutreffend ist.

Die Kombination von Meniskusschaden, Kreuzbandruptur und Verletzungen des/der Seitenbandes/bänder ist im klinischen Alltag durchaus häufiger anzutreffen. Die in Lehrbüchern oft nachzulesende „unhappy triad“, welche eine kombinierte Verletzung von medialem Meniskus, medialem

Seitenband und vorderem Kreuzband darstellt, wurde erstmals 1950 von O'Donoghue beschrieben (O'Donoghue 1950). Nachfolgende Studien wiesen jedoch nach, dass bei diesem kombinierten Verletzungsmuster der laterale Meniskus deutlich öfter als der mediale Meniskus beteiligt war (Barber 1992; Binfield et al. 1993; Shelbourne and Nitz 1991).

Meniskusverletzungen kommen in den verschiedensten Ausprägungen im Hinterhorn (HH), Vorderhorn (VH) und Mittelstück (MS) - syn. Pars intermedia vor. Abbildung 1 zeigt eine Übersicht.

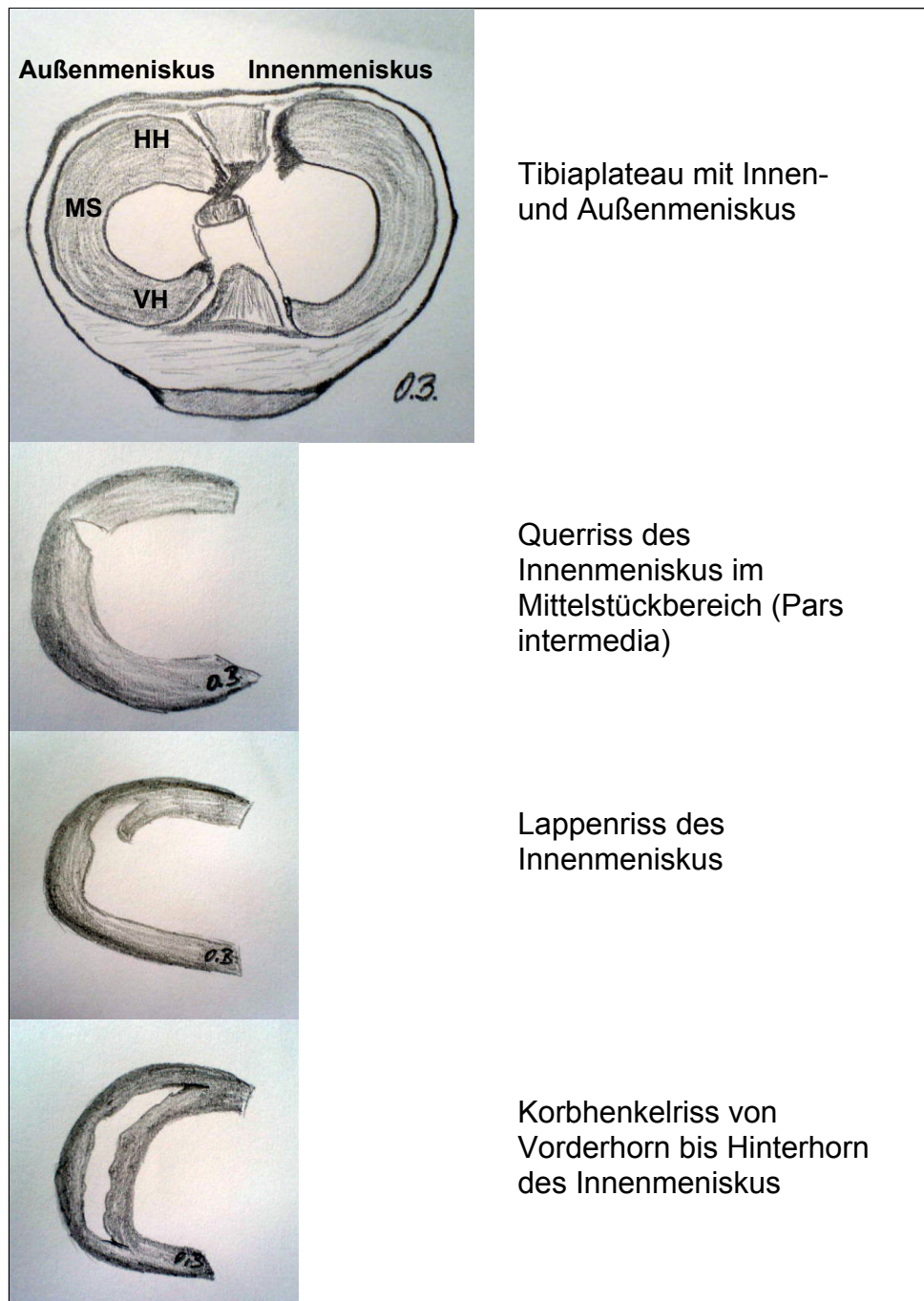


Abbildung 1: Übersicht Meniskusverletzungen

Neben der Ablösung der Meniskusbasis sind Querrisse (syn. Radiärriss) im Bereich von Vorder- bzw. Hinterhorn, Lappenrisse und Längsrisse mit und ohne Verlagerung in das Gelenk am häufigsten nachzuweisen (Poehling et al. 1990). Längsrisse werden in der Literatur, aufgrund ihrer Morphologie, meist als „Korbhenkelrisse“ bezeichnet. Ebenfalls ist der Terminus „longitudinal-vertikal Riss“ gebräuchlich.

Bis etwa zur Mitte der 1970er Jahre wurden die Menisken als „entbehrliche“ anatomische Strukturen betrachtet. Aus diesem Grund galt die konsequente Meniskektomie als Therapie der Wahl bei symptomatischen Meniskusverletzungen. Die Lokalisation, Typ und Größe der Läsionen wurden nicht gesondert berücksichtigt, brachte die Therapie doch eine schnelle Besserung der Symptome mit sich. Die klinischen Langzeitergebnisse zeigten jedoch, dass mit der Meniskektomie das Risiko für eine sekundäre Gonarthrose sehr stark ansteigt. Dies wurde schon 1948 von Fairbank erkannt (Fairbank 1948). Er wies mittels klinischer und radiologischer Untersuchungen die schädigenden Langzeiteffekte einer totalen Meniskektomie nach und postulierte schlussfolgernd, dass den Menisken bei der Lastverteilung und -übertragung wichtige Funktionen zuteil werden.

Die Effekte, die durch Fairbank schon 1948 beschrieben wurden, konnten in neueren Langzeitstudien bestätigt werden. In einer Studie von Roos et al. (Roos et al. 2001) gaben Patienten 19 Jahre nach Meniskektomie eine signifikante Zunahme von Symptomen und funktionellen Einschränkungen im Vergleich zu Kontrollen an. McNicholas et al. (McNicholas et al. 2000) zeigten bei 36 % ihrer Patienten 30 Jahre nach totaler Meniskektomie radiologische Veränderungen im Sinne einer Gelenkspaltverschmälerung. Seit vielen Jahren ist bekannt, dass mit Reduktion von Meniskusgewebe die Kraftverteilung innerhalb des Kniegelenkes durch Verringerung der Kontaktfläche abnimmt (Fukubayashi and Kurosawa 1980). Aus weiteren klinischen und biomechanischen Studien resultieren Hinweise auf eine vermehrte Knorpelschädigung und die Progression einer Arthrose nach partieller Meniskusresektion (Englund et al. 2001; Englund and Lohmander 2004; Ihn et al. 1993; Paletta, Jr. et al. 1997; Zielinska and Donahue 2006). Weitere Studien in Bezug auf den lateralen Meniskus unterstreichen diese

Erkenntnisse (Alford et al. 2005; Chatain et al. 2003; McNicholas et al. 2000). Pena et al. weisen zusätzlich auf einen deutlichen Anstieg von Kontaktdrücken nach lateraler Meniskusresektion hin (Pena et al. 2006). In ihrer Arbeit waren diese sogar um bis zu 200 % höher als nach medialer Meniskusresektion. Degenerative Läsionen des medialen Meniskus sind nach Ansicht einiger Autoren als Frühzeichen einer beginnenden Arthrose anzusehen (Englund et al. 2001; Englund et al. 2003).

Nach dem heutigen Stand der Wissenschaft sind für die Menisken Funktionen wie Kraftübertragung, Schockabsorption und Stabilisierungseffekte für das gesamte Kniegelenk erwiesen (Aagaard and Verdonk 1999; Fithian et al. 1990; Messner and Gao 1998; Seedhom 1976). Sie sind wichtig für das „fine tuning“ bei der Bewegung und der Kontrolle des Kniegelenkes (Muller 1994).

Durch die partielle Meniskektomie sollte künftig, unter Berücksichtigung der Funktionen der Menisken und in Anbetracht der schlechten Langzeitergebnisse der totalen Meniskektomie, möglichst viel Meniskusgewebe erhalten werden. Verschiedene klinische Studien zeigen, dass durch die partielle Meniskektomie gute Langzeitergebnisse erzielt werden können (Fauno and Nielsen 1992; Neyret et al. 1993; Scheller et al. 2001). Jedoch lassen sich auch trotz partieller Resektion degenerative Veränderungen nicht verhindern. Kruger-Franke et al. (Kruger-Franke et al. 1999) konnten in einer Langzeitstudie 7 Jahre nach partieller Meniskektomie bei 33 % ihrer Patienten radiologisch degenerative Veränderungen des Kniegelenkes im Sinne von Gelenkspaltverschmälerungen nachweisen.

Diese Erkenntnisse waren und sind Grund genug, um Funktion und Bedeutung der Menisken, besonders in Bezug auf die Kniegelenkstabilität weiter zu untersuchen und alternative Verfahren zur totalen Meniskektomie oder partiellen Resektion in die Behandlungsregime zu integrieren.

Mit der Einführung von Meniskusrekonstruktionstechniken vor ca. 20 Jahren wurde es möglich, Läsionen unter Erhaltung des Meniskusgewebes zu versorgen und auf eine Resektion zu verzichten. Die heute zur Verfügung stehenden Rekonstruktionstechniken bzw. Refixationstechniken bringen

Aussicht auf Heilung und gute Langzeitergebnisse (Cisa et al. 1995; Gao 1990; Morgan et al. 1991; Noyes and Barber-Westin 2000; Okuda et al. 1999; Steenbrugge et al. 2002).

Jedoch sind nicht alle Meniskusläsionen für eine erhaltene operative Versorgung z. B. mittels Meniskusnaht geeignet. Neben der Rissform ist die Lokalisation der Läsion ein entscheidender Faktor für den Erfolg einer Meniskusnaht. Entsprechend des Vaskularisierungsanteils wird das Meniskusgewebe von peripher (Meniskusbasis mit dem meniskosynovialen Übergang) nach zentral in drei Zonen („rot - rot“, „rot - weiß“ und „weiß - weiß“) eingeteilt (Arnoczky and Warren 1983). Morgan et al. (Morgan et al. 1991) reevaluierten in Kontrollarthroskopien den Erfolg von Meniskusrekonstruktionen nach einer Läsion in der peripheren Zone des Meniskus und stellten in 84 % der Fälle eine Heilung fest, wobei 65 % komplette und 19 % inkomplette Heilungen beschrieben wurden. Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Morgan et al. bei peripheren Läsionen, konnten Rubman et al. (Rubman et al. 1998) bei arthroskopisch rekonstruierten Läsionen der zentralen Zone des Meniskus in Kontrollarthroskopien lediglich eine Heilungsrate von 63 % feststellen. Hier waren nur 25 % komplett und 38 % inkomplett geheilt. Somit scheint die Lokalisation der Läsion eine erhebliche Rolle bei der Meniskusheilung zu spielen.

Die bestmögliche Erhaltung der Menisken sollte den Goldstandard in der Meniskuschirurgie darstellen. Die Vielzahl der auf dem Markt befindlichen Refixationssysteme versprechen eine einfache Anwendung und als Resultat eine geringere Morbidität.

Neben den zur Verfügung stehenden Nahtmaterialien wurden immer wieder neue Methoden und Materialien entwickelt, die die Versorgung von Meniskusrissen verbessern sollten. Mit Hilfe dieser Methoden konnten auch Regionen erreicht werden, welche für die konventionelle Meniskusnaht nicht oder nur schwer zugänglich sind. Eine entscheidende Gruppe stellen dabei die bioresorbierbaren Implantate dar. Diese Implantate werden immer häufiger bei der operativen Versorgung von Meniskusrissen eingesetzt. Die Hauptvorteile liegen, verglichen mit herkömmlichen Nahttechniken, in einfacherer und somit zeitsparender Anwendung. Daraus leitet sich ab, dass

die Meniskusnaht in den nächsten Jahren immer mehr durch solche Implantate ersetzt werden könnte. Heutzutage befinden sich eine Vielzahl verschiedener Produkte auf dem Markt, wie z. B. Meniskusnahtanker - Arrow[®] (Albrecht-Olsen et al. 1993), Stinger[®] (Linvatec), Dart[®] (Arthrex), Bioscrew[®] (Mitek), Fastener[®] (Mitek), SDSorb-Staple[®] (Surgical Dynamics) und T-Fix[®] (Smith & Nephew). Unterschiede bestehen hinsichtlich der Größe, des Designs und des Verankerungsmechanismus. Alle Produkte bestehen aus bioresorbierbaren Polymeren wie Poly - L - lactid acid (PLLA), Poly - DL - lactid acid (PDLLA), Polyglycolic (PGA) oder Polydioxanone (PDS) (Claes 1992). Implantaten aus PLLA wurde eine höhere Stabilität und bessere Biokompatibilität nachgewiesen (Barfod and Svendsen 1992; Bostman et al. 1992; Friden and Rydholm 1992). Bezüglich der biomechanischen Eigenschaften ist die Datenlage noch unzureichend. In älteren Arbeiten erfolgten Tests bezüglich der isolierten, maximalen Ausreißfestigkeit, verwendet wurden meist Rinder- oder Schweinemenisken (Albrecht-Olsen et al. 1997; Arnoczky and Lavagnino 2001; Boenisch et al. 1999; Durselen et al. 2003b; Song and Lee 1999). Somit sind die ermittelten Ergebnisse eingeschränkt auf den Menschen übertragbar und von geringerer Aussagekraft. Daher wurden von anderen Arbeitsgruppen humane Meniskuspräparate bevorzugt (Becker et al. 2002; Borden et al. 2003; Dervin et al. 1997; Staerke et al. 2004). Neben Ausreißversuchen wurden die verschiedenen Refixationssysteme auf ihre maximale Zugbelastung und Längenänderung unter Zugbelastung untersucht. Die maximale Ausreißlast von $61,1 \text{ N} \pm 3,4 \text{ N}$ wurde für die Vertikalnaht mit Ethibond[®] 2/0 (Ethicon Germany) gemessen, demgegenüber erreichte der Dart[®] die minimale Ausreißlast mit $9,52 \text{ N} \pm 2,33 \text{ N}$. Die anderen getesteten Systeme lagen zwischen diesen Werten. Durch axiale Kompression resultierte eine signifikante Erhöhung der Ausreißlasten (Papageorgiou et al. 2001; Allen et al. 2000). Abhängig von dem verwendeten Refixationssystem und der operativen Technik sind deutliche Schwankungen in Bezug auf die Widerstandsfähigkeit gegenüber Distraktionskräften nachgewiesen (Bellemans et al. 2002). Deshalb empfehlen einige Autoren bei größeren Rissen die Verwendung mehrerer Systeme gleichzeitig. Etwa die

Meniskusnaht in gut zugänglichen Abschnitten und andere Implantate in schwer zugänglichen Regionen (Kim and Rodeo 2003).

Es liegen nur wenige Daten über die notwendigen biomechanischen Grundvoraussetzungen vor, um einen Meniskusriss suffizient zu stabilisieren. Dennoch sind gute klinische Resultate unterschiedlicher Refixationssysteme, unabhängig von in vitro Messungen, veröffentlicht worden (Ahn et al. 2004; Frosch et al. 2005; Haas et al. 2005).

Die Frage, wie stark die maximal mögliche Belastbarkeit für die o. g. Materialien ist, macht ohne Zweifel Sinn. Vorher sollte jedoch bekannt sein, welchen Belastungen (Distractionskräfte, Kompression, Scherkräfte usw.) sie überhaupt standhalten müssen. Es ist klar, dass vergleichende Belastbarkeitsmessungen nur praxisnah interpretiert werden können, wenn erforscht ist, was diese Materialien in vivo leisten müssen.

Im Verlaufe der Literaturrecherchen konnte auf diese Fragen keine ausreichenden Antworten gefunden werden. Eine Studie mit direkter Messung von Distractionskräften an humanen Meniskusläsionen mit einer Vielzahl unterschiedlicher Einflussgrößen wurde bisher nicht publiziert.

In der nachfolgenden Arbeit soll an humanen Kniegelenken die Distractionskraft über Meniskusläsionen des Innen- und Außenmeniskus, in Abhängigkeit von unterschiedlichen Belastungen, Rotationsrichtungen und Flexionswinkeln gemessen werden.

Es wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

Hypothese 1: Es treten Distractionskräfte über Meniskusläsionen in einem klinisch relevanten Maße auf.

Hypothese 2: Diese Kräfte sind abhängig von Flexionswinkel, wirkender Gewichtsbelastung und Rotationsrichtung.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 KNIEPRÄPARATE

Es standen 4 humane Knie (3 linke und 1 rechtes) für die Versuche, zuzüglich 8 Knie für Vorversuche zur Verfügung. Dabei handelte es sich um Präparate von Multiorganspendern mit einem Durchschnittsalter von 31 Jahren (28 bis 40 Jahre), das Geschlechterverhältnis war ausgeglichen. Eine makroskopische Begutachtung wie in Abbildung 2 diente dem Ausschluss degenerativer Veränderung bzw. sonstiger Schäden. An den Kniepräparaten waren alle Muskeln des Ober- und Unterschenkels, wie auch die Fibula mit Ausnahme des Fibulaköpfchens bereits durch Präparation entfernt worden. Alle Präparate wiesen unauffällige Bandstrukturen auf. Die Quadrizepssehne war für die sichere Fixierung mittels Kryoklemmentechne ausreichend intakt. Die Länge des Femurs und der Tibia betrug, bezogen auf den Kniegelenkspalt, jeweils 30 cm. Zu jedem Präparat wurden 20 ml Synovialflüssigkeit geliefert. Die Lagerung erfolgte bei einer Temperatur von -78°C .



Abbildung 2: Testkniepräparat, makroskopische Kontrolle

2.2 KNIEHALTERUNG

Die Kniehalterung, welche in der Abbildung 3 dargestellt ist, wurde speziell für biomechanische Untersuchungen des Kniegelenkes entwickelt. Die nachfolgende Grafik stellt schematisch die Vorrichtung dar.

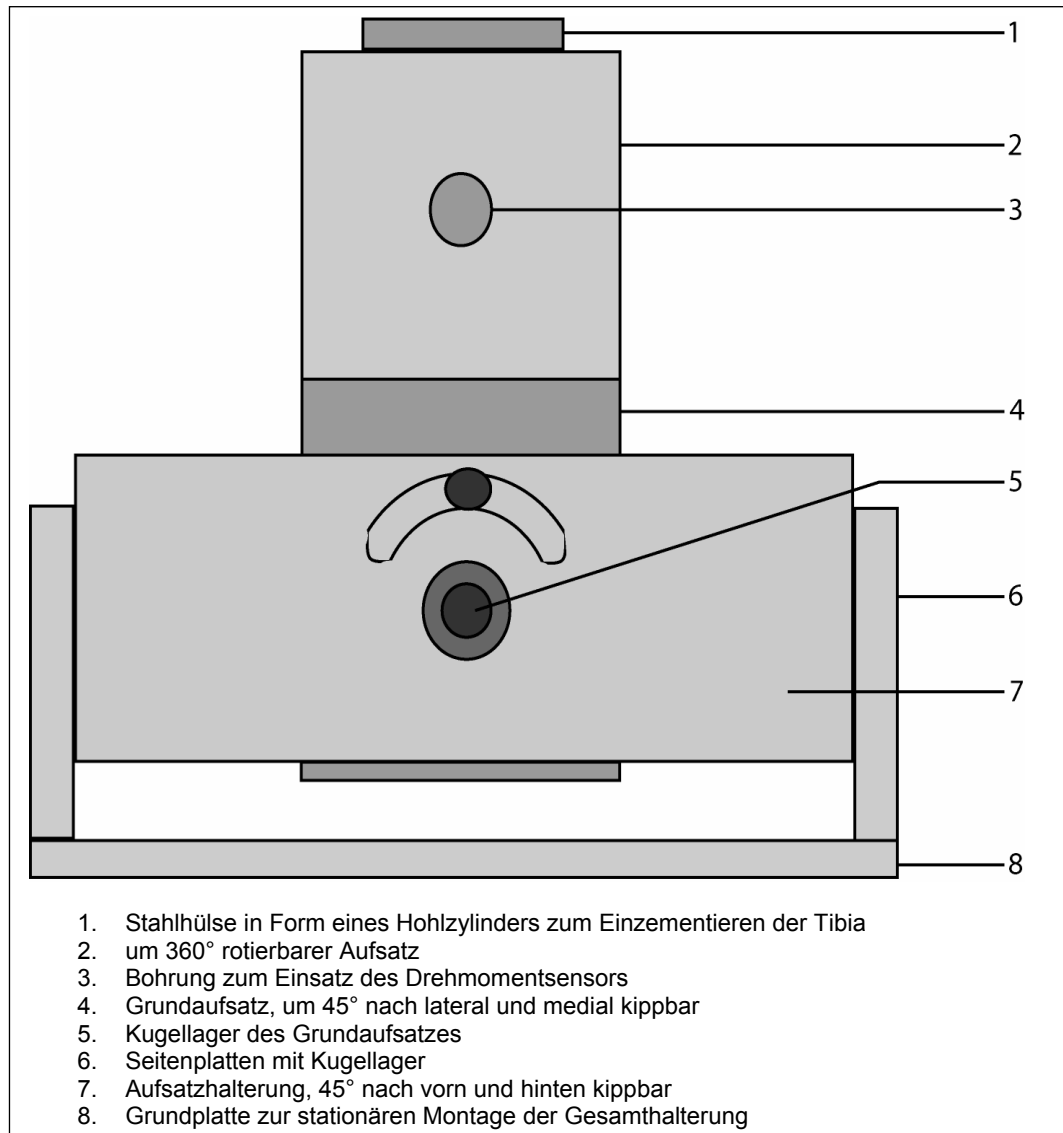


Abbildung 3: Kniehalterung (Ansicht von vorn)

Die einem Hohlzylinder entsprechende Stahlhülse (1) diente zum Einzementieren des distalen Tibiaendes. Somit konnte diese in den um 360° rotierbaren Aufsatz (2) eingesetzt und durch Fixierungsschrauben (nicht dargestellt) fest darin verankert werden. Der rotierbare Aufsatz (2) bestand aus einem massiven Aluminiumquader, der eine Aussparung zur Aufnahme der Stahlhülse besaß. Seitlich an diesem Aufsatz befand sich eine Bohrung (3), in welche der stabförmige Drehmomentsensor passgenau gesteckt

werden konnte. Über eine Kugellagerverbindung war der rotierbare Aufsatz (2) mit dem darunter liegendem Grundaufsatz (4), einem massiven Aluminiumquader, verbunden. Dieser wurde mit Hilfe von zwei Kugellagern (5) an der Aufsatzhalterung (7) fixiert. Diese Aufsatzhalterung (7) bestand aus vier rechtwinklig miteinander verschraubten und 1 cm starken Aluminiumplatten. Die Konstruktion gestattete die Seitenneigung nach medial bzw. lateral bis zu 45°. Somit war es möglich, Varus- und Valgusdeformitäten zu simulieren bzw. zu kompensieren. Eine Bewegung in der Sagitalebene war ebenfalls möglich. Das Bewegungsausmaß betrug nach ventral bzw. dorsal bis zu 45°. Dies wurde dadurch ermöglicht, dass die gesamte im letzten Abschnitt beschriebene Konstruktion durch zwei in die Seitenplatten (6) integrierte Kugellager gehalten wurde. Die Halterung konnte, durch Befestigung der Grundplatte (8) am Versuchsplatz, belastungsstabil verankert werden. Dafür wurde die Grundplatte mit der Arbeitsplatzaufgabe verschraubt.

Die verwendeten Komponenten bestanden aus Aluminium. Alle Bewegungen erfolgten mit Hilfe von massiven Präzisionskugellagern. Die Halterung berücksichtigt, wie im oberen Teil beschrieben, eine dreidimensionale Beweglichkeit (axiale Rotation in der Transversalebene, Seitneigung in der Frontalebene, Vor- und Rückneigung in der Sagitalebene). Die maximale Belastbarkeit betrug über 300 kg. Jegliche Verstellmöglichkeiten waren notwendig, um den physiologischen und anatomischen Vorgaben zu entsprechen.

2.3 KRAFTEINLEITUNGSSYSTEM

Die Krafteinleitung erfolgte über das Ligamentum patellae. Hierzu kam das Verfahren der Kryofixation zum Einsatz (Riemersa and Schamhardt 1982). Die Abbildungen 4, 5A und 5B dienen zur Veranschaulichung der einzelnen Komponenten des Systems.

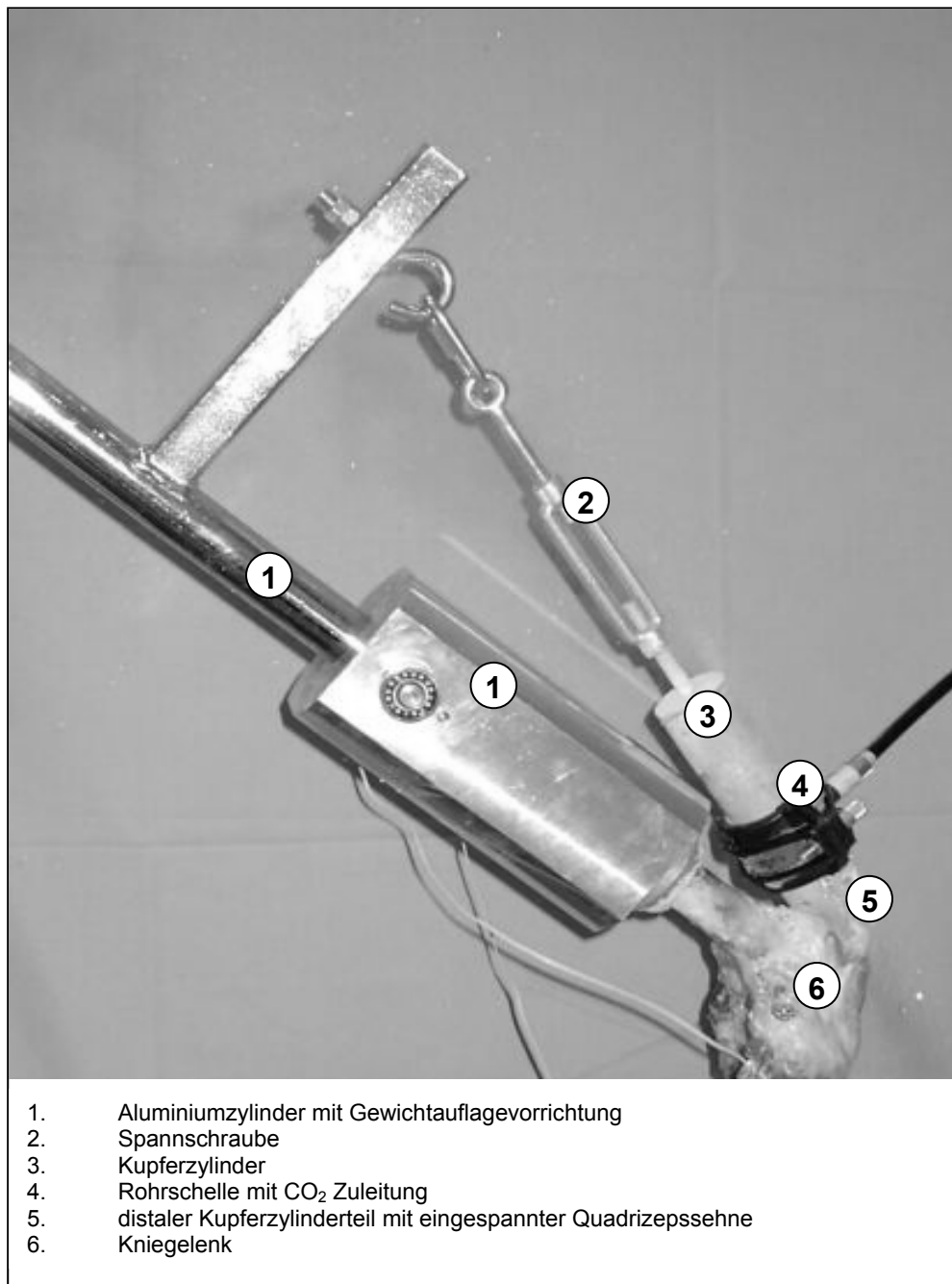


Abbildung 4: Komponenten des Krafteinleitungssystems mit Testknie

Ein 20 cm langer Kupferzylinder (3) mit einem Durchmesser von 5 cm verbindet die Quadrizepssehne über eine Spannschraube (2) mit dem

restlichen System. An einem Ende des Zylinders befand sich eine Vorrichtung, um die Sehne locker einzuspannen (5). Mittels Spanschraube (2) war die Möglichkeit gegeben, den Flexionswinkel zu verändern. Während eine erhöhte Spannung zur Verkürzung und damit Extension führte, konnte durch Entspannung das System verlängert werden und somit beugen. Spannung simulierte die Quadrizepsverkürzung, Entspannung die Quadrizepsverlängerung.

Eine mit Rohrschellen montierbare Kohlendioxid (CO₂) Zuleitung (4) wurde an den Kupferzylinder angelegt. Dieser Zuleitungsschlauch war über ein regelbares Anschlussventil mit einer handelsüblichen CO₂ Stahlflasche (20 l, Firma „Linde“) verbunden. Diese kommerziell genutzte Apparatur wird im Allgemeinen für das Einfrieren von Wasserrohren verwendet. Die Temperaturkontrolle erfolgte mit einer Thermometerableitung. Auf die Gewichtauflagevorrichtung (1) am proximalen Femurende (äquivalent zum Hüftgelenk) konnten Rundgewichte gesteckt werden. Die Belastung erfolgte mit 300 N. Ein zusätzlicher Metallrahmen (nicht abgebildet) am Ende des Femuräquivalentes schützte die Konstruktion vor seitlichem Abkippen.

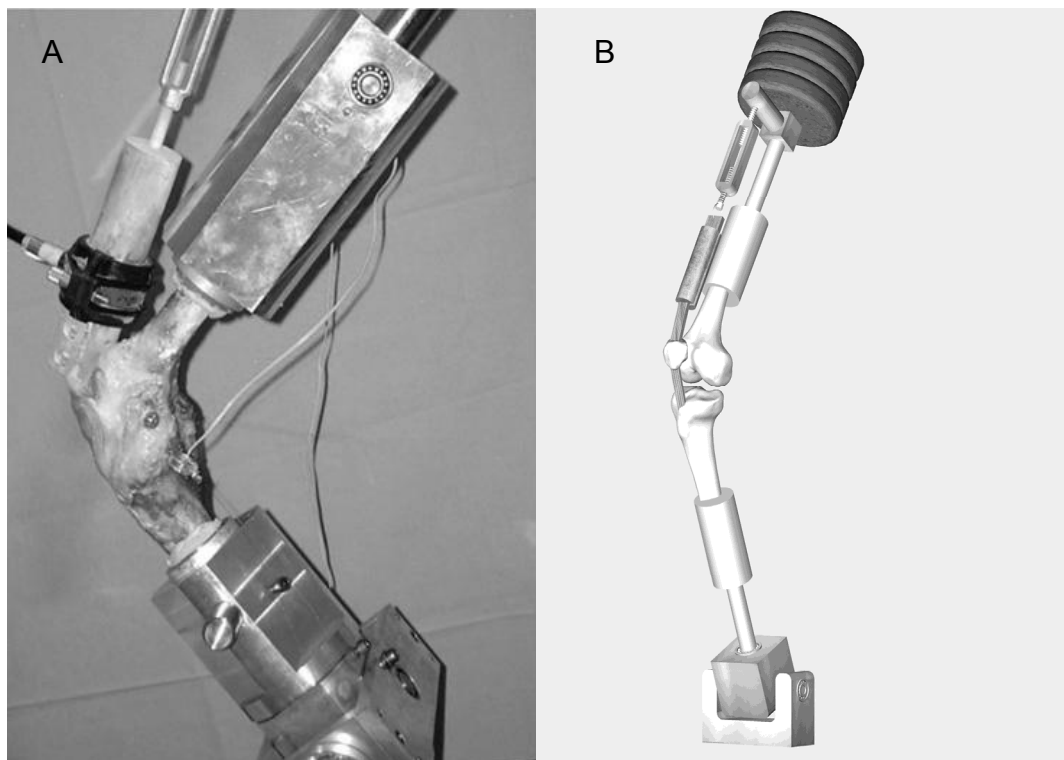


Abbildung 5A und 5B: komplett montiertes Krafteinleitungssystem mit Testknie und 3D Grafikmodell

2.4 SENSORSYSTEME

2.4.1 DISTRAKTIONSKRAFTSENSOR

Ein möglichst kleiner und leichter Sensor sollte direkt dem Meniskusaußenrand anliegen und somit den Bewegungen des Meniskus folgen können. Eine starre Drahtverbindung (Drahtdurchmesser 0,35 mm, Maximalbelastbarkeit 68 N), vom Sensor zur Meniskusläsion, diente zur Übertragung der Distractionskräfte.

Abbildung 6 zeigt die Grundkonstruktion bestehend aus einem 1 g leichten, ringförmigen Aluminiumrahmen (4) mit 20 mm Durchmesser und 3 mm Dicke. An den gegenüberliegenden Innen- und Außenseiten wurden insgesamt vier Dehnungsmessstreifen (1) aufgeklebt, sowie zwei Gewinde der Größe M3 gebohrt. In das erste Gewinde kam ein Gewindestift mit 1,2 mm Hohlbohrung. An diesem befand sich die Meniskusbasisauflage (5). Durch die Bohrung verlief der von der Meniskusläsion führende Draht (3) zur Stellschraube (2), an der er befestigt wurde. Auswärtsdrehung der Schraube führte zur Spannung des Drahtes, Einwärtsdrehung zur Entspannung. Durch Zug am Draht wurde der Aluminiumring zwar makroskopisch nicht sichtbar verformt, jedoch bewirkte die Verformung eine Änderung des elektrischen Widerstandes an den Dehnungsmessstreifen. Diese Widerstandsänderung wurde gemessen. Nach Kalibrierung mit Eichgewichten ließ sich dadurch die aufgetretene Zugkraft (entspricht der Distractionskraft über der Meniskusläsion) bestimmen. Es wurden vier Dehnungsmessstreifen als Vollbrücke zusammengeschaltet, um Temperatureinflüsse zu reduzieren. Der Sensor wurde für eine Maximalbelastung bis 100 N konstruiert.

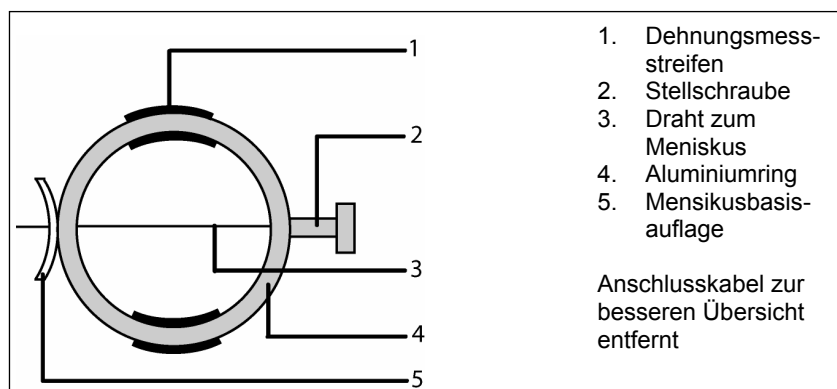


Abbildung 6: Distractionskraftsensor (Ansicht von oben)

2.4.2 DREHMOMENTSENSOR

Dieser Sensor (Abbildung 7) diente einerseits zur Messung des Rotationsdrehmomentes, andererseits zur manuellen Einleitung der Rotationsbewegung über den Griffzylinder (3). Dabei handelte es sich um einen Stahlzylinder mit 25 cm Länge und 1 cm Durchmesser. Die Kniehalterung wies eine Bohrung auf (siehe Abbildung 3), in welche der Sensor (1) eingesetzt wurde.

An zwei Aussparungen befand sich jeweils ein Dehnungsmessstreifen (2), dessen Verformung zu Veränderungen des elektrischen Widerstandes führte. Diese Widerstandsänderung wurde elektronisch gemessen. Nach Kalibrierung mit Eichgewichten wurde unter Berücksichtigung der Hebelverhältnisse, das eingesetzte Drehmoment bestimmt.

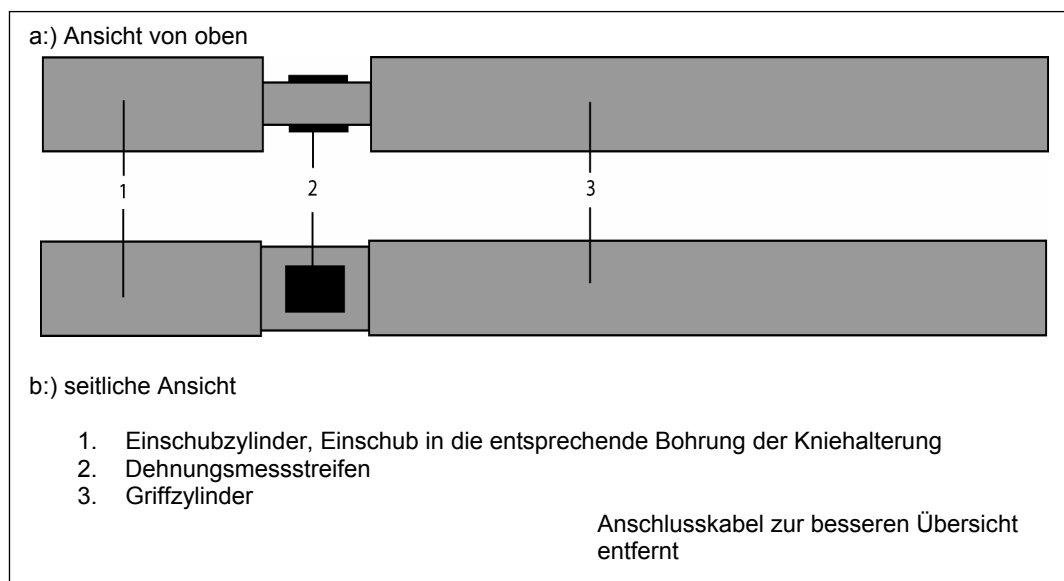


Abbildung 7: Drehmomentsensor

2.5 EICHUNG DER SENSOREN

2.5.1 EICHUNG DES DISTRAKTIONS-KRAFTSENSORS

Frühere Untersuchungen haben ergeben, dass die verschiedenen Methoden der Meniskusrefixation Zugkräfte im Bereich bis 65 N standhalten (Becker et al. 2001). Dementsprechend wurde eine Eichung des Sensors mit definierten Gewichten bis 50 N durchgeführt. Der Sensor lieferte in dem Bereich bis 50 N lineare Messergebnisse mit Schwankungen unter 0,1 N. Diese sind schon allein durch Temperaturänderungen möglich. Trotz dessen erfolgte eine Zweiteichung (Diagramm 1) zur Validierung des Systems an porkinen Menisken. Dabei wurde der Sensor auf die Basis eines mit einer entsprechenden Läsion versehenen Schweinemeniskus aufgesetzt und anschließend der Riss mit definierten Gewichten (5 N bis maximal 80 N) auseinander gezogen. Die Abweichung betrug innerhalb des zu erwartenden Messbereiches (bis 50 N) weniger als 2 %.

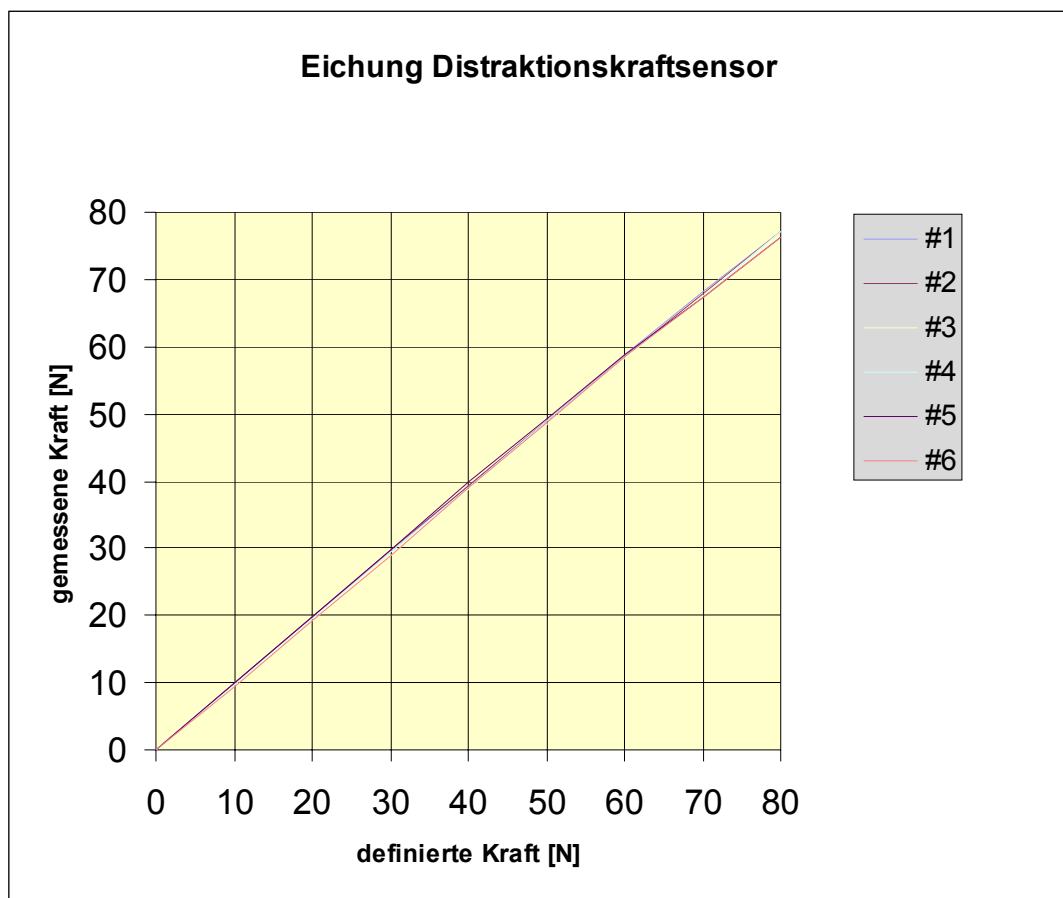


Diagramm 1: Eichung des Distraktionskraftsensors, Zweiteichung

2.5.2 EICHUNG DES DREHMOMENTSSENSORS

Auf die Kniepräparate sollte mit dem Drehmomentsensor zugleich die Rotationskraft von 5 Nm manuell ausgeübt werden.

Es wurde eine Eichung des Drehmomentsensors mit definierten Gewichten und einer Hebelarmlänge von 25 cm durchgeführt. Die stufenweise Erhöhung der verwendeten Kalibrierungsgewichte ergab einen linearen Drehmomentanstieg bis 25 Nm. Die verzeichneten Messwertschwankungen lagen im Bereich von $\leq 0,1$ Nm.

2.6 DATENAUFZEICHNUNG

An die Dehnungsmessstreifen der Sensoren wurden Leiterkabel gelötet und alle Kontakte mit Spezialsilikonkleber vor äußeren Einflüssen geschützt. Es erfolgte die Verbindung der Kabelenden mit seriellen Schnittstellensteckern.

Als Signalaufnahmegerät kam ein Multikanal 16-bit analog/digital Wandler/Verstärker (Spider8[®], HBM, Darmstadt, Deutschland) zum Einsatz. Dieses Gerät konnte an einen Computer mit serieller Schnittstelle angeschlossen werden. Über die Windows 95[®] (Microsoft, Redmond, USA) kompatible Spezialsoftware Catman[®] (HBM, Darmstadt, Deutschland) erfolgte die Datenaufzeichnung und Datenverarbeitung. Mit Hilfe der Programmeinstellungen konnten diverse Messparameter verändert werden, unter anderem die Gesamtdauer der Aufzeichnung oder die Anzahl der Messwerte pro Sekunde.

Es erfolgte die Echtzeitmessung mit einer Samplingfrequenz von 100 Hz. Während der Versuchsdurchführung wurden die erhobenen Daten gespeichert und in ein kompatibles Dateiformat zur Verarbeitung in Microsoft Excel[®] (Microsoft, Redmond, USA) importiert.

2.7 KNIEPRÄPARATION

Die Kniepräparate benötigten bis zum vollständigen Auftauen bei Raumtemperatur 24 Stunden. Elektronenmikroskopische Untersuchungen haben gezeigt, dass durch das Einfrieren Schäden der Zellstruktur des Meniskus nachzuweisen sind, wohingegen die für die Funktion des Meniskus verantwortliche Kollagenstruktur erhalten bleibt. Ein absolut schonendes Lagerungsverfahren ist jedoch nicht bekannt (Salai et al. 1997). Direkt im Anschluss an den Auftauprozess erfolgte der Beginn der Präparation. Zuerst wurde das distale Tibiaende, sowie das proximale Femurende in 10 cm lange Stahlhülsen mit einem Durchmesser von 5 cm einzementiert. Als Zement kam Polymethylmethacrylat (PMMA) Knochenzement - (Palacos[®], Biomet, Warsaw, Indiana USA) zum Einsatz. Während der gesamten Präparation erfolgte die regelmäßige Befeuchtung der Knie mit 0,9 % Natriumchlorid (NaCl) Lösung.

Die Gelenkkapsel wurde in Längsrichtung bis auf die Basis der Menisken gespalten. Als Meniskusbasis wird der Teil bezeichnet, der zur Gelenkkapsel zeigt, also nach außen. Für den Zugang zum lateralen Meniskus wurde diese dorsolateral eröffnet, entsprechend diente eine dorsomediale Gelenkkapseleröffnung als Zugang zum medialen Meniskus. Zur Verbesserung der Darstellung des medialen und lateralen Kniegelenkspaltes erfolgte die Abtrennung der Seitenbänder an und mit der knöchernen Insertion der Femurcondylen (siehe Abbildung 8). Dafür kam eine oszillierende Knochensäge mit einem semizirkulären Sägeblatt zum Einsatz (ELAN[®]; Aesculap, Deutschland). Das abgetragene Knochenfragment hatte eine Größe von ca. 3 cm x 2 cm x 1 cm (Länge x Breite x Tiefe). Auf ein sorgfältiges Arbeiten wurde zum Schutz von Gelenkkapsel und Bandstrukturen in höchstem Maße geachtet.

Das im letzten Abschnitt beschriebene Prozedere für den Zugang mit Seitenbandosteotomie und longitudinaler Gelenkkapselspaltung wurde in Anlehnung an die Beschreibung von Tienen et al. gewählt (Tienen et al. 2004). Die Menisken konnten durch die gute Zugänglichkeit vor dem Setzen der Läsion ausgiebig auf eventuelle Schäden untersucht werden.

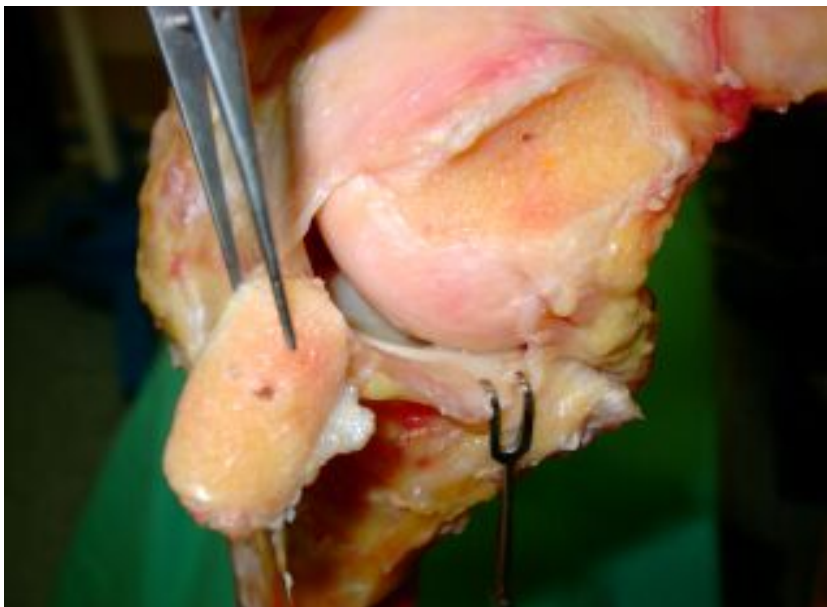


Abbildung 8: Zustand nach Seitenbandosteotomie

Beide Menisken wurden, unter Verwendung eines Skalpell Nr. 11, mit einer 25 mm langen longitudinalen und vollständigen vertikalen Läsion

versehen. Diese befand sich im Bereich des Meniskushinterhorns, 3 mm vom meniskosynovialen Übergang entfernt (siehe Abbildung 9).

Nachfolgend wurde die Meniskusbasis, entsprechend der Ausmaße der Auflagefläche des Distraktionskraftsensors, welche eine Größe von 10 mm x 5 mm aufwies, dargestellt.



Abbildung 9: Meniskusläsion (longitudinal-vertikal)

Nachdem alle Vorbereitungen, welche in dem nächsten Punkt ausführlich beschrieben werden, abgeschlossen waren, folgte der Verschluss der Gelenkkapsel. Die Seitenbänder mit den durch Osteotomie abgetragenen Knochenanteilen wurden zur Wiederherstellung der mediolateralen Stabilität reinsertiert. Dafür kamen 6,5 mm x 40 mm Spongiosaschrauben zuzüglich Spikeunterlegscheibe zum Einsatz. Den Abschluss bildete die Naht der Kapselinzisionen. Die Präparation erfolgte zeitversetzt, d. h. nach dem Durchmessen des ersten Meniskus wurde die Gelenkkapsel an dieser Stelle wieder verschlossen und danach der andere Meniskus präpariert.

2.8 ANSCHLUSS DES DISTRAKTIONS-KRAFTSENSORS

Um die Kraft messen zu können, welche den Meniskusriß auseinander drückt bzw. zieht, ist es notwendig, sie geeignet auf das Sensorsystem zu übertragen. Aufgrund der deutlich geringeren Dehnbarkeit im Vergleich zu Nahtmaterial, wurde flexibler, geflochtener Stahldraht eingesetzt (Durchmesser 0,35 mm). Dieser hatte eine nominelle Zugbelastbarkeit von 68 N.

Im folgenden Abschnitt wird der Anschluss des ca. 2 g schweren Distractionskraftsensors erläutert.

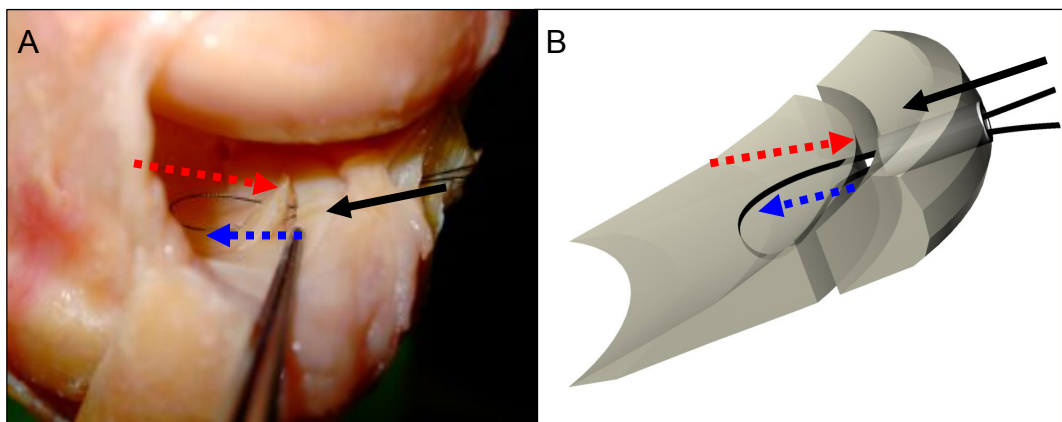


Abbildung 10A und 10B: Punktionsdarstellung in situ und 3D Modell zur besseren Übersicht

Im ersten Schritt (siehe Abbildung 10A und 10B) wurde eine Punktionskanüle (BD Microlance TM 3 0,9 x 40), mit dem Stahldraht darin, von der Meniskusbasis bis zum Läsionsspalt gesteckt (schwarzer Pfeil). Die Kanüle verblieb vorerst in dieser Position. Danach wurde eine zweite Kanüle derselben Größe (roter Pfeil) in Gegenrichtung d. h. von der Meniskusperipherie bis zum Läsionsspalt vorgeschoben. Durch diese zweite Kanüle gelangte der Draht in den peripheren Anteil der Läsion, zum inneren Meniskussegment. Es folgte die Rückführung des Drahtes im Sinne einer Vertikalnaht in den Läsionsspalt. Dazu wurde die zweite Kanüle (roter Pfeil) entfernt und vom Läsionsspalt in Richtung inneres Meniskussegment geführt (blauer Pfeil) und danach der Draht durchgesteckt. Nach Entfernung dieser Kanüle (blauer Pfeil) zog der Draht innerhalb der ersten Kanüle durch die Meniskusbasis, weiter über den Läsionsspalt und dann als Vertikalnaht vom peripheren Läsionsanteil zurück zum Läsionsspalt. Die verbliebene erste

Kanüle (schwarzer Pfeil) nahm beide Drahtenden auf, sodass diese nur in einem Stichkanal durch das Meniskusbasisgewebe verliefen.

Druckbelastung des Kniegelenkes führt zu einer starken Kompression des Meniskusgewebes. Diese wiederum würde zu einer Erhöhung der Gleitreibung des Drahtes führen. Aus diesem Grund wurde eine Metallröhre, mit einem Innendurchmesser von 0,9 mm und 3 mm Länge, von der Meniskusbasis bis zum Läsionsspalt installiert. In dieser konnten die Drahtenden von äußerer Kompression abgeschirmt gleiten. Die Metallröhre hatte eine Druckfestigkeit von 35 MPa, deutlich mehr als der zu erwartete tibiofemorale Kontaktdruck (Thambyah et al. 2005). Die durch die Meniskusbasis verlaufenden Drahtenden traten gemeinsam aus der Metallröhre in die Hohlbohrung der Meniskusbasisauflage. Es folgte die Befestigung der beiden durch den Distractionskraftsensor verlaufenden Drahtenden an dessen Stellschraube (Abbildungen 11A und 11B).

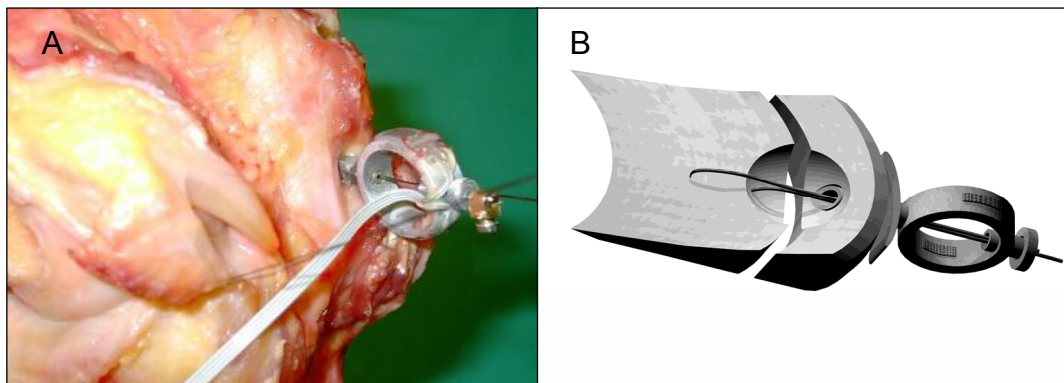


Abbildung 11A und 11B: (links) im posteolateralen Kniegelenksbereich angeschlossener Sensor, (rechts) schematische 3D Grafik des Meßsystems am Innenmeniskus

2.9 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

In die am Versuchsplatz fest montierte Kniehalterung wurde zuerst das fertig präparierte Knie (siehe Kapitel 2.7 Kniepräparation), beginnend mit der Tibiahülse eingepasst. Die Entfernungen zwischen Kniegelenkspalt zu distalem Ende der Tibiahülse und proximalem Ende der Femurhülse betragen jeweils 45 cm in Anlehnung an durchschnittliche anatomische Längenangaben (Strecker et al. 1997).

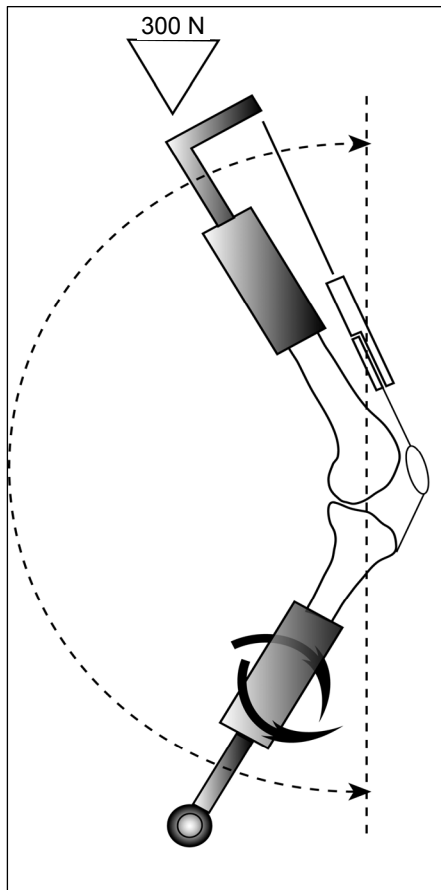


Abbildung 12: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus (Kniemodell mit Halterungen)

Danach erfolgte das lockere Einspannen der Quadrizepssehne in den Kupferzylinder und die Vereisung des Zylinders einschließlich der Sehne unter Temperaturkontrolle (Kapitel 2.3. Krafteinleitungssystem, Abbildung 4). Nach dem Einfrieren wurde das Gewichtauflagensystem auf die Femurhülse gesteckt und die am Kupferzylinder sitzende Spannschraube mit Hilfe eines Gewindehakens eingehängt. Anschließend konnte der Distractionskraftsensor an den Enden des Drahtes befestigt werden, welcher während der Kniepräparation entsprechend einer Vertikalnaht die

Meniskusläsion adaptierte. Der Drehmomentsensor wurde abschließend in die dafür vorgesehene Bohrung der Kniehalterung (Abbildung 3) eingesetzt. Am Anfang jeder Versuchsreihe lag folgende Grundeinstellung vor:

1. Distraktionskraftsensor am medialen Meniskus
2. Knieextension 0°
3. vorderes und hinteres Kreuzband intakt
4. keine zusätzliche Gewichtsbelastung

Nach Ausrichtung des Knies in Nullstellung erfolgte der Nullabgleich der Sensoren über die Messsoftware. Da der Distraktionskraftsensor so an den Drahtenden fixiert wurde, dass noch keine Spannung des Drahtes über dem Meniskusriss vorlag, kam jetzt die Stellschraube zum Einsatz (Abbildung 6). Durch Auswärtsdrehung der Stellschraube spannte sich der Draht, bis mit der Messsoftware eine geringe Vorspannung von 1 N registriert werden konnte.

Im Folgenden wurde mit Hilfe des Drehmomentsensors eine Innen- und Außenrotationsbewegungen mit einem Drehmoment von 5 Nm durchgeführt. Dieses Rotationsdrehmoment wurde in Übereinstimmung mit Studien von Oakes et al. (Oakes et al. 2002) und Vogrin et al. (Vogrin et al. 2000) gewählt. Das Messsystem registrierte das Rotationsdrehmoment, die Rotationswinkel und die Distraktionskräfte über der Meniskusläsion. Nach Ende der Echtzeitmessung wurden die Daten in einer Datei gespeichert.

Der nächste Messdurchgang hatte den identischen Ablauf wie beschrieben, mit der Ausnahme, dass eine zusätzliche Gewichtsbelastung von 300 N wirkte. Die Höhe der Belastung orientierte sich nicht an dem Gewicht eines durchschnittlichen Beins, sondern an der durchschnittlichen Belastung während des beidbeinigen Standes oder in der Hocke.

Danach erfolgte die Änderung des Flexionswinkels, wiederum erst ohne und dann mit zusätzlicher Gewichtsbelastung. Die eingestellten Flexionswinkel betragen 0° , 30° , 60° , 90° und 120° . Bei einer fest vorgegebenen Länge des Extensorensystems werden die resultierenden tibiofemorale Kontaktkräfte durch den Flexionswinkel und die Gewichtsbelastung des proximalen Femur bestimmt. In Anlehnung an die Bedingungen in vivo kam es mit zunehmender Beugung zu einem Anstieg der auf das Kniegelenk wirkenden Kräfte, hervorgerufen durch den

Hebeleffekt. Schätzungsweise erreichen sie bis 4000 N (Dahlkvist et al. 1982).

Nach der Durchführung sämtlicher Messungen für den medialen Meniskus wurde der Distraktionskraftsensor an den lateralen Meniskus befestigt. Die oben beschriebenen Versuchsdurchgänge wiederholten sich entsprechend. Intermittierend musste der Kupferzylinder mit der Quadrizepssehne über das CO₂ System gekühlt werden. Um der Austrocknung des Kniegelenkes vorzubeugen wurde regelmäßig Synovia in den Gelenkspalt appliziert und das Knie äußerlich mit 0,9 % NaCl befeuchtet.

Im Anschluss an die Messungen für den lateralen Meniskus folgten die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes und die Messung analog dem beschriebenen Vorgehen.

Die Messreihen nach Durchtrennung des VKB zeigten, dass durch diesen Eingriff erhebliche Stabilitätseinbußen am Kniegelenk die Folge waren. Letztendlich konnten die im oberen Abschnitt erläuterten Messreihen nicht in dieser Art und Weise durchgeführt werden. Es traten Luxations- und Subluxationsstellungen, verbunden mit enormer Belastung der Messinstrumente auf. Um diese nicht zu beschädigen, wurde auf weitere Messreihen verzichtet.

2.10 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Die Messwerte wurden gemittelt und in Abhängigkeit zur anliegenden Vorspannung korrigiert. Mit Hilfe einer eigens programmierten Computersoftware (VBA, Microsoft) wurden die verwendeten Drehmomente analysiert und die Kräfte bei einem Drehmoment von 5 Nm gefiltert. Für die statistische Analyse kam das Computerprogramm SPSS[®] v.11 (SPSS Inc., Chicago/Illinois, USA) zum Einsatz. Die gesammelten Daten wurden mittels t-Test gegen die postulierte Grenze von 10 N ausgewertet. Ein Alpha Level von $p < 0,05$ war Grundlage für das statistische Signifikanzniveau. Alle Messwerte werden als Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall angegeben.

3 ERGEBNISSE

3.1 BEOBACHTUNGEN WÄHREND DER VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Nach dem Beginn der Messung und Einleitung des Rotationsdrehmomentes, erfolgte die Registrierung von Distraktionskräften. Um genügend Daten für die Auswertung zu erhalten, wurden in einem Messdurchlauf wiederholt Innen- und Außenrotationsbewegungen durchgeführt. Da die verwendete Rotationskraft von Hand ausgeführt wurde, konnte bereits während der Datenaufzeichnung registriert werden, dass mit zunehmender Rotationskraft auch die Distraktionskraft zunahm.

Diagramm 2 stellt einen, der Veranschaulichung dienenden, Ausschnitt aus einer Testmessung dar. Das manuell eingeleitete Rotationsdrehmoment (rote Kurve) wird langsam gesteigert, simultan erhöhen sich die Kurvenausschläge für die Distraktionskraft (blaue Kurve) über der Meniskusläsion. Die positiven Ausschläge des Rotationsdrehmomentes kennzeichnen Außenrotation. Entgegengesetzte, also negative Ausschläge, wären bei Innenrotationsbewegungen zu verzeichnen.

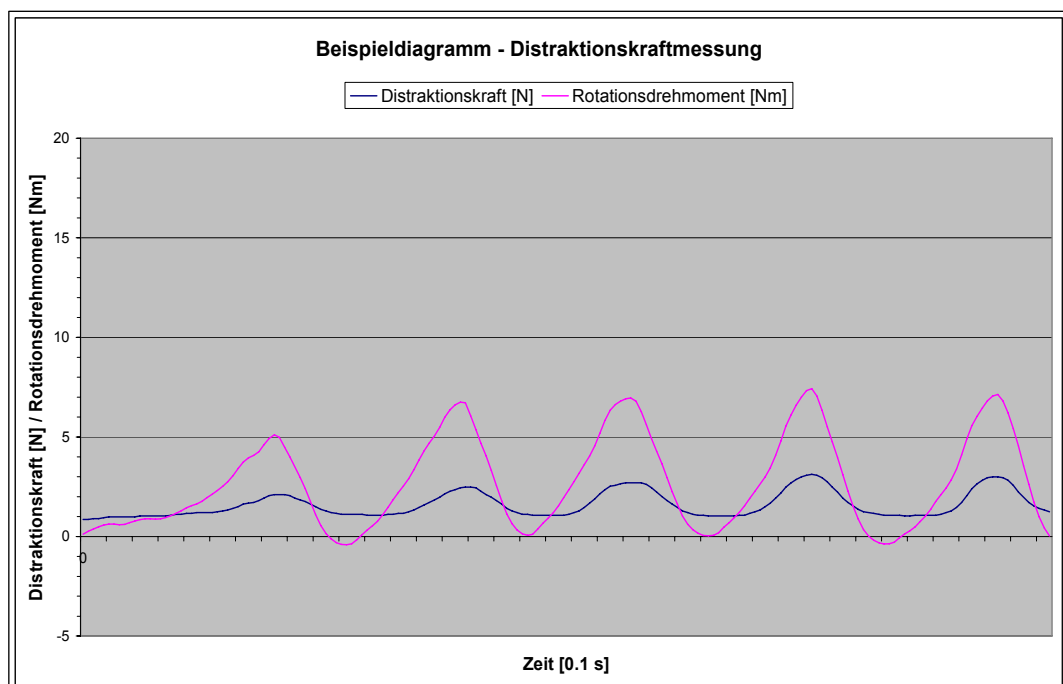


Diagramm 2: Beispiel eines Messvorganges, die blaue Linie zeigt die Distraktionskraft am medialen Meniskus in Abhängigkeit zum Außenrotationsdrehmoment über der Zeit (100 ms / Teilstrich)

Problematisch stellten sich die letzten Versuchsreihen dar, bei diesen wurden vor Versuchsbeginn das vordere Kreuzband durchtrennt. Es kam, durch den Verlust der Funktion des vorderen Kreuzbandes zu extremen Instabilitäten und verbunden damit, zu enormen Distractionskräften. Diese Versuchsreihen konnten nicht vollständig beendet werden. Grund dafür war zum einen der Schutz des Messsystems, zum anderen Subluxationen und Luxationsstellungen der Kniegelenke. Unter diesen Umständen war eine repräsentative und reproduzierbare Krafteinleitung nicht gegeben.

3.2 ERGEBNISSE MEDIALER MENISKUS

Die Distraktionskräfte bei einem Drehmoment von 5 Nm wurden für die statistische Auswertung selektiert.

Wie postuliert wurde, betragen die entstehenden Kräfte unter normalen Belastungsverhältnissen wenige Newton. Zumindest von der Seite der Versuchsbeobachtung konnte gezeigt werden, dass der Kniestabilität durch die Bandstrukturen des Kniegelenkes eine große Bedeutung zukommt. Es zeigte sich im Versuch mehrmals, dass bedingt durch größere Instabilität auch mit deutlich höheren Distraktionskräften zu rechnen ist.

In den Tabellen 1 und 2 sind die gemessenen Distraktionskräfte, bei vorgegebenen Flexionswinkeln, für den medialen Meniskus dargestellt. Die erste Tabelle umfasst die Ergebnisse bei Innen- und Außenrotation, ohne zusätzliche Gewichtsbelastung. Die zweite Tabelle umfasst die Ergebnisse bei Innen- und Außenrotation, mit zusätzlicher Gewichtsbelastung. Die Daten wurden deskriptiv analysiert. Alle Messergebnisse wurden gesammelt und Mittelwerte mit dem dazugehörigen 99 % Konfidenzintervall gebildet. Ein t-Test der gesamten Daten unter allen Bedingungen wurde gegen die Grenze von 10 N durchgeführt. Der Mittelwert der gemessenen Distraktionskräfte betrug 4,7 N und war somit signifikant unterhalb der 10 N Grenze ($P < 0,01$) bezogen auf alle durchgeführten Testbedingungen. Die höchste gemessene Kraft (bei 5 Nm Drehmoment) betrug 6,73 N.

Zusätzliche Gewichtsbelastung führte zu statistisch signifikant erhöhten Distraktionskräften von durchschnittlich 2 N auf 2,6 N. Die Rotationsrichtung (Innen- / Außenrotation) hatte keinen signifikanten Einfluss auf die gemessenen Distraktionskräfte, ebenso wie der verwendete Flexionswinkel.

Tabelle 1: Distractionskräfte medialer Meniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, in Innenrotation und Außenrotation, ohne zusätzliche Gewichtsbelastung

Flexionswinkel	Innenrotation			Außenrotation		
	n	Mittelwert ± Standardabweichung	99 % Konfidenzintervall	n	Mittelwert ± Standardabweichung	99 % Konfidenzintervall
0°	24	1,99 ± 1,38	[1,20;2,78]	8	1,17 ± 0,02	[1,14;1,20]
30°	74	2,71 ± 1,56	[2,23;3,19]	31	2,67 ± 1,78	[1,79;3,55]
60°	81	1,95 ± 1,04	[1,64;2,25]	50	2,01 ± 1,26	[1,53;2,49]
90°	62	1,59 ± 0,58	[1,40;1,79]	47	2,71 ± 0,99	[2,32;3,10]
120°	59	1,52 ± 0,06	[1,50;1,54]	16	1,26 ± 0,25	[1,08;1,44]

Tabelle 2: Distractionskräfte medialer Meniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, in Innenrotation und Außenrotation, mit zusätzlicher Gewichtsbelastung

Flexionswinkel	Innenrotation			Außenrotation		
	n	Mittelwert ± Standardabweichung	99 % Konfidenzintervall	n	Mittelwert ± Standardabweichung	99 % Konfidenzintervall
0°	75	2,36 ± 0,93	[2,08;2,65]	30	1,45 ± 0,21	[1,34;1,55]
30°	48	3,14 ± 1,99	[2,37;3,92]	30	4,72 ± 1,21	[4,12;5,33]
60°	46	1,98 ± 0,96	[1,60;2,36]	59	1,82 ± 0,84	[1,54;2,11]
90°	68	3,42 ± 2,31	[2,68;4,17]	46	2,62 ± 1,14	[2,17;3,07]
120°	48	2,47 ± 0,76	[2,18;2,77]	27	1,64 ± 0,17	[1,55;1,73]

Die folgenden Diagramme dienen zur grafischen Veranschaulichung der Daten. In den Diagrammen 3 und 4 ist ein Vergleich der Ergebnisse bei Innenrotation und Außenrotation in Abhängigkeit von der Belastung dargestellt. Diagramm 5 und 6 stellen einen Vergleich der Ergebnisse mit und ohne Belastung in Abhängigkeit von der Rotationsrichtung dar.

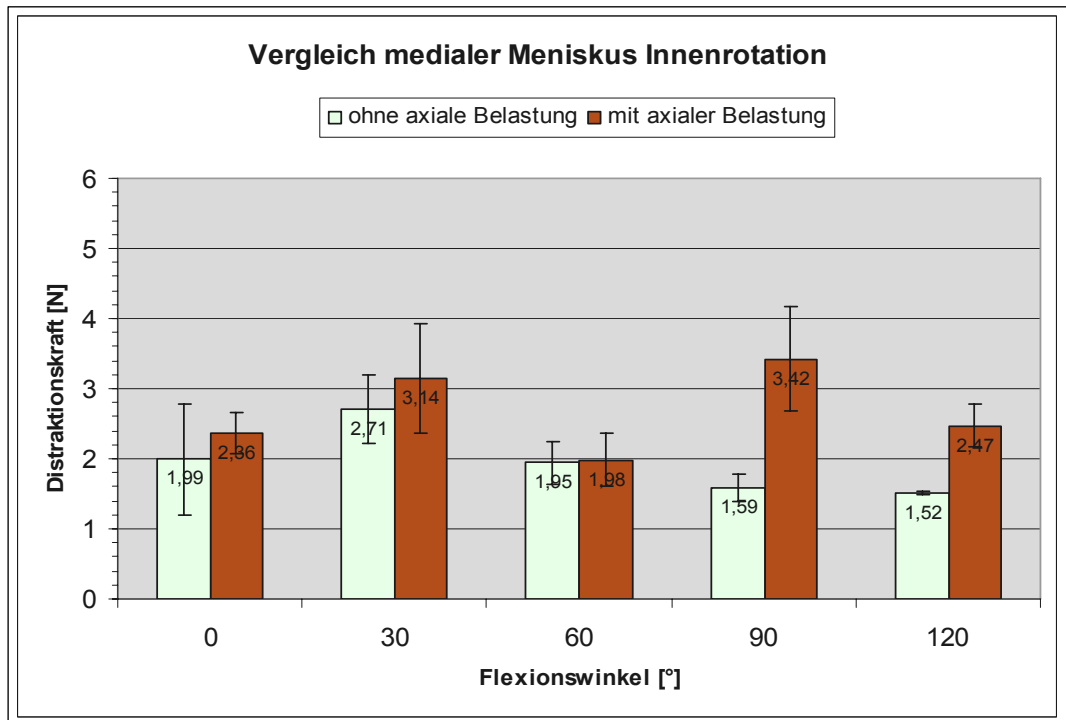


Diagramm 3: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distractionskräfte [N] am Innenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, unter Innenrotation ohne und mit zusätzlicher Gewichtsbelastung

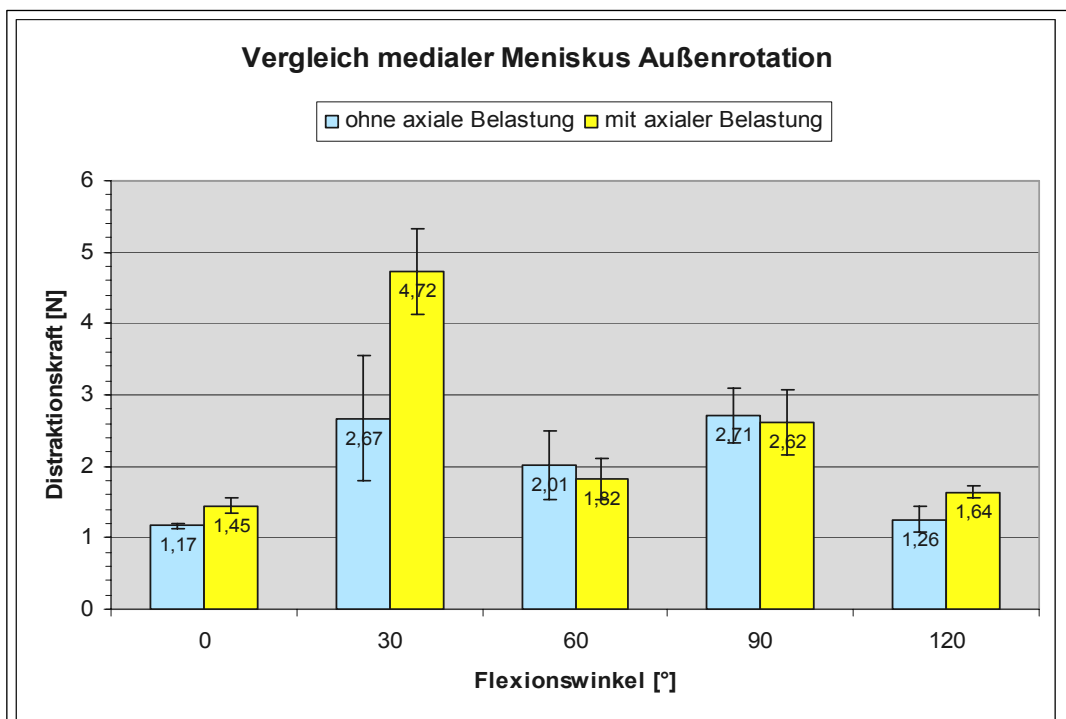


Diagramm 4: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distractionskräfte [N] am Innenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, unter Außenrotation ohne und mit zusätzlicher Gewichtsbelastung

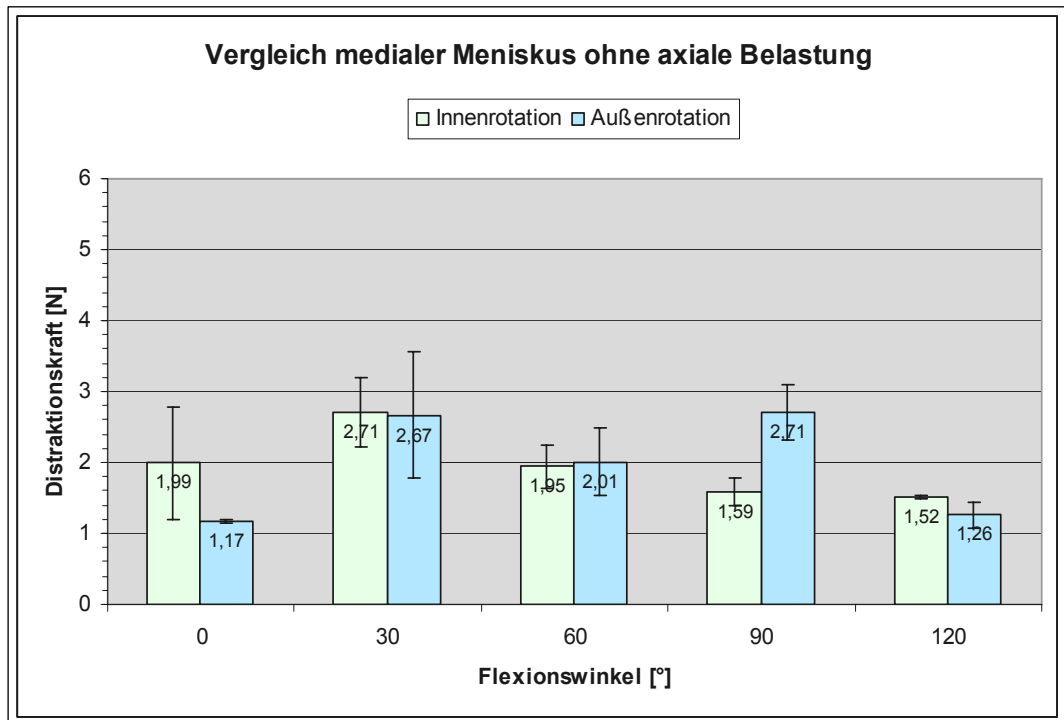


Diagramm 5: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distractionskräfte [N] am Innenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, ohne zusätzliche Gewichtsbelastung, unter Innen- und Außenrotation

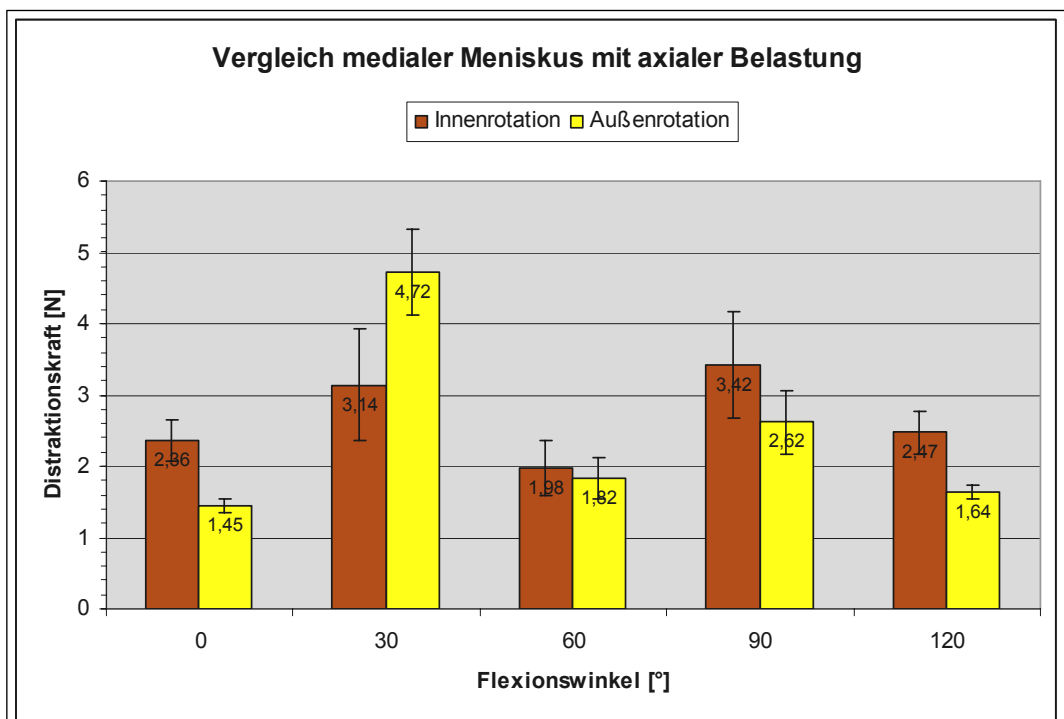


Diagramm 6: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distractionskräfte [N] am Innenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, mit zusätzlicher Gewichtsbelastung unter Innen- und Außenrotation

3.3 ERGEBNISSE LATERALER MENISKUS

In den Tabellen 3 und 4 sind die gemessenen Distraktionskräfte als Mittelwerte mit Standardabweichung zuzüglich der 99 % Konfidenzintervalle, bei vorgegebenen Flexionswinkeln, für den lateralen Meniskus dargestellt. Die Tabelle 3 umfasst die Ergebnisse bei Innen- und Außenrotation, ohne zusätzliche Gewichtsbelastung. Die Tabelle 4 umfasst die Ergebnisse bei Innen- und Außenrotation, mit zusätzlicher Gewichtsbelastung. Alle Messergebnisse wurden gesammelt und Mittelwerte mit dem dazugehörigen 99 % Konfidenzintervall gebildet. Ein t-Test der gesamten Daten unter allen Bedingungen wurde gegen die Grenze von 10 N durchgeführt.

Der höchste gemessene Distraktionskraft innerhalb des 99 % Konfidenzintervalls lag bei der gesamten Messreihe (unter allen durchgeführten Testbedingungen) unterhalb von 5 N und somit signifikant unterhalb der 10 N Grenze ($p < 0,01$). Die höchste gemessene Kraft (bei 5 Nm Drehmoment) betrug 6,3 N. Die Rotationsrichtung (Innen- / Außenrotation) hatte keine signifikante Veränderung der gemessenen Distraktionskräfte zur Folge, ebenso wenig wie der verwendete Flexionswinkel oder der Einfluss einer zusätzlichen Gewichtsbelastung.

Tabelle 3: Distraktionskräfte lateraler Meniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, in Innenrotation und Außenrotation, ohne zusätzliche Gewichtsbelastung

Flexions- winkel	Innenrotation			Außenrotation		
	n	Mittelwert ± Standard- abweichung	99 % Konfidenzintervall	n	Mittelwert ± Standard- abweichung	99 % Konfidenzintervall
0°	44	3,06 ± 1,28	[3,46;2,66]	16	1,98 ± 0,36	[2,19;1,77]
30°	62	1,70 ± 0,28	[1,79;1,61]	27	1,75 ± 0,66	[2,02;1,46]
60°	89	2,28 ± 0,77	[2,46;2,10]	49	1,38 ± 0,18	[1,45;1,31]
90°	50	1,54 ± 0,30	[1,64;1,44]	52	1,95 ± 0,90	[2,22;1,68]
120°	50	2,56 ± 1,57	[3,03;2,09]	50	1,96 ± 0,62	[2,15;1,77]

Tabelle 4: Distractionskräfte lateraler Meniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, in Innenrotation und Außenrotation, mit zusätzlicher Gewichtsbelastung

Flexionswinkel	Innenrotation			Außenrotation		
	n	Mittelwert ± Standardabweichung	99 % Konfidenzintervall	n	Mittelwert ± Standardabweichung	99 % Konfidenzintervall
0°	19	2,94 ± 0,70	[3,29;2,58]	6	2,09 ± 0,79	[2,94;1,24]
30°	59	1,66 ± 0,41	[1,78;1,53]	31	1,31 ± 0,38	[1,46;1,16]
60°	62	1,61 ± 0,33	[1,71;1,51]	47	1,08 ± 0,07	[1,12;1,04]
90°	83	1,43 ± 0,43	[1,54;1,31]	37	1,09 ± 0,17	[1,16;1,01]
120°	43	2,60 ± 1,36	[3,03;2,16]	27	1,93 ± 0,68	[2,22;1,64]

Wie bereits bei den Ergebnissen zum medialen Meniskus sollen die folgenden Diagramme zur grafischen Veranschaulichung der Daten beitragen. In den Diagramm 7 und 8 ist ein Vergleich der Ergebnisse bei Innenrotation und Außenrotation in Abhängigkeit von der Belastung dargestellt. Diagramm 9 und 10 stellen einen Vergleich der Ergebnisse mit und ohne Belastung in Abhängigkeit von der Rotationsrichtung dar.

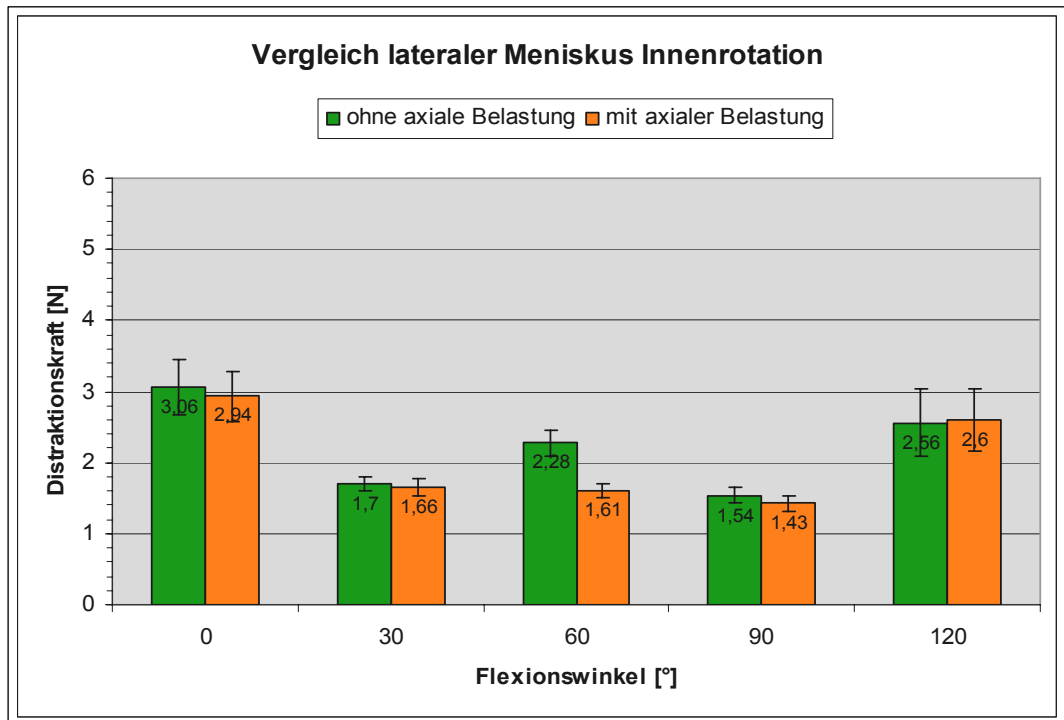


Diagramm 7: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distractionskräfte [N] am Außenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, unter Innenrotation ohne und mit zusätzlicher Gewichtsbelastung

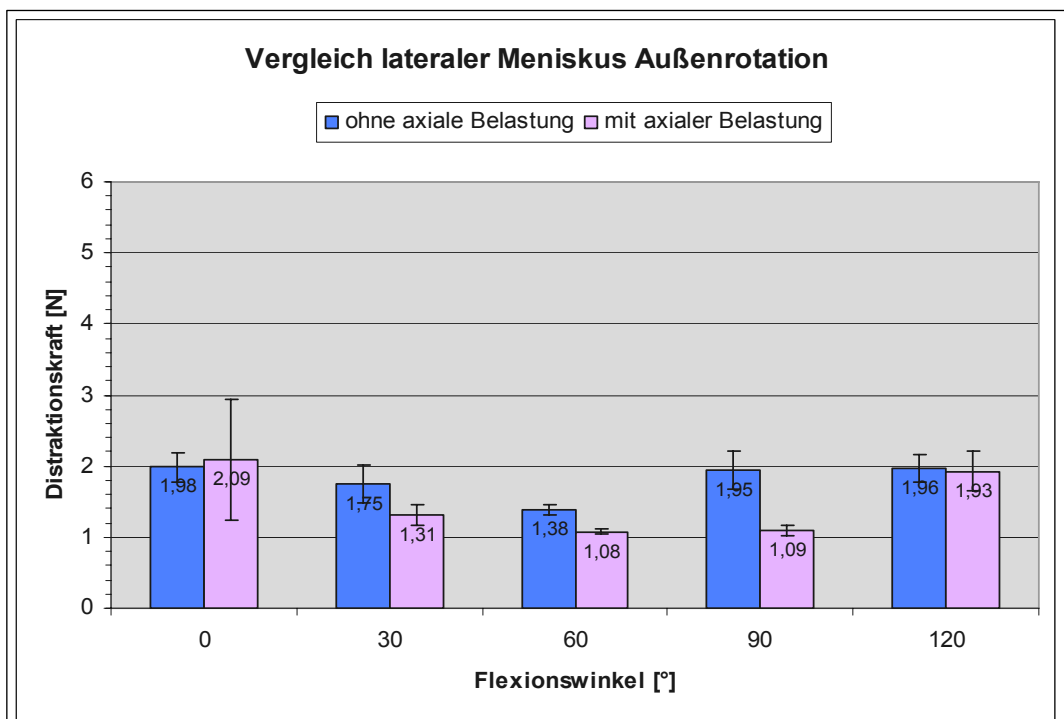


Diagramm 8: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distractionskräfte [N] am Außenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, unter Außenrotation ohne und mit zusätzlicher Gewichtsbelastung

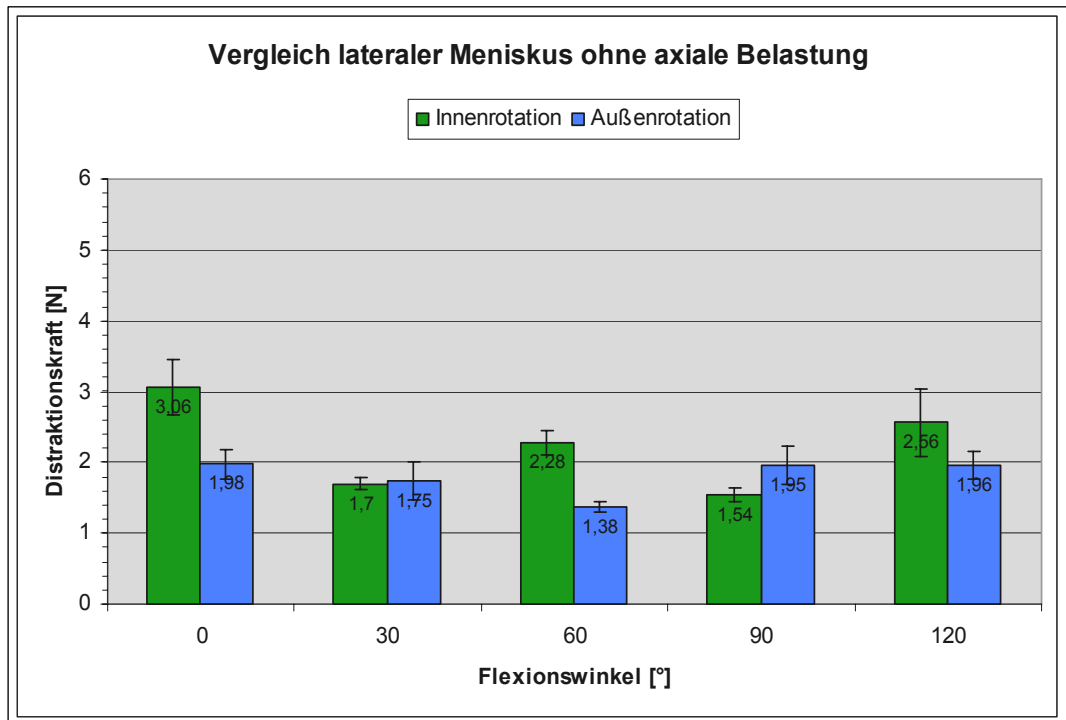


Diagramm 9: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distraktionskräfte [N] am Außenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, ohne zusätzliche Gewichtsbelastung, unter Innen- und Außenrotation

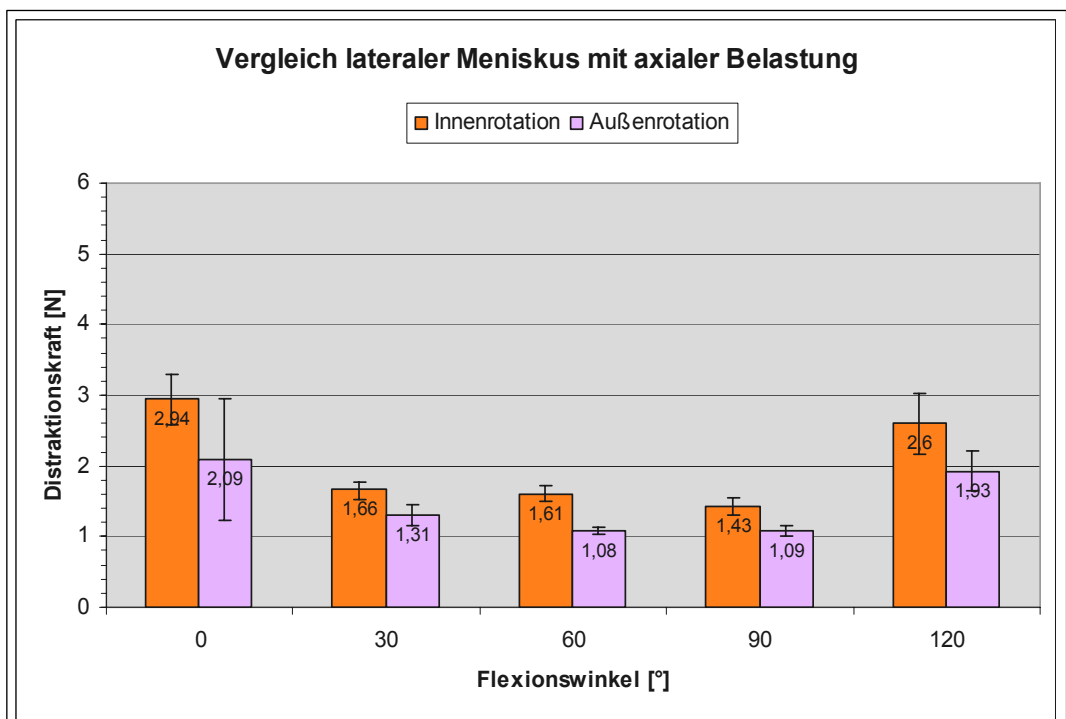


Diagramm 10: Darstellung der Mittelwerte mit 99 % Konfidenzintervall der Distraktionskräfte [N] am Außenmeniskus, ermittelt bei 0°, 30°, 60°, 90° und 120°, mit zusätzlicher Gewichtsbelastung, unter Innen- und Außenrotation

4 DISKUSSION

In der vorgelegten experimentellen Arbeit wurden die Distraktionskräfte an Meniskuskorbhenkelrissen des medialen und lateralen Meniskus bestimmt. Die Experimente wurden mit unterschiedlichen Flexionswinkeln während Innenrotation und Außenrotation des Kniegelenkes, sowie mit und ohne zusätzliche Gewichtsbelastung durchgeführt. Trotz einer Reihe unterschiedlicher Versuchsanordnungen betragen die durchschnittlich gemessenen Kräfte nicht mehr als 5 N. Die von uns ermittelten Resultate decken sich weitestgehend, aufgrund vergleichbarer Größenordnungen, mit denen anderer Untersuchungen, die sich in der Vergangenheit ebenfalls mit dieser Problematik auseinander gesetzt hatten. In den meisten Studien erfolgte jedoch die isolierte Untersuchung entweder des medialen oder lateralen Meniskus.

Mit einem ähnlichen methodischen Aufbau wie Kirsch (Kirsch et al. 1998), bei Untersuchungen des medialen und lateralen Meniskus, Kräfte unter 10 N nach. Diese Studie besaß aber die Einschränkung, dass der Einfluss einer zusätzlich wirkenden Gewichtsbelastung nicht untersucht wurde. Der Meniskus unterliegt physiologisch einer starken axialen Belastung, sodass das Körpergewicht des Patienten, beziehungsweise ein Teil davon, eine relevante Einflussgröße bei solchen Untersuchungen darstellt.

Durselen et al. (Durselen et al. 2003a) wählten ein indirektes Verfahren, um die Höhe der Distraktionskräfte an medialen Meniskusrissen von Schweineknieen zu bestimmen. Sie entwickelten eine komplizierte Methode, mit welcher die sich verändernde Risslücke, bei unterschiedlicher Belastung und verschiedenen Bewegungen, gemessen wurde. Eine maximale Risslücke von 1,59 mm wurde bei einer maximalen axialen Belastung von 200 N, Valgusstress und Außenrotation nachgewiesen. Basierend auf den Ergebnissen stellten die Autoren die Hypothese auf, dass die aufgetretenen Kräfte maximal 8,4 N betragen und somit in Übereinstimmung mit den eigenen Ergebnissen unter 10 N liegen.

Ganley et al. (Ganley et al. 2000) bedienten sich der Computertomografie (CT), um das Verhalten der Rissbreite eines künstlich gesetzten medialen Korbhenkelrisses darzustellen und zu untersuchen. Verwendung fanden humane Spenderknie. Sie platzierten Metallmarker sowohl in den zentralen (inneren), als auch in den peripheren (äußeren) Rissrand und versorgten den Riss mittels Naht. Danach ermittelten sie in den CT Untersuchungen Veränderungen der Markerpositionen während unterschiedlicher Flexionswinkeleinstellungen, verbunden mit wechselnden Belastungsbedingungen. Diese Versuche wurden nach Nahtentfernung wiederholt. Ein geringes Auseinanderweichen der Risskanten von 0,5 mm wurde unabhängig von Flexionswinkel, Naht und Belastung gefunden. In dieser Studie betrug der maximale Flexionswinkel lediglich 60°.

In einer vor kurzem von Richards et al. publizierten Studie (Richards et al. 2005), über Korbhenkelrisse des lateralen Meniskus an Schweineknie, untersuchten die Autoren das Auftreten von Drücken in der Risslücke. Ein positiver Druck wurde, mit Hilfe eines Druckwandlers innerhalb des Risses, während des gesamten Bewegungszyklus registriert. Auf diese Weise wurde gezeigt, dass keine Distraktionskraft den Risspalt auseinander drängt. Somit steht dies augenscheinlich im Gegensatz zu den zuvor zitierten Ergebnissen, einschließlich der eigenen Resultate. Eine Einschränkung bei der Interpretation ihrer Studie ergab sich daraus, dass Schweineknie verwendet wurden.

Durch zunehmende axiale Belastung resultiert eine zirkuläre Kraftausbreitung im Meniskus (engl. hoop stress). Die Kräfte werden in Richtung des Meniskusvorderhorns bzw. -hinterhorns geleitet. Dies ist bedingt durch die Keilform der Menisken. Der entstehende hoop stress kann zumindest eine Erklärung für die geringen radiären Distraktionskräfte bzw. den Druck in Richards Studie sein. Obwohl die Anatomie eines Schweinekniegelenkes zumindest makroskopisch vergleichbar mit der des Menschen ist, sind deutliche Unterschiede in der Biomechanik nachgewiesen. Durch die Analysen von Schweinekreuzbändern sind solche Unterschiede schon länger bekannt. So korrespondiert beispielsweise eine maximale Streckung des Schweinekniees mit einer Beugung von 30° bezogen

auf das menschliche Knie (Fuss 1991). Im Vergleich zu humanen Menisken ist die Keilform des Schweinemeniskus im Radiärschnitt ausgeprägter.

Ausgehend von unserem wohl eher statischen Messaufbau, der der dynamischen Realität nicht voll entspricht, muss einschränkend bemerkt werden, dass durch geringe räumliche Veränderungen des Risses, wie sie bei komplexen Bewegungsmustern vorkommen, das Auftreten von unterschiedlichsten Scherbewegungen erfolgen könnte, die wiederum für die geringen Distraktionskräfte in dieser Studie verantwortlich sind. Zu bedenken ist ebenso, dass ein Druckwandler lediglich in der Lage ist Drücke zu messen. In dieser Funktion ist er abhängig von diversen Einflüssen. Allein die Änderung der streng horizontalen Ausrichtung, hervorgerufen nicht während der Platzierung, sondern durch geometrische Verformungen und Veränderungen im Zuge der Kraftübertragung und Bewegung im Kniegelenk, ist kaum vermeidbar und kann von Auswirkung sein.

Meniskusrisse mit der klassischen Korbhenkelform sind relativ häufig zu diagnostizieren (Binfield et al. 1993; Metcalf and Barrett 2004). Die Mechanismen, welche zur Entstehung von Korbhenkelrissen führen, sind nicht hinreichend bekannt und erklärend. Es ist anerkannt, dass Meniskusgewebe nicht einheitlich, sondern stark anisotrop ist. Die Zugfestigkeit ist in radiärer Richtung wesentlich geringer als in zirkulärer (Proctor et al. 1989; Fithian et al. 1990). Kniegelenksbeugung in Verbindung mit Rotationsbewegungen wird wiederholt als auslösende Ursache für das Entstehen von Meniskusrissen genannt. Doch es sind nur wenige Details über Kräfte und deren Richtung in Wirkung auf den Meniskus erforscht. Generell könnten Distraktionskräfte oder Scherkräfte, die in senkrechter Richtung auf die zirkulären Fasern der Menisken wirken, Korbhenkelrisse verursachen. Uns sind keine experimentellen, publizierten Daten bekannt, welche etwas über Scherkräfte und deren Größenordnung aussagen. Eine Vielzahl von Simulationen ist durch die Unsicherheit und Unwissenheit der Einflussparameter limitiert. Stewart zeigte in einer in vitro Studie, dass durch Kniegelenksbeugung in Verbindung mit Rotationsbewegungen Korbhenkelrisse entstehen können und zwar während physiologischer Belastung (Stewart and Erskine 1979). Er konnte aber nicht die Frage beantworten, ob Scherkräfte, Distraktionskräfte oder beide die Risse

verursachten. Das verwendete Drehmoment für die Rotation war in seiner Studie deutlich höher als in dieser.

Das Ziel dieser Arbeit bestand nicht darin, das Ausmaß der von außen wirkenden Kräfte zu bestimmen, die benötigt werden, um Meniskugewebe zu zerstören, sondern die Höhe der Distraktionskräfte zu ermitteln, wie sie bei Aktivitäten unter durchschnittlichen Rehabilitationsbedingungen zu erwarten sind.

Dem Autor ist keine Publikation bekannt, in der das auf das Kniegelenk wirkende Rotationsdrehmoment, unter normalen täglichen Aktivitäten, bestimmt wurde. Die Höhe des in dieser Studie verwendeten Drehmomentes ergab sich zum einem aus Daten einer Arbeit von Shoemaker und Markolf (Shoemaker and Markolf 1982). Sie untersuchten die Rotationsstabilität des Kniegelenkes. Aufzeichnungen erfolgten in Form von Rotationsdrehmoment versus Rotationswinkel Kurven. Zum anderen flossen Daten über die Größe der Rotationswinkel unter normalen Bedingungen ein. Komistek et al. untersuchten die axiale Knierotation während des Gehens und tiefer Kniebeuge (Komistek et al. 2003). Kombiniert man die Daten von Komistek et al. mit den zuvor erwähnten Kurven von Shoemaker und Markolf, ist davon auszugehen, dass bei normalem Gehen und Kniebeugung ein Rotationsdrehmoment von ca. 5 Nm anliegt. Shoemaker fand in seiner Studie heraus, dass die untersuchten Probanden ein Rotationsdrehmoment ab 10 Nm als unangenehm empfanden. An weiteren Testknieen zeigten sich Verletzungen des Bandapparates bei 30 - 40 Nm (Shoemaker and Markolf 1982).

Die Hypothese dieser Studie war, dass Distraktionskräfte von klinisch relevanter Höhe vorkommen. Es wurde angenommen, dass diese Kräfte unter speziellen Bedingungen außerhalb des Toleranzbereiches der aktuell eingesetzten Nahttechniken zur Versorgung von Korbhellenläsionen liegen und somit klinisch bedeutsam sind.

Farnig und Sherman (Farnig and Sherman 2004) veröffentlichten eine Übersicht aus biomechanischen und klinischen Studien, bezogen auf operative Versorgungstechniken von Meniskusrisen. Obwohl diese Studien sehr unterschiedlich aufgebaut waren, zeigte es sich, dass ein Wert von

ungefähr 10 N das Minimum der Belastungsfähigkeit dieser Techniken bzw. Materialien darstellt. Somit wählten wir diesen Wert als Grenzpunkt bei der Evaluation unserer Daten.

In der hier präsentierten Arbeit wurden intakte Knie von jungen menschlichen Spendern untersucht, um ein möglichst breites Spektrum an klinischen Schlussfolgerungen ableiten zu können. Die Beschaffenheit des Meniskusgewebes scheint einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die mechanische Stabilität der Meniskusreparation zu haben. Studien, zur Untersuchung der Maximalbelastung im Sinne von Ausrisskräften, in denen Menisken von Schweinen oder Rindern verwendet wurden, veröffentlichten meist höhere Messergebnisse als solche, die menschliche Menisken untersuchten (Albrecht-Olsen et al. 1997; Becker et al. 2001; Dervin et al. 1997; Rankin et al. 2002; Walsh et al. 2001).

Signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Spezies wurden für verschiedene Parameter, wie Permeabilität, „Aggregat Modulus“ und Wassergehalt beschrieben. Einige Autoren beschrieben Unterschiede in Bezug auf die Steifigkeit zwischen Menisken von Menschen, Schweinen und Rindern (Proctor et al. 1989; Fithian et al. 1990). Rinder- und Schweinemenisken sind im Bereich des peripheren Randes deutlich dicker als humane Menisken. Diese oben genannten signifikanten biomechanischen Unterschiede wurden ebenfalls in der Arbeit von Joshi et al. (Joshi et al. 1995) und kürzlich von Sweigart und Mitarbeitern (Sweigart et al. 2004) veröffentlicht. Diese Ergebnisse rechtfertigen eine gewisse Vorsicht, wenn es um die Interpretation von Daten geht, welche in Studien ermittelt wurden, die kein menschliches Untersuchungsmaterial verwendeten. Deshalb griffen wir für diese Studie auf humane Knie von relativ jungen Spendern zurück. Menisken tierischer Herkunft werden oftmals wegen des großen Mangels an verfügbaren menschlichen Meniskuspräparaten verwendet. Das Meniskusgewebe älterer Spender zeigt fast immer degenerative Veränderungen, wohingegen sich das Meniskusgewebe junger Spender meist in einem gut erhaltenen Zustand befindet, aber schwer zu beschaffen ist. Somit ist es nicht verwunderlich, dass auch beim Vergleich der biomechanischen Eigenschaften von Meniskusgewebe innerhalb einer

Speziell signifikante Unterschiede existieren und bei der Interpretation mit berücksichtigt werden müssen.

In einer vorangegangenen Pilotstudie, präsentiert auf dem ISAKOS Kongress 2003 (Staerke and Becker 2003, unveröffentlichte Daten), wurden mit einigen Vorversuchsknien die Methoden für die Kniebelastung und das Messsystem ausgiebig getestet. Dabei wurde eine Materialtestmaschine (MTM) für Zug- und Drucksimulationen eingesetzt, um die Belastung des Kniegelenkes zu ermöglichen bzw. die in vivo Belastung zu simulieren. Diese Methode wurde frühzeitig verworfen. Während der Rotationsbewegung der Gelenkflächen von Femur und Tibia kommt es, aufgrund der variierenden konkaven und konvexen Form der Gelenkoberflächen, zu dreidimensionalen Ausdehnungs- und Stauchungseffekten. Im Falle von schnell ausgeführten Rotationsbewegungen ist die Technik der MTM zu langsam, um den Ausdehnungsbewegungen folgen zu können und somit die ausgeübte Druckkraft anzugleichen. Aufgrund dieser systembedingten Trägheit zeigte die MTM übermäßig hohe Spitzenkräfte von mehreren 1000 N an. Das heißt die Maschine zeigte diese Werte nicht nur an, sondern übertrug diese Kräfte, bedingt durch die Trägheit der Mechanik, auf das Kniegelenk. Ein weiterer Nachteil beim Einsatz einer solchen Maschine ergibt sich daraus, dass die Krafteinleitung auf das Kniegelenk unphysiologisch erfolgt. Da die Kraft erwiesenermaßen über die Quadrizepssehne und dann weiter über die Patellarsehne übertragen wird, sollte dies generell bei biomechanischen Untersuchungen am Kniegelenk berücksichtigt werden. Aus diesen Gründen resultierte die Entscheidung zur Eigenkonstruktion des auf reiner Gewichtsbelastung basierenden Belastungsmechanismus. Die in vivo Vorgaben sollten bestmöglich simuliert und die physiologischen Gegebenheiten berücksichtigt werden. Die Art der Gewichtsangwendung orientierte sich eng an den natürlichen Umständen. Abhängig vom Flexionswinkel ändern sich die übertragenen Kräfte im Kniegelenk, d. h. mit steigendem Flexionswinkel wirken größere Kräfte durch den langen Hebelarm des Femurs (Becker et al. 2005; Smidt 1973). In unserem Modell wurde dies berücksichtigt und das Knie nicht direkt knienah belastet, sondern am proximalen Femurende („der Hüfte“). Der Flexionswinkel wurde nicht durch die Haltevorrichtung vorgegeben, er ergab sich durch die

Längenänderung des Kryoklemmensystems, das die Kraftübertragung vermittelte. Dies geschah in Analogie zur menschlichen Kniestreckmuskulatur. Der Vorteil liegt darin, dass die Gelenkkomponenten nicht in einen unphysiologischen Bewegungsablauf gedrängt werden.

Die Platzierung des Distraktionskraftsensors wurde ebenfalls im Rahmen dieser Testdurchläufe überarbeitet. Ein Sensor, welcher außerhalb des Meniskus fest installiert wird hat folgenden, entscheidenden Nachteil. Bei Bewegungen im Kniegelenk kommt es zum einen zu Verformungen des Meniskusgewebes, zum anderen resultieren auch Ausgleichsbewegungen (Translokationen) des gesamten Meniskus. Da aus den gemessenen Kräften nicht ersichtlich ist, ob diese durch die Bewegungen des Meniskus verursacht werden oder die gewünschten Distraktionskräfte am Meniskusriss repräsentiert werden, ist die Platzierung des Sensors von immenser Bedeutung. Durch einen sehr leichten und kleinen Sensoraufbau besteht die Möglichkeit einer direkten Platzierung an der Meniskusbasis. Somit werden nur die Distraktionskräfte auf den Sensor übertragen. Idealerweise wäre sogar ein Sensorsystem, welches so klein ist, dass es direkt in den Riss platziert werden kann.

In vielen biomechanischen Arbeiten wurden, wie oben beschrieben, fixierte Kräfte mit Hilfe von MTM gleichmäßig über den gesamten Bewegungsumfang auf das Gelenk geleitet. In der Realität sind die resultierenden Kräfte im Kniegelenk und in den Extensionsstrukturen vom Flexionswinkel abhängig. Der lange Hebelarm des Femurknochens bedingt, im Zusammenhang mit zunehmender Flexion, auch zunehmende, auf das Kniegelenk wirkende Kräfte. Initial war beabsichtigt das Knie mit dem vollen Körpergewicht zu belasten. Dies sollte sich an den normalen Einbeinstand mit Flexion im Kniegelenk anlehnen. Es stellte sich aber heraus, dass die Kräfte, welche im Extensorensystem auftraten zu groß waren, als dass sie für die Versuchsdurchführung und das Messsystem praktikabel blieben. Aus diesem Grund wurde die Belastung auf das halbe Körpergewicht reduziert, mit dem Hinweis, dass ein durchschnittlich trainierter Mensch nicht in der Lage ist, das eigene Körpergewicht im Einbeinstand in einem Flexionswinkel von 90° und darüber zu halten.

In der hier präsentierten Arbeit stellte sich, übereinstimmend mit den Ergebnissen der Arbeit von Ganley et al. (Ganley et al. 2000) heraus, dass ein Unterschied in der Rotationsrichtung zu keiner signifikanten Erhöhung der Distraktionskräfte über einer Meniskusläsion führt. Lediglich für den medialen Meniskus ergab sich eine statistisch signifikante Erhöhung der Distraktionskräfte unter zusätzlicher Gewichtsbelastung.

Aus praktischen Gesichtspunkten heraus haben die geringen Distraktionskräfte aus aktueller Sicht keine klinische Relevanz in Bezug auf die zugrunde liegende Fragestellung. Während der unterschiedlichsten Einstellungen innerhalb der Versuche waren die jeweils gemessenen Kräfte so niedrig, dass keines der zur Zeit auf dem Markt befindlichen Refixationssysteme Gefahr läuft, den auftretenden Distraktionskräften nicht standhalten zu können (Asik and Sener 2002; Barber and Herbert 2000; Boenisch et al. 1999; Borden et al. 2003; Fisher et al. 2002; Song and Lee 1999; Staerke et al. 2004). Auch für die schwächsten Refixationssysteme ist eine Belastbarkeit nachgewiesen, welche deutlich über den gemessenen Werten liegt.

Obwohl alle oben erwähnten Modelle, das eigene eingeschlossen, mit Sicherheit Grenzen aufweisen, konnte bislang kein Beweis dafür erbracht werden, dass im Rahmen der üblichen Rehabilitationsbelastungen beträchtliche Distraktionskräfte über Meniskusrissen auftreten. Diese Aussage wird durch die Berichte einiger Autoren unterstützt. Sie präsentierten Heilungsraten nach forcierten Rehabilitationsmaßnahmen und verglichen diese mit den Ergebnissen der herkömmlichen restriktiven Nachsorge (Barber 1994; Mariani et al. 1996; Shelbourne et al. 1996). Den forcierten, aggressiveren Rehabilitationsprogrammen konnten keine signifikanten Nachteile nachgewiesen werden.

Die gemessenen und als gering einzustufenden Kräfte werden durch die Keilform der Menisken erklärt. Diese Form ist der Grund dafür, dass bei Belastung des Kniegelenkes eine Auswärtsverschiebung des Meniskusgewebes resultiert. Auf diese Weise wird die Gewichtsbelastung in Radiärbelastung umgewandelt. Dies hat Auswirkungen auf beide Anteile eines vertikalen Meniskusrisses, mit der Folge, dass es durch isolierte Gewichtsbelastung vielmehr zu einer Kompression des Meniskusgewebes

und somit zu einer Kompression des Risses kommt, dies wird durch die Ergebnisse von Richards et al. unterstrichen (Richards et al. 2005). Da ein Riss jedoch in drei Dimensionen variabel ist, muss auch von Kanteneffekten ausgegangen werden. Durch Druck auf die geschädigten Strukturen allein, oder in Verbindung mit Kniebewegungen, sind Aufwellungen der Risskanten, besonders der Inneren möglich. Dies könnte in Verbindung mit der quasi statischen Messarchitektur die Entstehung geringer Distraktionskräfte erklären. In einer finite Elemente Analyse des Meniskus wurde gezeigt, dass während axialer Kompression die höchste Belastung in zirkulärer Richtung verteilt wird und dass die Meniskusgeometrie, also Dicke und Radius, von entscheidender Bedeutung ist (Meakin et al. 2003). Die Effekte von zyklischer Belastung auf den Meniskusriss bleiben nach wie vor unbekannt.

Auf der anderen Seite muss berücksichtigt werden, dass traumatisch bedingte Meniskusläsionen vorkommen. Es scheinen also Bedingungen zu existieren, die zu einem Zerreißen von Meniskusgewebe führen. Wahrscheinlich bedarf es dabei weitaus höherer Kräfte, als derer, die in den bereits vorangegangenen Studien angewendet und untersucht wurden. Insbesondere werden oft Scherkräfte als auslösende Ursache zitiert, obwohl diesbezüglich keine Daten existieren, die diese Behauptungen beweisen. Weitere Ausführungen zu diesen Scherkräften, die sich eventuell signifikant auf die Belastung von refixierten Korbhenkelrissen auswirken, können nicht erfolgen, da sie in dieser Studie nicht untersucht wurden.

Wie bereits erwähnt, war es uns technisch bedingt nicht möglich die Versuche mit Knien ohne intaktes vorderes Kreuzband durchzuführen. Wobei, bedingt durch eine VKB Ruptur, es zu deutlichen Veränderungen der Ergebnisse kommen müsste. Es ist nachgewiesen, dass chronische VKB Instabilität die Inzidenz medialer Meniskusläsionen erhöht (Bellabarba et al. 1997). Die resultierenden Kräfte auf den medialen Meniskus wurden von Allen et al. (Allen et al. 2000) und Papageorgiou et al. (Papageorgiou et al. 2001) untersucht. In beiden Studien fanden die Autoren heraus, dass sich die Kräfte auf den Meniskus bei nicht intaktem VKB verdoppeln.

Die Verwendung eines statischen Flexionswinkels stellt eine weitere Einschränkung unserer Studie dar, dynamische Messungen während Kniebeugung und Kniestreckung könnten zu anderen Resultaten führen.

Am Ende muss sich, in Anbetracht der vorhandenen Daten, die Frage gestellt werden, ob Meniskusrefixationssysteme anhand ihrer Widerstandsfähigkeit gegenüber Distraktionskräften bewertet und verglichen werden sollten. Wie die Refixierung von Meniskusrissen zur Heilung beisteuert, wurde bereits diskutiert. Mechanische Stabilisation ist wahrscheinlich nicht der einzige positive Effekt, der zur Unterstützung der Heilung von Meniskusgewebe beiträgt. Es konnte gezeigt werden, dass durch Mikrotraumen, welche während der Präparation und Implantierung der Systeme entstanden, die Ausbildung von Gefäßbrücken gefördert wurde. Dadurch ergab sich eine günstige Beeinflussung für die Heilung des Gewebes. Die Kombination von Rissstabilisierung und Revaskularisation ist entscheidend für den Heilungsprozess des zerstörten Meniskusgewebes (Arnoczky and Warren 1983; Zhang et al. 1995). Eine Studie von Shelbourne (Shelbourne and Heinrich 2004) zeigte, dass gute Resultate bezüglich der Heilung von stabilen Rissen des lateralen Meniskus allein durch Anbohrung des Meniskusgewebes erreicht werden konnten. Dies wurde auf die verbesserte Vaskularisation zurückgeführt.

Andere Faktoren, die beim Einsatz solcher Refixationssysteme in Erwägung gezogen werden sollten, sind Komplikationen, bedingt durch die Systeme selbst und technische Schwierigkeiten bei deren Applikation (Rodeo and Warren 1996; Rodeo 2000; van Trommel et al. 1998).

Vom derzeitigen Erkenntnisstand ausgehend, besitzen Distraktionskräfte keine große Wichtigkeit für die Stabilität operativer Techniken zur erhaltenden Versorgung von Meniskusrissen. Alle zurzeit verfügbaren Implantate inklusive der verwendeten Nahtmaterialien sind gegenüber den geringen Kräften widerstandsfähig genug. Weitere Studien werden benötigt, um den Zusammenhang von Stabilität der Rissversorgung und Heilungspotential zu untersuchen. In diesem Zusammenhang ist der Einfluss von Scherkräften auf die Meniskusrissheilung von besonderem Interesse. Die Bestimmung dieser Scherkräfte ist eine schwierige Aufgabe, insbesondere wegen der Materialeigenschaften und der schlechten Zugänglichkeit.

5 ZUSAMMENFASSUNG

In der hier präsentierten Arbeit wurden Distractionskräfte an Meniskuskorbhenkelrissen des medialen und lateralen Meniskus gemessen. Dazu wurden humane Menisken in Kadaverknien mit Korbhenkelrissen im Hinterhornbereich präpariert und durch eine vertikale Meniskusnaht versorgt. Eine Kniehalterung diente im Zusammenspiel mit einem eigens konstruierten Krafteinleitungssystem dazu, eine Vielzahl verschiedener Versuchsabstimmungen durchzuführen. Durch einen an der Meniskusperipherie verankerten Sensor konnten nach Verbindung mit o. g. Naht die Kräfte über dem Meniskusriss registriert werden. Die Versuche erfolgten statisch bei Flexionswinkeln von 0°, 30°, 60°, 90° und 120°. Für jeden Flexionswinkel wurde ein Messvorgang während Innen- und Außenrotation, sowie mit und ohne zusätzliche Gewichtsbelastung durchgeführt.

Bei der Auswertung der Daten zeigte sich, dass die ermittelten Distractionskräfte von geringer Größe sind. Im Durchschnitt lagen sie zwischen 1,1 N und 4,72 N. Weder eine Änderung des Flexionswinkels, noch der Rotationsrichtung führte zu statistisch signifikant erhöhten Kräften. Zusätzliche Gewichtsbelastung führte nur für den medialen Meniskus zu statistisch signifikant erhöhten Distractionskräften von durchschnittlich 2 N auf 2,6 N. Unabhängig von verschiedenen Versuchsmodalitäten lagen die gesamten ermittelten Werte unterhalb der postulierten 10 N Grenze ($p < 0,01$). Diese Erkenntnis ist zugleich die Kernaussage in der hier präsentierten Arbeit.

Die Ergebnisse dieser experimentellen Arbeit lassen, in Übereinstimmung mit den Resultaten anderer Arbeitsgruppen, den Schluss zu, dass alle auf dem Markt befindlichen Meniskusrefixationssysteme stabil genug in Bezug auf Distractionskräfte sind. Somit sind diese Kräfte nicht von entscheidender Bedeutung für die Stabilität der Meniskusrefixation.

Es bleibt abzuwarten, welche Erkenntnisse nachfolgende Studien erbringen, die zum einen die entstehenden Kräfte unter dynamischen Belastungen untersuchen und zum anderen Aussagen bezüglich auftretender Scherkräfte treffen.

6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Aagaard H. and Verdonk R. (1999) Function of the normal meniscus and consequences of meniscal resection. *Scand J Med Sci Sports* 9, 134-140.
2. Ahn J. H., Wang J. H., and Yoo J. C. (2004) Arthroscopic all-inside suture repair of medial meniscus lesion in anterior cruciate ligament-deficient knees: results of second-look arthroscopies in 39 cases. *Arthroscopy* 20, 936-945.
3. Albrecht-Olsen P., Kristensen G., and Tormala P. (1993) Meniscus bucket-handle fixation with an absorbable Biofix tack: development of a new technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1, 104-106.
4. Albrecht-Olsen P., Lind T., Kristensen G., and Falkenberg B. (1997) Failure strength of a new meniscus arrow repair technique: biomechanical comparison with horizontal suture. *Arthroscopy* 13, 183-187.
5. Alford J. W., Lewis P., Kang R. W., and Cole B. J. (2005) Rapid progression of chondral disease in the lateral compartment of the knee following meniscectomy. *Arthroscopy* 21, 1505-1509.
6. Allen C. R., Wong E. K., Livesay G. A., Sakane M., Fu F. H., and Woo S. L. (2000) Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res* 18, 109-115.
7. Arnoczky S. P. and Lavagnino M. (2001) Tensile fixation strengths of absorbable meniscal repair devices as a function of hydrolysis time. An in vitro experimental study. *Am J Sports Med* 29, 118-123.
8. Arnoczky S. P. and Warren R. F. (1983) The microvasculature of the meniscus and its response to injury. An experimental study in the dog. *Am J Sports Med* 11, 131-141.
9. Asik M. and Sener N. (2002) Failure strength of repair devices versus meniscus suturing techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10, 25-29.
10. Barber F. A. (1992) What is the terrible triad? *Arthroscopy* 8, 19-22.

11. Barber F. A. (1994) Accelerated rehabilitation for meniscus repairs. *Arthroscopy* 10, 206-210.
12. Barber F. A. and Herbert M. A. (2000) Meniscal repair devices. *Arthroscopy* 16, 613-618.
13. Barfod G. and Svendsen R. N. (1992) Synovitis of the knee after intraarticular fracture fixation with Biofix. Report of two cases. *Acta Orthop Scand* 63, 680-681.
14. Becker R., Schroder M., Starke C., Urbach D., and Nebelung W. (2001) Biomechanical investigations of different meniscal repair implants in comparison with horizontal sutures on human meniscus. *Arthroscopy* 17, 439-444.
15. Becker R., Starke C., Heymann M., and Nebelung W. (2002) Biomechanical properties under cyclic loading of seven meniscus repair techniques. *Clin Orthop* 400, 236-245.
16. Becker R., Wirz D., Wolf C., Gopfert B., Nebelung W., and Friederich N. (2005) Measurement of meniscofemoral contact pressure after repair of bucket-handle tears with biodegradable implants. *Arch Orthop Trauma Surg* 125, 254-260.
17. Bellabarba C., Bush-Joseph C. A., and Bach B. R., Jr. (1997) Patterns of meniscal injury in the anterior cruciate-deficient knee: a review of the literature. *Am J Orthop* 26, 18-23.
18. Bellemans J., Vandenuecker H., Labey L., and Van Audekercke R. (2002) Fixation strength of meniscal repair devices. *Knee* 9, 11-14.
19. Binfield P. M., Maffulli N., and King J. B. (1993) Patterns of meniscal tears associated with anterior cruciate ligament lesions in athletes. *Injury* 24, 557-561.
20. Boenisch U. W., Faber K. J., Ciarelli M., Steadman J. R., and Arnoczky S. P. (1999) Pull-out strength and stiffness of meniscal repair using absorbable arrows or Ti-Cron vertical and horizontal loop sutures. *Am J Sports Med* 27, 626-631.
21. Borden P., Nyland J., Caborn D. N., and Pienkowski D. (2003) Biomechanical comparison of the FasT-Fix meniscal repair suture system with vertical mattress sutures and meniscus arrows. *Am J Sports Med* 31, 374-378.

22. Bostman O., Paivarinta U., Partio E., Vasenius J., Manninen M., and Rokkanen P. (1992) Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolide screw in the fixation of rabbit femoral osteotomies. *J Bone Joint Surg Am* 74, 1021-1031.
23. Brooks S. and Morgan M. (2002) Accuracy of clinical diagnosis in knee arthroscopy. *Ann R Coll Surg Engl* 84, 265-268.
24. Chatain F., Adeleine P., Chambat P., and Neyret P. (2003) A comparative study of medial versus lateral arthroscopic partial meniscectomy on stable knees: 10-year minimum follow-up. *Arthroscopy* 19, 842-849.
25. Cisa J., Basora J., Madarnas P., Ghibely A., and Navarro-Quilis A. (1995) Meniscal repair by synovial flap transfer. Healing of the avascular zone in rabbits. *Acta Orthop Scand* 66, 38-40.
26. Claes L. E. (1992) Mechanical characterization of biodegradable implants. *Clin Mater* 10, 41-46.
27. Dahlkvist N. J., Mayo P., and Seedhom B. B. (1982) Forces during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med* 11, 69-76.
28. Dervin G. F., Downing K. J., Keene G. C., and McBride D. G. (1997) Failure strengths of suture versus biodegradable arrow for meniscal repair: an in vitro study. *Arthroscopy* 13, 296-300.
29. Durselen L., Heibisch A., Claes L. E., and Bauer G. (2003a) Gapping phenomenon of longitudinal meniscal tears. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 18, 505-510.
30. Durselen L., Schneider J., Galler M., Claes L. E., and Bauer G. (2003b) Cyclic joint loading can affect the initial stability of meniscal fixation implants. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 18, 44-49.
31. Englund M. and Lohmander L. S. (2004) Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. *Arthritis Rheum* 50, 2811-2819.
32. Englund M., Roos E. M., and Lohmander L. S. (2003) Impact of type of meniscal tear on radiographic and symptomatic knee osteoarthritis: a sixteen-year followup of meniscectomy with matched controls. *Arthritis Rheum* 48, 2178-2187.

33. Englund M., Roos E. M., Roos H. P., and Lohmander L. S. (2001) Patient-relevant outcomes fourteen years after meniscectomy: influence of type of meniscal tear and size of resection. *Rheumatology (Oxford)* 40, 631-639.
34. Fairbank T. J. (1948) Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg* 30, 664-670
35. Farnig E. and Sherman O. (2004) Meniscal repair devices: a clinical and biomechanical literature review. *Arthroscopy* 20, 273-286.
36. Fauno P. and Nielsen A. B. (1992) Arthroscopic partial meniscectomy: a long-term follow-up. *Arthroscopy* 8, 345-349.
37. Fisher S. R., Markel D. C., Koman J. D., and Atkinson T. S. (2002) Pull-out and shear failure strengths of arthroscopic meniscal repair systems. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10, 294-299.
38. Fithian D. C., Kelly M. A., and Mow V. C. (1990) Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop* 252, 19-31.
39. Friden T. and Rydholm U. (1992) Severe aseptic synovitis of the knee after biodegradable internal fixation. A case report. *Acta Orthop Scand* 63, 94-97.
40. Frosch K. H., Fuchs M., Losch A., and Sturmer K. M. (2005) Repair of meniscal tears with the absorbable Clearfix screw: results after 1-3 years. *Arch Orthop Trauma Surg* 125, 585-591.
41. Fukubayashi T. and Kurosawa H. (1980) The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthop Scand* 51, 871-879.
42. Fuss F. K. (1991) Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates. *J Anat* 178, 11-20.
43. Ganley T., Arnold C., McKernan D., Gregg J., and Cooney T. (2000) The impact of loading on deformation about posteromedial meniscal tears. *Orthopedics* 23, 597-601.

44. Gao J. Z. (1990) [Experimental study on healing of old tear in the avascular portion of menisci in dogs]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi* 28, 726-9, 782.
45. Haas A. L., Schepsis A. A., Hornstein J., and Edgar C. M. (2005) Meniscal repair using the Fast-Fix all-inside meniscal repair device. *Arthroscopy* 21, 167-175.
46. Ihn J. C., Kim S. J., and Park I. H. (1993) In vitro study of contact area and pressure distribution in the human knee after partial and total meniscectomy. *Int Orthop* 17, 214-218.
47. Joshi M. D., Suh J. K., Marui T., and Woo S. L. (1995) Interspecies variation of compressive biomechanical properties of the meniscus. *J Biomed Mater Res* 29, 823-828.
48. Kim H. J. and Rodeo S. A. (2003) Approach to meniscal tears in anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Clin North Am* 34, 139-147.
49. Kirsch, L., Kohn, D., and Glowik, A. Forces in medial and lateral meniscus sutures during knee extension - an in vitro study. 1998.
Ref Type: Unpublished Work
50. Komistek R. D., Dennis D. A., and Mahfouz M. (2003) In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop Relat Res* 410, 69-81.
51. Kruger-Franke M., Siebert C. H., Kugler A., Trouillier H. H., and Rosemeyer B. (1999) Late results after arthroscopic partial medial meniscectomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7, 81-84.
52. Mariani P. P., Santori N., Adriani E., and Mastantuono M. (1996) Accelerated rehabilitation after arthroscopic meniscal repair: a clinical and magnetic resonance imaging evaluation. *Arthroscopy* 12, 680-686.
53. McNicholas M. J., Rowley D. I., McGurty D., Adalberth T., Abdon P., Lindstrand A., and Lohmander L. S. (2000) Total meniscectomy in adolescence. A thirty-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 82, 217-221.

54. Meakin J. R., Shrive N. G., Frank C. B., and Hart D. A. (2003) Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour. *Knee* 10, 33-41.
55. Messner K. and 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.
56. Metcalf M. H. and Barrett G. R. (2004) Prospective evaluation of 1485 meniscal tear patterns in patients with stable knees. *Am J Sports Med* 32, 675-680.
57. Morgan C. D., Wojtys E. M., Casscells C. D., and Casscells S. W. (1991) Arthroscopic meniscal repair evaluated by second-look arthroscopy. *Am J Sports Med* 19, 632-637.
58. Muller W. (1994) [Menisci and knee stability]. *Orthopade* 23, 93-97.
59. Neyret P., Donell S. T., DeJour D., and DeJour H. (1993) Partial meniscectomy and anterior cruciate ligament rupture in soccer players. A study with a minimum 20-year followup. *Am J Sports Med* 21, 455-460.
60. Noyes F. R. and Barber-Westin S. D. (2000) Arthroscopic repair of meniscus tears extending into the avascular zone with or without anterior cruciate ligament reconstruction in patients 40 years of age and older. *Arthroscopy* 16, 822-829.
61. O'Donoghue D. H. (1950) Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 32, 721-738.
62. Oakes D. A., Markolf K. L., McWilliams J., Young C. R., and McAllister D. R. (2002) Biomechanical comparison of tibial inlay and tibial tunnel techniques for reconstruction of the posterior cruciate ligament. Analysis of graft forces. *J Bone Joint Surg Am* 84-A, 938-944.
63. Okuda K., Ochi M., Shu N., and Uchio Y. (1999) Meniscal rasping for repair of meniscal tear in the avascular zone. *Arthroscopy* 15, 281-286.
64. Paletta G. A., Jr., Manning T., Snell E., Parker R., and Bergfeld J. (1997) The effect of allograft meniscal replacement on intraarticular contact area and pressures in the human knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med* 25, 692-698.

65. Papageorgiou C. D., Gil J. E., Kanamori A., Fenwick J. A., Woo S. L., and Fu F. H. (2001) The biomechanical interdependence between the anterior cruciate ligament replacement graft and the medial meniscus. *Am J Sports Med* 29, 226-231.
66. Pena E., Calvo B., Martinez M. A., Palanca D., and Doblare M. (2006) Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy. A finite element study. *J Orthop Res* 24, 1001-1010.
67. Poehling G. G., Ruch D. S., and Chabon S. J. (1990) The landscape of meniscal injuries. *Clin Sports Med* 9, 539-549.
68. Proctor C. S., Schmidt M. B., Whipple R. R., Kelly M. A., and Mow V. C. (1989) Material properties of the normal medial bovine meniscus. *J Orthop Res* 7, 771-782.
69. Rankin C. C., Lintner D. M., Noble P. C., Paravic V., and Greer E. (2002) A biomechanical analysis of meniscal repair techniques. *Am J Sports Med* 30, 492-497.
70. Richards D. P., Barber F. A., and Herbert M. A. (2005) Compressive loads in longitudinal lateral meniscus tears: a biomechanical study in porcine knees. *Arthroscopy* 21, 1452-1456.
71. Riemersa D. J. and Schamhardt H. C. (1982) The cryo-jaw, a clamp designed for in vitro rheology studies of horse digital flexor tendons. *J Biomech* 15, 619-620.
72. Rodeo S. A. (2000) Arthroscopic meniscal repair with use of the outside-in technique. *Instr Course Lect* 49, 195-206.
73. Rodeo S. A. and Warren R. F. (1996) Meniscal repair using the outside-to-inside technique. *Clin Sports Med* 15, 469-481.
74. Roos E. M., Ostenberg A., Roos H., Ekdahl C., and Lohmander L. S. (2001) Long-term outcome of meniscectomy: symptoms, function, and performance tests in patients with or without radiographic osteoarthritis compared to matched controls. *Osteoarthritis Cartilage* 9, 316-324.
75. Rubman M. H., Noyes F. R., and Barber-Westin S. D. (1998) Arthroscopic repair of meniscal tears that extend into the avascular zone. A review of 198 single and complex tears. *Am J Sports Med* 26, 87-95.

76. Salai M., Givon U., Messer Y., and von Versen R. (1997) Electron microscopic study on the effects of different preservation methods for meniscal cartilage. *Ann Transplant* 2, 52-54.
77. Scheller G., Sobau C., and Bulow J. U. (2001) Arthroscopic partial lateral meniscectomy in an otherwise normal knee: Clinical, functional, and radiographic results of a long-term follow-up study. *Arthroscopy* 17, 946-952.
78. Seedhom B. B. (1976) Loadbearing function of the menisci. *Physiotherapy* 62, 223.
79. Shelbourne K. D. and Heinrich J. (2004) The long-term evaluation of lateral meniscus tears left in situ at the time of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 20, 346-351.
80. Shelbourne K. D. and Nitz P. A. (1991) The O'Donoghue triad revisited. Combined knee injuries involving anterior cruciate and medial collateral ligament tears. *Am J Sports Med* 19, 474-477.
81. Shelbourne K. D., Patel D. V., Adsit W. S., and Porter D. A. (1996) Rehabilitation after meniscal repair. *Clin Sports Med* 15, 595-612.
82. Shoemaker S. C. and Markolf K. L. (1982) In vivo rotatory knee stability. Ligamentous and muscular contributions. *J Bone Joint Surg Am* 64, 208-216.
83. Smidt G. L. (1973) Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech* 6, 79-92.
84. Song E. K. and Lee K. B. (1999) Biomechanical test comparing the load to failure of the biodegradable meniscus arrow versus meniscal suture. *Arthroscopy* 15, 726-732.
85. Staerke C., Bochwitz C., Groebel K. H., Unterhauser F., and Becker R. (2004) The effect of meniscus compression on the biomechanical properties of repaired meniscal lesions, Winner of the AGA-DonJoy Award 2003. *Arch Orthop Trauma Surg* 124, 221-225.
86. Steenbrugge F., Verdonk R., and Verstraete K. (2002) Long-term assessment of arthroscopic meniscus repair: a 13-year follow-up study. *Knee* 9, 181-187.

87. Stewart J. P. and Erskine C. A. (1979) An experimental analysis of injuries to the menisci of the knee joint. *Int Orthop* 3, 9-12.
88. Strecker W., Keppler P., Gebhard F., and Kinzi L. (1997) Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br* 79, 1019-1023.
89. Sweigart M. A., Zhu C. F., Burt D. M., DeHoll P. D., Agrawal C. M., Clanton T. O., and Athanasiou K. A. (2004) Intraspecies and interspecies comparison of the compressive properties of the medial meniscus. *Ann Biomed Eng* 32, 1569-1579.
90. Thambyah A., Goh J. C., and De S. D. (2005) Contact stresses in the knee joint in deep flexion. *Med Eng Phys* 27, 329-335.
91. Tienen T. G., Verdonschot N., Heijkants R. G., Buma P., Scholten J. G., van Kampen A., and Veth R. P. (2004) Prosthetic replacement of the medial meniscus in cadaveric knees: does the prosthesis mimic the functional behavior of the native meniscus? *Am J Sports Med* 32, 1182-1188.
92. van Trommel M. F., Simonian P. T., Potter H. G., and Wickiewicz T. L. (1998) Arthroscopic meniscal repair with fibrin clot of complete radial tears of the lateral meniscus in the avascular zone. *Arthroscopy* 14, 360-365.
93. Vogrin T. M., Hoher J., Aroen A., Woo S. L., and Harner C. D. (2000) Effects of sectioning the posterolateral structures on knee kinematics and in situ forces in the posterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8, 93-98.
94. Walsh S. P., Evans S. L., O'Doherty D. M., and Barlow I. W. (2001) Failure strengths of suture vs. biodegradable arrow and staple for meniscal repair: an in vitro study. *Knee* 8, 151-156.
95. Zhang Z., Arnold J. A., Williams T., and McCann B. (1995) Repairs by trephination and suturing of longitudinal injuries in the avascular area of the meniscus in goats. *Am J Sports Med* 23, 35-41.
96. Zielinska B. and Donahue T. L. (2006) 3D finite element model of meniscectomy: changes in joint contact behavior. *J Biomech Eng* 128, 115-123.

7 DANKSAGUNGEN

Am Ende dieser Promotionsarbeit möchte ich mich herzlich bei all jenen bedanken, die mir mit Rat und Tat beiseite gestanden haben und ohne deren Unterstützung diese Arbeit nicht zu Stande gekommen wäre.

An erster Stelle gebührt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. W. Neumann, Direktor der Klinik für Orthopädie, der mir die Durchführung dieser experimentellen Promotionsarbeit ermöglicht hat. Ebenso danke ich meinem hochgeschätzten Betreuer, Priv. Doz. Dr. med. Roland Becker. Bedingt durch seine hohe fachliche Kompetenz einerseits, sowie sein freundschaftliches Engagement andererseits, hat er mich in meiner beruflichen Entwicklung nachhaltig positiv beeinflusst und war mir stets ein Vorbild. Dies gilt insbesondere ebenso für Herrn Dr. med. Ch. Stärke der mir bei jeglichen Problemen sofort zur Seite stand.

Des Weiteren danke ich Dr. -Ing. Gröbel vom Institut für Mechanik für die Hilfe bei der Herstellung der Sensoren, sowie für die Bereitstellung der Messinstrumente. Dr. med. Bochwitz danke ich für die unterstützende Hilfe während der Versuchsdurchführung. Frau Dr. -Ing. M. Heymann vom Institut für Werkstofftechnik und Werkstoffprüfung für die Bereitstellung von Räumlichkeiten und der Materialtestmaschine. Herr Dipl. Statistiker M. Brozs von der Firma Stat-Consult danke ich für die statistische Auswertung.

Am Ende danke ich natürlich meinen Freunden, Kollegen und meiner Freundin, die mich immer wieder ermutigten, anspornten und unterstützten.

8 ERKLÄRUNG DES AUTORS

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto - von - Guericke - Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

Bestimmung der Distraktionskräfte an Meniskuskorbhenkelrissen

in der Klinik für Orthopädie (Direktor: Prof. Dr. med. W. Neumann) der Medizinischen Fakultät der Otto - von - Guericke - Universität Magdeburg

mit Unterstützung durch Priv. Doz. Dr. med. Roland Becker

ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Magdeburg, den 15.01.2007

.....

Olaf Brettschneider

9 DARSTELLUNG DES BILDUNGSWEGES

Persönliche Daten:

Name: Olaf Brettschneider

geboren am: 07.04.1977, in Rathenow

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Anschrift: Ferdinand Lassalle Straße 2, 14712 Rathenow,
Deutschland

Schulbildung:

1983 - 1991 Polytechnische Oberschule, Premnitz

1991 - 1996 Alexander von Humboldt Gymnasium, Premnitz
mit Abschluss Abitur

Zivildienst:

1996 - 1997 Pflegetätigkeiten im Kreiskrankenhaus
Paracelsus, Rathenow

Hochschulstudium:

ab Oktober 1997 Studium der Humanmedizin, Otto von Guericke
Universität, Magdeburg

September 1999	Physikum
August 2000	1. Staatsexamen
März 2003	2. Staatsexamen
April 2003 - März 2004	Praktisches Jahr, Johanniter Krankenhaus Stendal, in den Kliniken für Unfallchirurgie, Allgemein - und Viszeralchirurgie, Innere Medizin, Kardiologie, sowie Anästhesiologie und Intensivtherapie
Mai 2004	3. Staatsexamen

Berufserfahrung:

seit Juni 2004	Assistenzarzt in der Klinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie im Johanniter Krankenhaus Stendal
Intensivtherapie	Einarbeitung in die interdisziplinäre Intensivtherapie mit Beteiligung an Vordergrundsdiensten seit Juli 2004
ab Januar 2007	Assistenzarzt im Institut für Anästhesiologie des Deutschen Herzzentrums Berlin

Magdeburg, Januar 2007

.....

Olaf Brettschneider