

**Aus der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen**

**Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker**

**Biomechanische Testung  
einer implantatfreien Vorderen- Kreuzbandplastik mittels  
Hamstring-ähnlicher Doppel-Bündel-Technik**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Florian Christoph Treffler**

**aus  
Stuttgart**

**2012**

**Dekan:** Professor Dr. I. B. Autenrieth

**1. Berichterstatter:** Privatdozent Dr. A. Suckel

**2. Berichterstatter:** Professor Dr. U. Stöckle

# Inhaltverzeichnis

<b>1. Einleitung und Grundlagen</b>	<b>1</b>
1.1 Einleitung	1
1.2 Anatomische und funktionelle Grundlagen	3
1.3 Ruptur des vorderen Kreuzbandes	7
1.4 Mögliche therapeutische Verfahren nach Kreuzbandruptur	9
<b>2. Materialien und Methoden</b>	<b>14</b>
2.1 Materialien	14
2.2 Operationstechnik	15
2.3 Versuchsaufbau und Messmethode	22
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>28</b>
3.1 Auswertung der CT-Bilder	28
3.2 Ergebnisse der biomechanischen Testung	30
3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse	36
<b>4. Diskussion</b>	<b>37</b>
4.1 Diskussion der Methoden	37
4.1.1 <i>Die Operationsmethode</i>	
4.1.2 <i>Die Wahl der Testmethode</i>	40
4.1.3 <i>Der Einfluss des Kniesimulator-Robotersystems</i>	41
4.2 Diskussion der Ergebnisse	44

4.2.1	<i>Auswertung der CT-Bilder</i>	44
4.2.2	<i>Die Ergebnisse der kinematischen Messungen</i>	45
4.3	Vergleich mit anderen Studien	49
4.3.1	<i>Die Anzahl der verwendeten Präparate im Vergleich mit anderen Studien</i>	49
4.3.2	<i>Vergleich mit Doppel-Bündel-Techniken anderer Studien</i>	50
4.3.3	<i>Vergleich mit anderen Studien zur implantatfreien Fixierungstechnik</i>	51
4.3.4	<i>Vergleich mit anderen Studien mit simulierten Muskelkräften</i>	53
4.4	Klinische Bedeutung für die operative Rekonstruktion des VKB mittels implantatfreier Doppel-Bündel-Technik	54
4.5	Fazit	55
	<b>5. Zusammenfassung</b>	<b>57</b>
	<b>6. Anhang</b>	<b>59</b>
6.1.	Statistischer Anhang	59
6.2	Abbildungsverzeichnis	63
6.3	Abkürzungsverzeichnis	65
6.4	Literaturverzeichnis	67
	<b>7. Danksagung</b>	<b>85</b>
	<b>8. Lebenslauf</b>	<b>86</b>

# 1. Einleitung und Grundlagen

## 1.1 Einleitung

Das Ziel einer operativen Versorgung nach einer Ruptur des Vorderen Kreuzbandes ist die Wiederherstellung einer optimalen Biomechanik des Kniegelenks, da es bei einer Kreuzbandinsuffizienz mit funktioneller Instabilität zu einer Fehlbelastung seiner kartilaginären und ligamentären Strukturen und somit lang- und kurzfristige Folgeschäden an Knorpel und Menisken führen kann [1-3]. Langzeitstudien konnten zeigen, dass der Verlauf nach einer Vorderen Kreuzbandruptur sehr variabel verläuft [4, 5]. Deshalb benötigt nicht jeder Patient zwangsläufig eine Operation [3, 6, 7]. Es ist jedoch gesichert, dass junge und sportlich aktive Patienten von einer Rekonstruktion nach einer Ruptur des Vorderen Kreuzbandes profitieren [2, 8, 9]. Für die Optimierung dieser Operationstechnik und das damit verbesserte Ergebnis ist eine Orientierung an der menschlichen Anatomie und Biomechanik sehr wichtig [10-12]. Dabei spielt in diesem Bereich die technische Weiterentwicklung mit ihren immer effizienteren und genaueren biomechanischen Untersuchungs- und Messmethoden eine große Rolle. Dafür wurden in den vergangenen Jahren vor allem Roboter-Kraft-Moment-Sensor-Systeme eingesetzt [13-18]. Weitere Untersuchungen legten zudem offen, dass die bisher angewandten Verfahren als Einzel-Bündel-Technik der komplexen Biomechanik des Kniegelenks nur zum Teil gerecht werden konnten [19-22]. Dies führte zur Entwicklung einer neu angewandten und viel untersuchten Operationstechnik: die Doppel-Bündel-Technik [23-27]. Diese Technik hat die Diskussion zusätzlich entfacht und so wurde in den vergangenen Jahren eine Vielzahl neuer Arbeiten zu diesem Thema veröffentlicht, auf die im Verlauf dieser Arbeit noch genauer eingegangen wird [23-26, 28-46].

Eine möglichst exakt physiologisch wiederhergestellte Biomechanik ist ein Punkt, worauf es bei einer Operation ankommt. Durch die Kostenexplosion im Gesundheitswesen sind kurze OP-Zeiten, niedrige Materialkosten, geringe Komplikationsraten sowie eine schnelle Heilung mit kürzeren Reha-Zeiten nicht nur für den Patienten wichtig, sondern durch die damit verbundene Senkung der Behandlungskosten auch von allgemeinem gesellschaftlichem Interesse [47-49].

Gegenstand dieser Arbeit ist die Untersuchung eines implantatfreien Verfahrens zur Therapie der vorderen Kreuzbandruptur in Doppel-Bündel-Technik unter Laborbedingungen.

## 1.2 Anatomische und funktionelle Grundlagen

Zum Kniegelenk gehören die knöchernen Gelenkanteile des distalen Femurs und der proximalen Tibia, die beiden Menisci, die beiden Seitenbänder und die zwei Kreuzbänder. Zudem bilden der distale Femur mit seiner Facies patellaris femoris und die Patella mit ihrer rückseitigen Gelenkfläche (Facies articularis) einen weiteren Gelenkanteil. Die genannten Strukturen werden von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umgeben [50, 51]. Die über das Gelenk ziehenden Muskeln spielen sowohl für die Bewegung, als auch für die Stabilität eine wichtige Rolle [51]. Biomechanisch ist das Kniegelenk durch sein großes Bewegungsausmaß um die Transversalachse (Beugung ca. 120–150°, Streckung ca. 0–10°) als Scharniergelenk zu betrachten. In gebeugter Stellung erlaubt es zudem eine kleine Rotationsbewegung (Innenrotation ca. 10°, Außenrotation ca. 30-40° bei 90° Beugung). Die Drehachse geht dabei senkrecht durch die mediale Gelenkfläche [51].

Der Femur bildet mit den beiden runden Gelenkflächen der zwei Kondylen den proximalen knöchernen Anteil, während das Tibiaplateau den distalen knöchernen Gelenkpartner darstellt. Der Innenmeniskus und Außenmeniskus verbessern die Gelenkkongruenz der gering ovalen, tibialen Gelenkflächen [51].

Anatomisch unterscheidet man das mediale Seitenband, Ligamentum collaterale tibiale, das als ein Verstärkungszug der Gelenkkapsel gesehen wird, und das laterale Seitenband, das Ligamentum collaterale fibulare, das ein eigenständiges Band ist. Funktionell verhindern die Seitenbänder gemeinsam mit der Gelenkkapsel die Add- bzw. Abduktion der Tibia gegen den Femur, was bei einer Insuffizienz dieser Bänder zu einer medialen bzw. lateralen Instabilität führt [51].

Die beiden intraartikulär, aber extrasynovialen Kreuzbänder liegen zentral und zeigen einen entgegengesetzten „gekreuzten“ Verlauf [52-54]. Zum einen handelt es sich um das vordere Kreuzband (= VKB, lat. Ligamentum cruciatum anterius, engl. anterior cruciant ligament = ACL) sowie um das hintere

Kreuzband (lat. Ligamentum cruciatum posterius, engl. posterior cruciant ligament). Das vordere Kreuzband zieht von der Area intercondylaris anterior der Tibia zur medialen Fläche des Condylus lateralis femoris, das hintere Kreuzband zieht von der Area intercondylaris posterior der Tibia zur lateralen Fläche des Condylus medialis femoris. Durch ihren Verlauf ist gewährleistet, dass in jeder Gelenkstellung eins der beiden Kreuzbänder angespannt ist. Beide Kreuzbänder verhindern so gemeinsam, dass die Femurkondylen vom Tibiaplateau abgleiten. Bei Außenrotation der Tibia gegen den Femur wickeln sich die Bänder voneinander ab, bei Innenrotation der Tibia wickeln sie sich umeinander und limitieren diese Bewegung. Sie tragen damit einen großen Teil zur Stabilität des Gelenks bei und sollen so letztlich einen physiologischen Bewegungsablauf garantieren.

Anatomisch wird das VKB in drei sogenannte Bündel (engl. bundles) unterteilt [55]. Funktionell spielen zwei Bündel eine besondere Rolle [54, 56]. Sie sind nach ihren tibialen Ansatzpunkten benannt und werden abhängig der Gelenkstellung unterschiedlich stark gefordert [13, 56, 57]. Man unterscheidet einen anterioren medialen Verstärkungszug oder anterior mediales Bündel (AMB) mit den längsten Fasern des vorderen Kreuzbandes und ein kürzeres posterior laterales Bündel (PLB). Der Längenunterschied ist durch anatomische Lage des jeweiligen Ursprungs und Ansatzes der beiden Bündel vorgegeben, der beim AMB eine größere Distanz aufweist. Das AMB setzt in der area intercondylaris der Tibia weiter medial und ventral an, während der Ansatz des PLB tibial etwas lateraler und mehr dorsaler gelegen ist. An der halbmondförmigen Ansatzfläche entlang der Knochen-Knorpel-Grenze des Femur hat das AMB sein Zentrum proximaler und etwas anteriorer als das PLB, das etwas posteriorer und distaler entspringt. [23, 53, 54, 56, 57]. Zum besseren Verständnis sind der Ursprung und der Ansatz des VKB in den Abbildungen 1 und 2 schematisch dargestellt. Dazwischen liegt ein weniger starkes und funktionell weniger bedeutendes intermediäres Bündel [55].



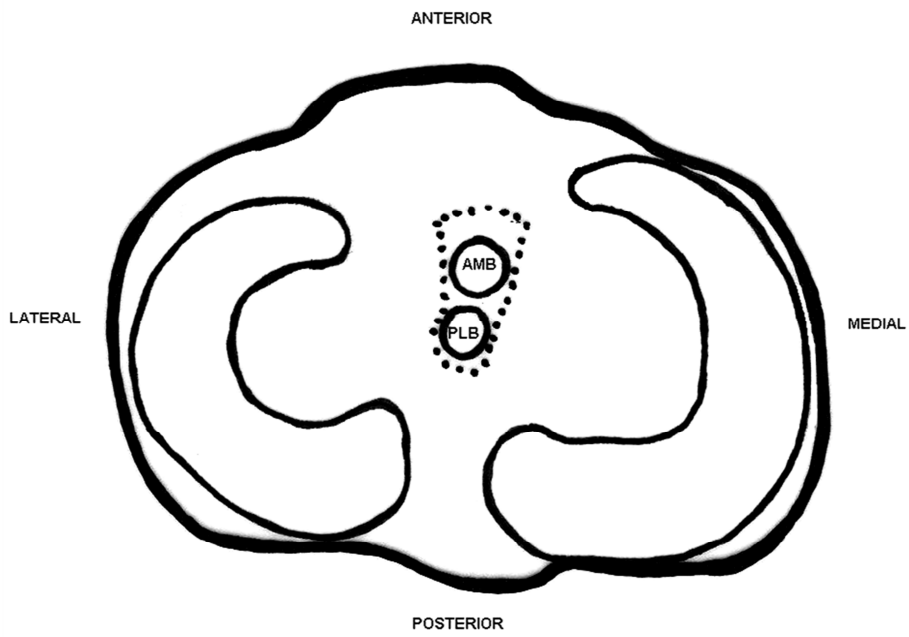


Abbildung 1: Tibiale Insertion des VKB. Sicht von oben auf das Tibiaplateau des linken Knies.

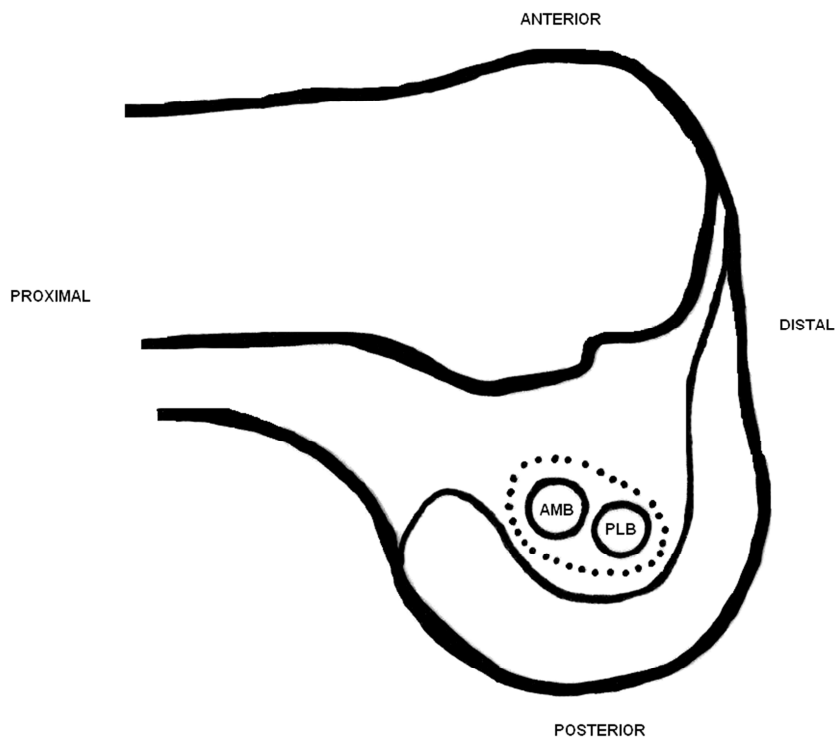


Abbildung 2: Femorale Insertion des VKB. Sicht von medial auf den lateralen Kondylus des linken Femurs.

Studien konnten in extensionsnahen Stellungen des Knies beim PLB eine stärkere Spannung messen, während in Beugstellung beim AMB eine größere Spannung gemessen wurde [13, 58-61]. Durch dieses reziproke Spannungsverhalten verhindert das ACL abhängig der Gelenkstellung mit dem entsprechenden Bündel die Subluxation der Tibia nach vorne. Außerdem wird dem PLB in verschiedenen Studien ein wichtiger Beitrag zur Rotationsstabilität des Gelenks zugeschrieben [13, 61-63].

Des Weiteren ist in der Literatur eine nervale Verschaltung der Kreuzbänder mit der kniestabilisierenden Muskulatur beschrieben [64]. Dabei werden in Propriozeptoren Spannungsverhältnisse der Bänder registriert und Impulse an die als Synergisten wirkenden Muskeln weitergeleitet. Zu diesen zählen der an der Oberschenkelvorderseite lokalisierte Musculus (M.) Quadrizeps und die an der Oberschenkelrückseite liegenden M. biceps femoris, der M. semitendinosus und der M. semimembranosus. Dabei werden die rückseitig liegenden Muskeln zu den Synergisten des ACL gerechnet und der m. Quadrizeps als Synergist des PCL [64]. Die Sehnen dieser Muskeln dienen bei Kreuzbandoperation als Ersatzplastik (siehe Kapitel 1.4) und sind für den späteren Versuchsaufbau von wesentlicher Bedeutung (siehe Kapitel 2.3).

Die in diesem Kapitel beschriebenen verschiedenen anatomischen Strukturen des Kniegelenks bilden gemeinsam eine funktionelle Einheit, um den Anforderungen aus Bewegung und Stabilität in jeder Gelenkstellung des Knies gerecht zu werden.

### 1.3 Ruptur des vorderen Kreuzbandes

Wenn man sich mit der Häufigkeit von vorderen Kreuzbandrupturen beschäftigt, stößt man in der Literatur oft auf unterschiedliche und meist veraltete Angaben. Die Inzidenz in einem Bereich von 0,5 – 1 pro 1000 Einwohner der USA und Mitteleuropa angegeben [65]. Allerdings ist die Inzidenz stark altersabhängig, denn das Verletzungsrisiko steigt erheblich bei jungen, sportlich aktiven Personen [66-70]. Für die USA werden zwischen 80.000 und 200.000 neue ACL-Rupturen jährlich angegeben [71, 72]. Die direkten Kosten für diese Operationen werden auf über zwei Milliarden US-Dollar geschätzt [47, 71]. In Deutschland geht man von 50.000 ACL-Operationen im Jahr aus. Sie macht somit bis zu einem Drittel aller Knieverletzungen aus und ist zehnmal häufiger als die Ruptur des hinteren Kreuzbandes [73, 74]. Zusammenfassend ist zu sagen, dass es eine sehr häufig vorkommende Sportverletzung ist und die häufigste Bandverletzung des Knies [66-70, 73, 75, 76].

Der menschliche Körper stabilisiert aktiv und schützt die passiven Strukturen des Knies durch die über das Gelenk ziehende Muskulatur. Bei plötzlicher massiver Krafteinwirkung kann es sein, dass diese reflektorischen Schutzreflexe zu lange brauchen. Folglich trifft die gesamte Kraft direkt auf die Bänder und diese reißen. Es gibt verschiedene Mechanismen, die zu einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes führen können [77]. Die häufigste Ursache ist das sogenannte Flexions-Valgus-Außenrotations-Trauma [77]. Das Knie ist in Beugung nicht verriegelt und so weniger gegen äußere Kräfte geschützt. Oft ist der Fuß dabei fixiert z.B. mit den Stollen im Rasen oder beim Aufkommen am stumpfen Hallenboden des Handballers nach einem Sprungwurf. Dann wird das gesamte Körpergewicht über das Knie gedreht [78, 79]. Häufig werden dabei der Meniscus medialis und das Lig. collaterale mediale mit verletzt.

Mit einem hohen Risiko ist vor allem bei Sportarten, die eine besonders starke Belastung des Knies mit sich bringen, zu rechnen. Dazu gehören solche mit häufigen schnellen Richtungswechseln, sogenannte „Stop-and-Go-Sportarten“

wie Badminton oder Squash, aber auch der alpine Skisport [66, 69] und Mannschaftssportarten wie American Football, Fußball [67, 70, 80] oder Handball [79, 81, 82]. Bemerkenswert ist, dass sich die meisten Kreuzbandverletzungen ohne direkte Einwirkung eines Gegenspielers ereignen [83]. Weiter haben zahlreiche Studien ergeben, dass Sportlerinnen je nach Sportart zwischen zwei- bis fünfmal so häufig betroffen sind, als männliche Athleten [80, 81, 83, 84].

Bei positivem Befund lassen sich mit verschiedenen klinischen Untersuchungen wie dem Lachmann-Test, dem vorderen Schubladenphänomen oder dem Pivot-Shift-Test die Diagnose stellen. Gesichert wird sie mittels Magnetresonanztomographie (MRT).

Das Fehlen des vorderen Kreuzbandes führt zu einer Störung des physiologischen Roll-Gleit-Mechanismus und zu einer Instabilität des Kniegelenks. Bei starken Belastungen kann das zu schwereren Traumen mit Schmerzen, Gelenkerguss und größeren Meniskusschäden führen. Auch bei ständiger geringer Beanspruchung mit anhaltender Instabilität im Gelenk kann es zu immer wiederkehrenden kleinen Verletzungen der Menisci, des Gelenkknorpels und in der Folge zu Arthrose kommen [85, 86]. Außerdem empfinden besonders Sportler, die am häufigsten betroffen sind, ein Instabilitätsgefühl im Kniegelenk als störend. Schon bei geringer Belastung wie beispielsweise beim Treppensteigen kann der Patient das Gefühl haben, dass ihm die Kontrolle über das Gelenk fehlt. Dies wird als „giving way“-Phänomen bezeichnet.

## 1.4 Mögliche therapeutische Verfahren nach Kreuzbandruptur

Über Jahrzehnte sind vielerlei Behandlungstechniken der vorderen Kreuzbandruptur angewendet worden. So gab es zunächst Versuche, das Band zu nähen und mit Hilfe synthetischer Bänder zu verstärken [87, 88]. Später gab es Beispiele, die versuchten das VKB durch Allografts z.B. von Hunden oder ein völlig neues künstliches Band zu ersetzen [89-93]. Die Ergebnisse waren wenig zufriedenstellend [93]. Es gibt bis heute keine Möglichkeit, das Band, vor allem was die biomechanischen Eigenschaften betrifft, originalgetreu zu ersetzen. Im folgenden Kapitel sollen die heute gängigen Behandlungsmethoden mit ihren Vor- und Nachteilen erläutert werden.

Eine konservative Behandlung ist bei einem vorderen Kreuzbandriss möglich, da mit ausreichender Kräftigung und propriozeptivem Training der Muskulatur das Knie muskulär stabilisiert werden kann [1, 94-97]. Man wählt diese Option bei Patienten, die von einer Operation nicht in dem Maße profitieren, dass der Benefit das Risiko einer Operation rechtfertigt. Gründe dafür können ein hohes Lebensalter mit geringem Aktivitätsniveau und schon vorhandene fortgeschrittene arthrotische Veränderungen sein, aber auch fehlendes Instabilitätsgefühl des Patienten oder geringer individueller Anspruch an die Kniegelenkstabilität.

Bei jüngeren sportlich aktiven Patienten sowie Hochleistungssportlern wird die operative Therapie einer konservativen Therapie vorgezogen. Als operatives Verfahren zur Therapie eines vorderen Kreuzbandrisses wird die autologe Sehnenersatzplastik weltweit angewandt und auch von der deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (siehe online Leitlinien der AWMF Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V. auf <http://leitlinien.net>) empfohlen. Dafür werden unter Berücksichtigung der isometrischen Insertionspunkte jeweils ein Tunnel in die proximale Tibia und den distalen Femur gebohrt und darin ein Kreuzbandtransplantat fixiert. Ein arthroskopisches Vorgehen ist bei dieser Operation mittlerweile internationaler

Standard. Die zwei empfohlenen und am häufigsten verwendeten Sehnentransplantate sind die Semitendinosussehne (STS, auch als Hamstrings bezeichnet) und die Patellarsehne als Bone- patellar- tendon- bone- Transplantat (BPTB-Transplantat). In zahlreichen vergleichenden Studien konnten weder bei der STS-Technik noch bei der BPTB-Transplantat-Technik entscheidende Vorteile ausgemacht werden [20, 22, 98]. Während Mitte der Neunziger Jahre noch die BPTB-Transplantat-Technik als sogenannter Goldstandard galt [99], hat sich in den vergangenen Jahren die Semitendinosusplastik immer mehr durchgesetzt und ist derzeit eine ebenso häufig angewandte operative Therapie.

Bei der Semitendinosusplastik wird mit einem Sehnenstripper die Sehne des M. semitendinosus, oft in Kombination mit der des M. gracilis, entnommen und auf einem Instrumentarium in Vierfach-Technik vernäht. Nachdem die Bohrkanäle in Abhängigkeit der Stärke des Transplantats gebohrt wurden, kann das Transplantat eingeführt und fixiert werden. Für die Fixierungstechnik stehen dem Operateur sowohl für den Ort als auch der Art der Befestigung unterschiedliche Verfahren zur Verfügung. Beim Ort unterscheidet man zwischen einer gelenknahen und einer gelenkfernen Verankerung. Dabei kann das Transplantat mit resorbierbarem Material (Schrauben, sogenannte Bio-Screws oder Pins [100, 101]) oder nicht resorbierbarem Material (Schrauben, Cross-Pins oder Klammern, meist aus Titan) befestigt werden [101]. Alle diese Techniken kommen im klinischen Alltag zur Anwendung. Die verschiedenen Möglichkeiten bieten jeweils Vor- und Nachteile. Als gelenkferne Ankersystemen hat der sogenannte EndoButton (Smith&Nephew) den Nachteil, dass es durch die gelenkferne Fixierung im Knochentunnel zu Mikrobewegungen und damit zu einer Tunnelerweiterung kommen kann [102-104]. Bei der gelenknahen Fixierung mittels Interferenzschrauben kann beim Eindrehen der Schraube sowohl das Transplantat, als auch die knöcherne Substanz des Bohrkanals zu Schaden kommen. Studien zeigten außerdem, dass Bioscrews auch noch vier Jahre postoperativ nicht resorbiert waren [103].

In vergleichenden Studien konnte sich keine der beiden Fixierungstechniken als vorteilhafter herausstellen [103]. Deshalb wird das Transplantat bei der sogenannten Hybrid-Fixierung sowohl an der lateralen als auch an der gelenkseitigen Bohrkanaöffnung fixiert. Damit sollen die Nachteile beider Techniken durch die Kombination mit dem jeweilig anderen Verfahren ausgeglichen werden. Dabei wird das Transplantat zuerst gelenkfern beispielsweise mit einem EndoButton befestigt und dann mit einer unterdimensionierten Interferenzschraube zusätzlich gelenknah fixiert. Die Möglichkeit, mit einer kleineren Schraube zu arbeiten, hat den Vorteil, dass sowohl das Transplantat als auch der Knochenkanal weniger strapaziert wird [105, 106].

Vorteile der Semitendinosusplastik sind durch die kleinen Schnitte eine weniger schmerzhaftere Heilung der Entnahmestelle, sowie die schnellere unkompliziertere Gewinnung des Transplantats - allerdings verbunden mit einer aufwendigeren Präparation der Sehne. Ein großer Nachteil gegenüber der Patellarsehne ist, egal mit welcher Technik fixiert wird, der fehlende natürlich Sehnen-Knochen-Übergang und damit eine langsamere und schlechtere Einheilung [107-109]. Als weiterer Nachteil wird eine Schwächung der ischiokruralen Muskulatur beschrieben. Der Streckapparat bleibt allerdings im Gegensatz zur BPTB-Technik unberührt.

Bei der Patellarsehnenplastik wird das Transplantat aus dem mittleren Drittel der Patellarsehne mit den anhängenden Knochenblöcken aus Tuberositas tibiae und Apex patellae gewonnen. Es wird ein tibialer und ein femoraler Knochenkanal gebohrt und die an den beiden Sehnenenden befindlichen Knochenblöcke in den Bohrkanaölen fixiert. Hier gibt es ebenfalls keinen einheitlichen Standard. Es werden verschiedene Interferenzschrauben, Pins und Buttons verwendet. Eine elegante Alternative bietet die sogenannte Pressfit-Technik, eine Technik ohne Fremdmaterial. Dabei hat der entnommene Knochenblock einen größeren Durchmesser als der Bohrkanaal und wird in den Kanal eingestößelt, wo er sich dann verklemmt und einwächst.

Mit oder ohne zusätzliche Fixierung bietet die knöcherne Einheilung mehrere große Vorteile. Der Knochenblock heilt schneller ein als bei der Semitendinosussehe. [108, 109]. Ist er einmal verwachsen, hat das Implantat durch den natürlichen Sehnen-Knochen-Übergang eine sehr hohe Festigkeit und Stabilität [98, 110]. Als größter Nachteil dieser Technik wird der postoperativ persistierende parapatellare Schmerz angegeben. Er kann sowohl in Ruhe, beim Knien oder Kniegang auftreten [111]. Als weitere Nachteile werden durch den unmittelbaren Eingriff am Streckapparat ein Kraftdefizit des M. quadrizeps und ein postoperatives Streckdefizit genannt [111]. Hinzukommen selteneren Komplikationen wie Patellafraktur [112] oder Patellarsehnenruptur [20, 98, 113-115].

Der modernste Ansatz und aktuell in der Wissenschaft von großem Interesse ist die operative Versorgung mittels Doppel-Bündel-Technik [23-26, 28]. Wie in Kapitel „Anatomische und funktionelle Grundlagen“ ausführlich beschrieben, besteht das ACL aus zwei funktionell wichtigen Bündeln. Die herkömmliche Versorgung nach einer Kreuzbandruptur beschränkte sich darauf, ein Bündel, das AMB, zu ersetzen. Neuere biomechanische Daten verschiedener Studien konnten zeigen, dass beide Bündel (das AM-Bündel und das PL-Bündel) eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung der Kniebewegung spielen [13, 56, 57]. Es wird beschrieben, dass das PL-Bündel vor allem einen wichtigen Stabilisator gegen Rotationsbewegungen und anterior tibial translatierende Kräfte in extensionsnahen Gelenkstellungen darstellt [60]. Diese Daten gaben neue Impulse in der Kreuzbandchirurgie. Um diesen jüngsten Erkenntnissen gerecht zu werden, haben Operateure damit begonnen Techniken zu entwickeln, bei denen beide Anteile des ACL arthroskopisch rekonstruiert werden können [30, 39-43].

In vergleichenden Studien konnte gezeigt werden, dass die Doppel-Bündel - Technik deshalb der Ein-Bündel-Technik überlegen ist, weil herkömmliche Ein-Bündel-Ersatzplastiken sind zwar sehr zuverlässig bei der Stabilisierung der anterioren tibialen Translation, jedoch nicht ausreichend für die Stabilisierung tibialer Innenrotation des Kniegelenks. Durch die bessere Nachahmung der



Anatomie sollen optimalere Ergebnisse erreicht werden. Dies konnte durch eine Anzahl klinischer in-vivo-Studien bestätigt werden [31-37]. Andere Studien dagegen zeigen keinen Vorteil der VKB-Doppelbündelrekonstruktion [44-46, 116]

Als Sehnentransplantat wird für die Doppel-Bündel -Technik fast ausschließlich die Semitendinosussehne, bei zu kurzer Länge in Verbindung mit der Gracilissehne, verwendet [28]. Eine alleinige Versorgung mittels Doppel-Bündel -Technik mit einer Patellarsehnen-Technik ist in einem Fall beschrieben [117]. Wenn die Patellarsehne für ein Doppel-Bündel--Rekonstruktion Verwendung findet, dann meist in Verbindung mit einem Semitendinosussehnentransplantat [117]. Das Transplantat wird in der Regel, ähnlich wie bei der herkömmlichen Ein-Bündel-Technik, als STS-Transplantat vorbereitet und fixiert. Auch bei diesem Verfahren werden verschiedene Ausführungsvarianten angewandt und diskutiert. Neben den klassischen Themen der Kreuzbandchirurgie wie beispielsweise die Fixierungstechnik werden vor allem die Platzierung und die Anzahl der Tunnel diskutiert. Das ist deshalb so wichtig, da ein Fehlpositionieren großen Einfluss auf Festigkeit des Implantats sowie die Kinematik des Knies haben kann [12, 16, 118-120]. Zu nah beieinander gebohrte Tunnel können außerdem das Risiko mit sich bringen, dass sie ineinander einbrechen.

Allerdings ist zu bedenken, dass die neue Technik neben den oben beschriebenen kinematischen Vorteilen auch Nachteile mit sich bringen kann. So bietet die größere Anzahl von Tunneln generell ein höheres Risiko von Komplikationen wie eine Tunnel-Fehlpositionierung oder schlechtes Einheilen des Transplantats. Des Weiteren liegt es nahe, dass je nach Operateur durch die aufwendigere Technik längere OP-Zeiten entstehen können. Dadurch und durch die eventuell zusätzlich höheren Materialkosten, wenn eine größere Menge an Fixierungsmaterial benötigt wird, besteht die Gefahr, dass durch die Doppel-Bündel -Technik eine insgesamt kostenintensivere Behandlung entsteht [48, 49].

## **2. Materialien und Methoden**

### **2.1 Materialien**

Für die biomechanische Testung bei Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels Doppel-Bündel-Technik standen zehn linke menschliche Kadaverknie zur Verfügung. Die tiefgefrorenen Knie waren jeweils 15 Zentimeter vom Gelenk entfernt an Femur bzw. der Tibia und der Fibula durchtrennt. Die Präparate wurden für Vorgängerstudien wie folgt präpariert und für diese Arbeit überlassen: Zuerst wurde die Haut und das Unterhautfettgewebe entfernt und die Muskulatur vorsichtig freipräpariert. Muskelbäuche und umliegendes Bindegewebe wurden dann ebenfalls exzidiert. Wichtig war dabei der Erhalt der Gelenkkapsel sowie Ansatzsehnen der Oberschenkelmuskulatur. Anschließend wurden die freien Enden von Femur und Tibia in einen Zylinder aus Knochenzement gegossen – an diesen wurden die Modelle später in die Aluminiumhülsen des Kniesimulators eingeführt und befestigt.

Zur Konstruktion des Sehnenimplantats standen die Semitendinosussehnen der verwendeten Knie-Präparate zum Zeitpunkt der Operation nicht mehr zur Verfügung. Als adäquater Ersatz wurden Kadaver-Sehnen der menschlichen Unterarmmuskulatur aus dem Anatomischen Institut der Universität Tübingen in vergleichbarer Länge und Stärke verwendet.

## 2.2 Operationstechnik

Dieses Kapitel behandelt die operative Wiederherstellung des vorderen Kreuzbandes mittels einer implantatfreien Doppel-Bündel-Technik. Es wurde dabei ein Verfahren gewählt, bei der an der Tibia ein Tunnel und am Femur zwei Tunnel benötigt werden. Diese Technik wurde als single-socket-Technik beschrieben [44].

Vor Beginn der Operation wird das Gelenk mit einem anteromedialen und lateralen Portal eröffnet und arthroskopisch gesichtet. Vorausgehende Studien an denselben Exemplaren haben Messungen bei intaktem und durchtrenntem vorderen Kreuzbänder vorgenommen, weshalb davon auszugehen ist, dass zu Beginn der Operation das VKB bereits durchtrennt war. Bei der Inspektion der vorhandenen Strukturen war es trotzdem wichtig, den vorderen Kreuzbandschaden zu sichern und eventuell vorhandene andere Verletzungen wie zum Beispiel des hinteren Kreuzbandes auszuschließen.

Zunächst wird eine Resektion der Kreuzbandstümpfe, sowohl am Tibiaplateau, als auch an der Femurkondyle, vorgenommen. Die Resektionsstellen dienen als wichtiger Orientierungspunkt für das Erstellen der Bohrkanäle. Daraufhin wird das tibiale Zielgerät eingebracht und der Führungsdraht gesetzt. Dabei werden die verschiedenen Positionen des Führungsdrahtes während der gesamten OP ständig arthroskopisch und zusätzlich per Bildwandler kontrolliert (Abb. 3 und 4). Anschließend wird der Führungsdraht lateral mit einem Hohlbohrer (Durchmesser 12 mm) von medial kommend in Richtung Gelenk bis ca. 10 mm vor der tibialen Insertionsstelle des VKBs überbohrt. Wichtig ist dabei die Erhaltung der Kortikalis des Tibiaplateaus, da sich das Implantat an dieser Stelle später verklemmen soll.

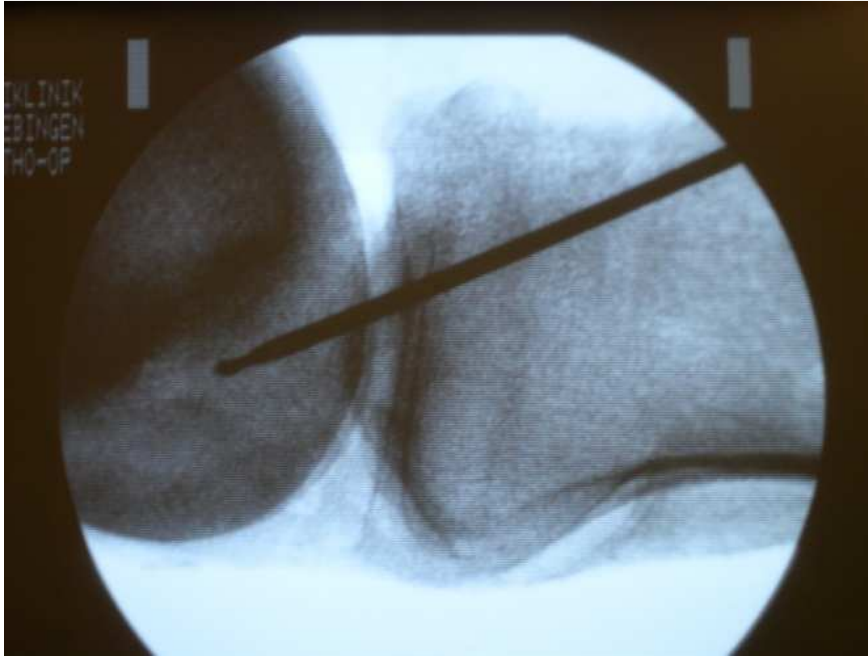


Abbildung 3: Intraoperatives Röntgenbild zur Kontrolle der Position des Führungsdrahtes

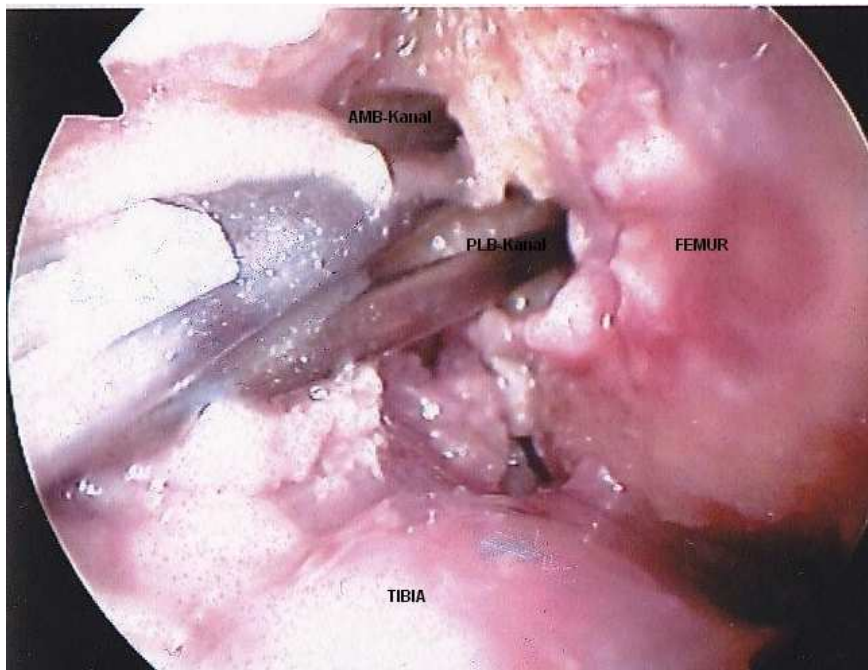


Abbildung 4: Intraoperative arthroskopische Kontrolle der femoralen Bohrkanäle

Der entstehende Knochenzylinder wird nach Entfernung des Hohlbohrers gesichert. Er spielt später für die Vorbereitung des Implantats eine wichtige Rolle. Anschließend wird der Kanal durch die gelenknahe Kortikalis mit einem 6-mm-Bohrer bis ins Gelenk erweitert. Nun kann der gesamte Bohrkanal mit einem Flaschenhalsdilator (Fa. Richard Wolf, Knittlingen) schrittweise aufbougiert werden, damit ein Kanal mit einer gelenknahen Verengung entsprechend des Durchmessers des Implantats entsteht.

Da die Knie mittig des Femurs durchtrennt geliefert wurden und aufgrund der oben beschriebenen Präparationstechnik, waren die Semitendinosussehnen der jeweiligen Präparate zu Beginn unserer Versuchsreihe nicht mehr vorhanden. Zur Herstellung der Implantate wurden Beugesehnen menschlicher Unterarmmuskulatur von Körperspendern aus dem Anatomischen Institut der Universität Tübingen in vergleichbarer Länge und Stärke verwendet. Von dem Knochenzylinder, der bei der Herstellung des tibialen Bohrkanals entstanden ist, wurde die Spongiosa soweit von der Kortikalis entfernt, dass nur noch ein kleiner kortikaler Knochenblock übrigblieb. In diesen Knochenblock wurde zentral ein Loch gebohrt und mit dem Implantat in seiner Mitte so vernäht, dass sich zwei freie Sehnenenden ergeben. Der Durchmesser der jeweiligen Sehnenenden wurde mit Hilfe einer Messlehre bestimmt und war in einem Bereich von 7,5 – 8 mm, was der Stärke einer gewöhnlich verwendeten Semitendinosus-Plastik in vierfach-Technik entspricht. An diesen beiden Enden sowie am Knochenblock erfolgte eine Armierung mit Ethibond-Fäden. Der Durchmesser am tibialen Ende des Implantats betrug rund 11 – 12 mm. Ein vollständig vorbereitetes Implantat ist in Abbildung 5 zu sehen.

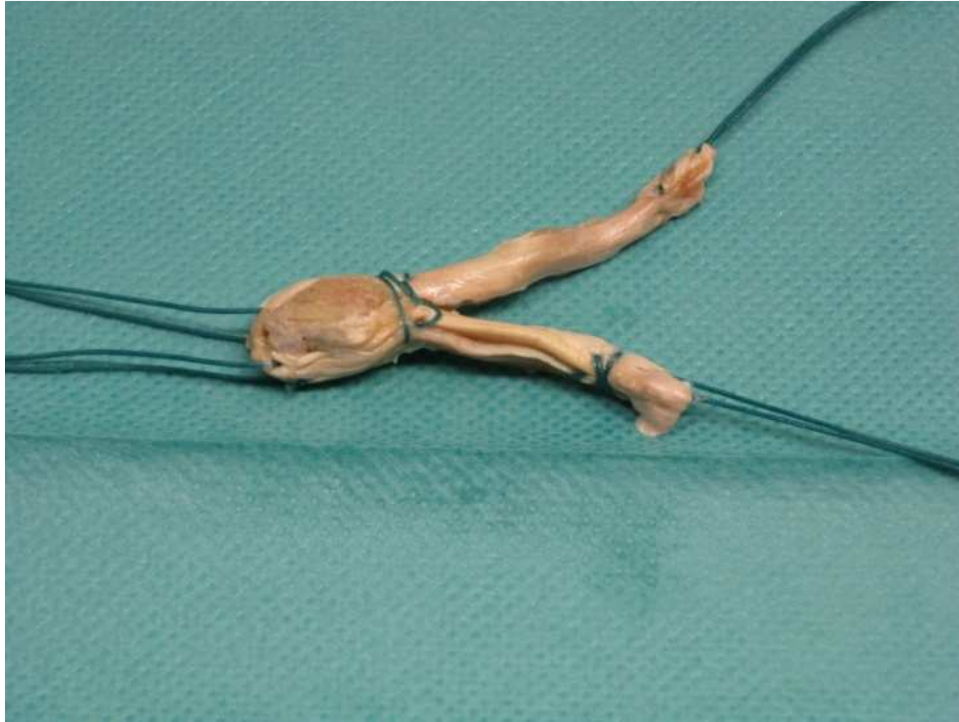


Abbildung 5: Vollständig präpariertes Implantat

Von den beiden femoralen Tunneln wird zunächst der für das AMB erstellt. Hierfür wird das femorale Zielgerät eingebracht und der Kanal in der vorher gemessenen Implantatstärke transtibial gebohrt. Für den zweiten femoralen Tunnel des PMB wird, im Gegensatz zu dem durch die Tibia erstellten Kanal des AMB, als Zugangsweg das anteromediale Portal verwendet. Durch das Bohren über die beiden verschiedenen Zugangswege bilden sich zwei divergente femorale Tunnel. Zuerst wird intraartikulär etwa 5 mm in die Tiefe gebohrt. Dieses Loch soll als Verankerungspunkt für die Spitze der Anvisierungsvorrichtung dienen. Vorher wird noch die Haut vom Austrittspunkt des AMB-Kanals Femurs inzidiert und die vorhandene Muskulatur zur Seite geschoben. Dadurch kann der Führungsdraht mit geringerem Weichteilschaden von außen nach innen angebracht werden. Über diesen Führungsdraht wird dann der PMB-Kanal ebenfalls von außen nach innen gebohrt. Dabei soll der Abstand zwischen den beiden proximalen Austrittsstellen der beiden Kanäle idealerweise ca. zwei Zentimeter betragen.

Mit Hilfe der beiden distal vernähten Fäden wurden die Implantatenden durch den tibialen Bohrkanal in die jeweils vorgesehenen femoralen Kanäle gezogen, bis sich der Knochenblock unterhalb der Tibiaplateaus fest verkeilte. Um ihn zusätzlich zu sichern, wurde die am Knochenblock angebrachte Armierung über eine Knochenbrücke verknötet (siehe Abb. 6)

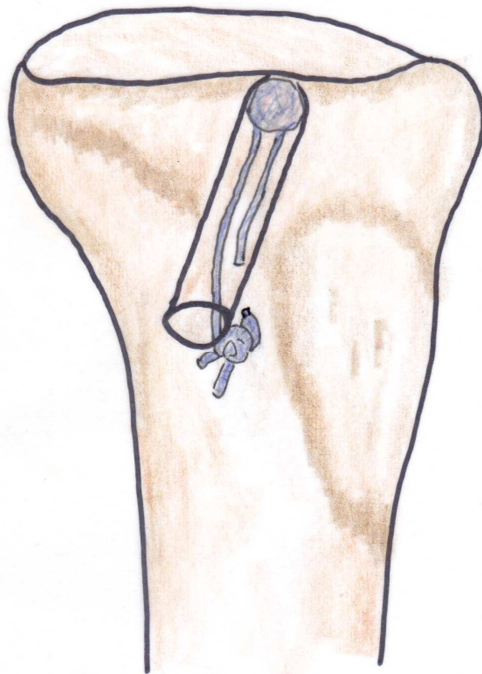


Abbildung 6: Schematische Darstellung der tibialen Fixierung. Das femorale Ende des Implantats verklemmt unterhalb des Tibiaplateaus und wird zusätzlich mit einem nichtresorbierbaren Faden über eine Knochenbrücke der tibialen Kortikalis gesichert.

Danach wurde das Knie unter Zug an den femoralen Armierungen 30mal durchbewegt und dabei auf Stabilität und seine Isometrie getestet. Wichtig ist das Erreichen einer vollen Extensionsfähigkeit. Nach abschließender arthroskopischer Überprüfung der Position des Implantats (Abb. 7) wurden die Fäden an den distalen Enden der beiden Bündel über eine Knochenbrücke miteinander verknotet. Die femorale Fixierung ist in Abbildung 8 schematisch dargestellt.

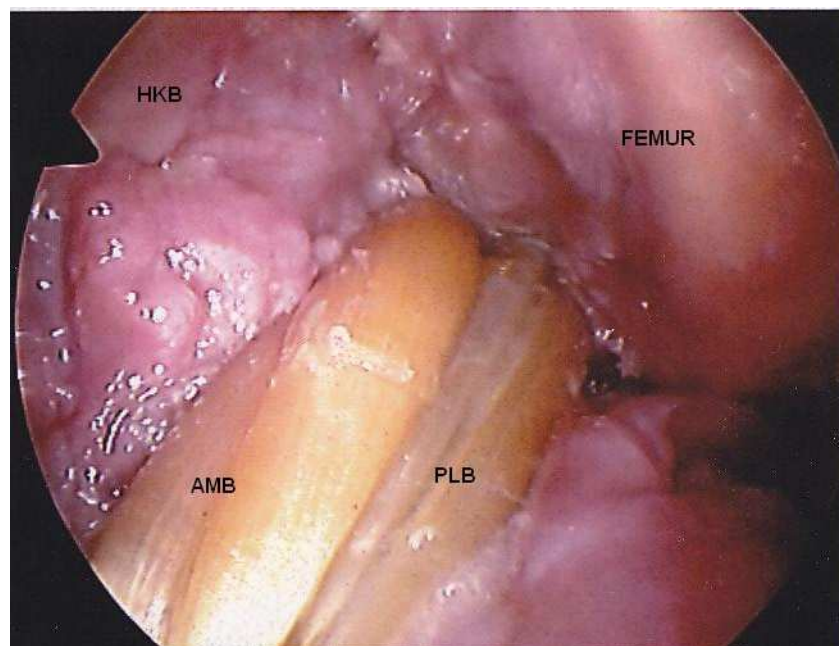


Abbildung 7: Arthroskopisches Bild des Kniegelenks während der Operation zur Kontrolle der Lage des Implantats



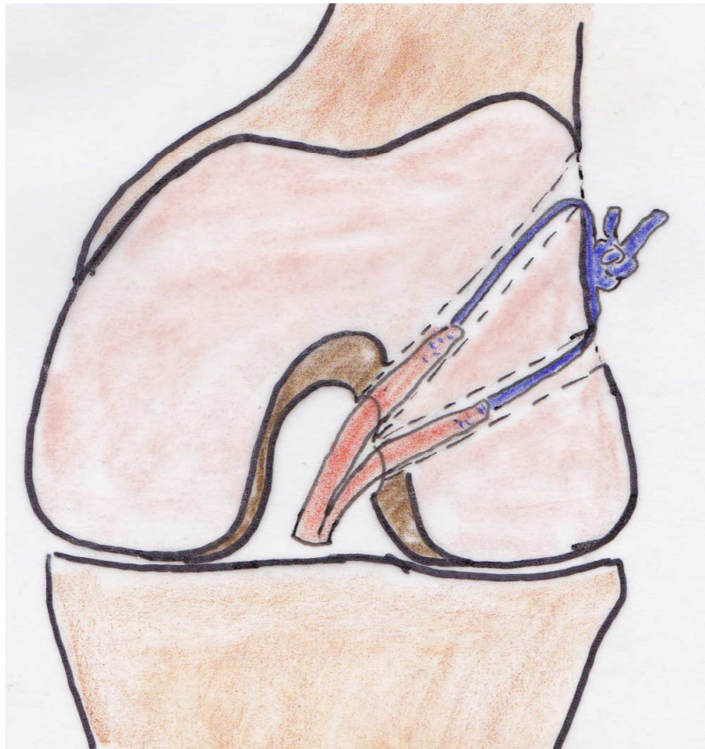


Abbildung 8: Schematische Darstellung der femoralen Fixierung. Die an die jeweiligen Bündel armierten Fäden werden über eine Knochenbrücke der femoralen Kortikalis miteinander verknotet.

### 2.3 Versuchsaufbau und Messmethoden

Der Kniesimulator wurde in Zusammenarbeit mit dem Institut für Maschinenbau der Universität Hohenheim/Stuttgart als Prototyp entwickelt, um für in-vitro-Studien am Kniegelenk gewichtsabhängige Bewegungsabläufe zu simulieren. Wie in der Einleitung bereits erwähnt, haben Körpergewicht (in der geschlossenen Kette), Muskelkraft, Kreuzbänder und der äußere Kapselbandapparat Einfluss auf die Bewegung und die Stabilität im Gelenk. Während ein intakter äußerer Kapselbandapparat durch die Präparationstechnik garantiert wurde und die Kreuzbänder Gegenstand der Studie sind, wird durch die Technik des Kniesimulators Körpergewicht und Muskelkraft simuliert.

Der Kniesimulator ermöglicht mit Hilfe eines Elektromotors geschwindigkeitsgesteuerte Flexions- und Extensionsbewegungen an integrierten Kniemodellen. Über fünf weitere kleinere Motoren können fünf Muskelzüge separat angesteuert werden. Die Muskelzüge bestehen aus einem Drahtseil, einer Hülse und einem speziellen Verbindungsstück zum Befestigen der jeweiligen Muskelsehnen. Drei von ihnen befinden sich an der Vorderseite, zwei an der Rückseite. Sie entsprechen vorne dem M. rectus femoris, dem M. vastus medialis und dem M. vastus lateralis des M. quadrizeps femoris sowie hinten den an der Oberschenkelrückseite befindlichen M. semimembranosus und M. biceps femoris. Da durch die Verbindung des Sprunggelenks mit der Bodenplatte ein geschlossenes System vorliegt, eine sogenannte „geschlossene Kette“, kann über die Muskelzüge des Quadrizeps entlang des Femurs ein Körpergewicht (body weight = BW) simuliert werden [121, 122].

Der Kniesimulator verfügt außerdem über zwei zylinderförmige Halterungen, an denen die oben beschriebenen Knochenzementzylinder des Femurs und der Tibia des Modellkniees mittels zweier gelochter Aluminiumhülsen und vieler kleiner Schrauben befestigt werden. Ist das Knie nun über die Aufsteckhülsen fest mit dem „Hüftgelenk“ und dem „Kniegelenk“ verankert, werden die Sehnen

der Oberschenkelmuskulatur mit den jeweils dafür vorgesehenen Muskelzügen verbunden. Dazu muss die Ansatzsehne in das Verbindungsstück geführt und mit Hilfe einer Schraubplatte eingeklemmt werden. Um bei höher wirkenden Kräften das Herausziehen der Sehnenenden zu vermeiden, muss zusätzlich Stahlwolle dazwischen geklemmt werden.

Die Halterungen verfügen jeweils über ein Gelenk, das an der oberen ein „Hüftgelenk“ mit drei Freiheitsgraden (Ext/Flex, Abd/Add und vertikale Translation), an der unteren ein „Sprunggelenk“ mit ebenfalls drei Freiheitsgraden (Ext/Flex, Abd/Add und IR/AR) imitieren soll. Das Kniegelenk kann während der Bewegung in alle Richtungen ausweichen. Diese Abweichungen der Bewegung können dann wie folgt gemessen und im Vergleich dargestellt werden.

Für die Aufzeichnung der Bewegungsdaten wurde ein Ultraschall-Koordinaten-Messsystem der Firma Zebris (Zebris CMS 100, Zebris Medical GmbH, Isny) verwendet. Mit diesem System ist es möglich, dreidimensionale Bewegungen im Raum aufzuzeichnen. Für die Bewegung am Knie bedeutet das, dass sowohl eine transversale Translation, eine Abduktion- Adduktions-Bewegung als auch eine tibiale Rotation im Gelenk zu jedem Zeitpunkt der Flexionsbewegung bestimmt werden kann. Dafür wurde an der tibialen und an der femoralen Aufsteckhülse ein Referenzdreifachmarker auf der Basis von Miniatur-Ultraschallsendern angebracht. Ein auf einem Stativ befestigter Messaufnehmer nimmt die Positionsänderungen der Ultraschall-Messsignale auf und leitet die Resultate weiter.

Ist das Knie nun vollständig in den Simulator integriert, kann das Messsystem kalibriert werden. Dafür werden der laterale und der mediale Rand des Tibiaplateaus als Referenzpunkte bestimmt und mit Hilfe eines Ultraschalltaststiftes (Ultraschall-Abtaststift PS33-1, Zebris) an das Zebrissystem übertragen. Zu allererst werden dann drei kraftfreie Durchgänge der später zu analysierende Bewegung gefahren. Durch sie soll eventuell auftretendes Fehlverhalten des Knies während der Bewegung ausgeschlossen

bzw. gegebenenfalls korrigiert werden. Wenn ein reproduzierbar gleichbleibender Bewegungsablauf ohne Achsabweichung zu erkennen war, konnten die eigentlichen Messungen beginnen.

Zuerst wurde bei vollständiger Extension eine Referenzmessung durchgeführt. Durch sie konnten zwei Koordinatensysteme, jeweils eins an Femur und Tibia, festgelegt werden. Als gemeinsamer Ursprung der Koordinatensysteme wurde der Mittelpunkt der beiden Referenzpunkte bestimmt. Als Flexionsachse wurde die Verbindungslinie zwischen den beiden Referenzpunkten definiert. Die Richtung der AP-Achse (anterior-posterior-Richtung) entspricht der Ebene, die mit der Flexionsachse und der Longitudinal-Achse der oberen bzw. unteren zylinderförmige Halterung entsteht. Die Rotationsachse wurde als Vektorprodukt der Flexions- und der AP-Achse bestimmt. Da während der gesamten Bewegung die Position aller Sensoren aufgezeichnet wurde, ist es möglich, zu jedem späteren Zeitpunkt der Knieflexion die Lage der Referenzpunkte aus den Aufzeichnungen der Zebris Dreifachmarkern an der Tibia bzw. Femurhalterung zu bestimmen. Dazu wird die Lage der Marker zu jedem Zeitpunkt ein Femur- und Tibia-eigenes Koordinatensystem errechnet. Die Translation wird aus dem Verschiebevektor der beiden körpereigenen Koordinatensysteme von Femur und Tibia als Komponenten der drei anatomischen Richtungen medial-lateral, anterior-posterior und axial angegeben. Das Bezugssystem für die Raumrichtungen der Translation ist das momentane Tibia-eigene Koordinatensystem. Damit können die kinetischen Messdaten errechnet werden.

Durch ein KUKA-Roboter-System (KUKA KR 60-3) mit einem im Arm des Roboters integrierten 6-Achsen-Kraftsensor (FT Theta SI-1000-120) war es möglich, während der gesamten Bewegung eine konstante Kraft zu applizieren und durch die Flexibilität des Arms den Richtungsvektor konstant zu halten. Dies bedeutet, dass das System die Richtung der Kraftapplikation an jeden Flexionsgrad exakt so anpassen kann, dass nur die gewünschte Kraft auf das Modell wirkt und keine zusätzlichen Kräfte die Kniekinematik beeinflussen.

Dafür wurde der Roboterarm an die tibiale Aufsteckhülse des Kniesimulators gekoppelt (siehe Abb. 9).

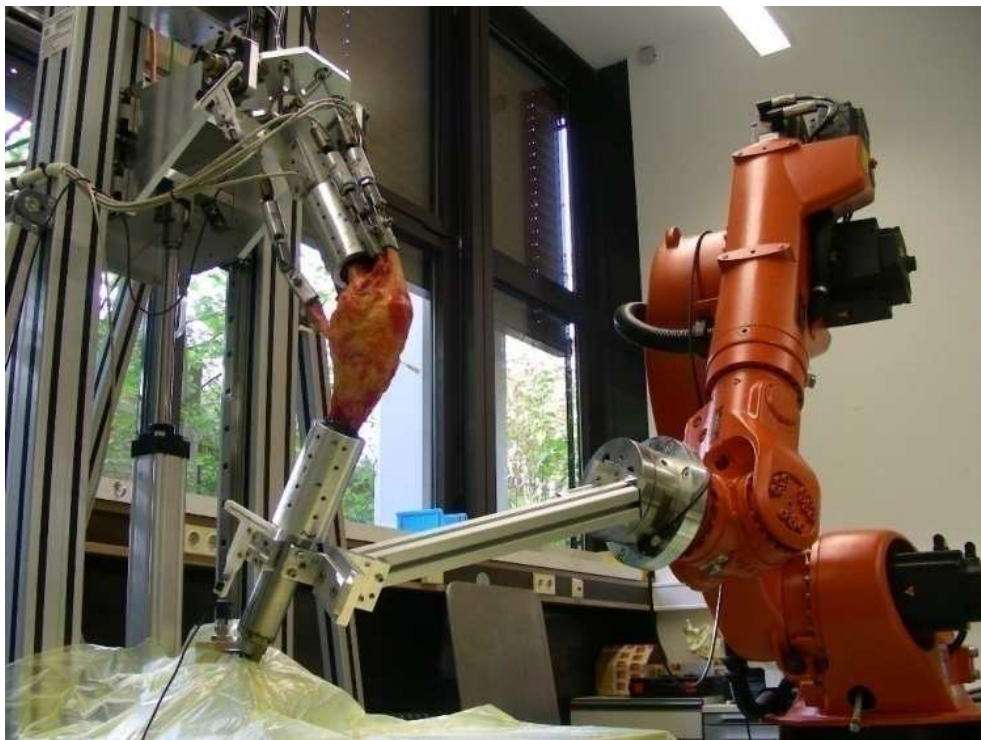


Abbildung 9: Kniemodell im Kniesimulator mit adaptiertem Kuka-Roboter

Das Bewegungsverhalten der Kniemodelle wurde bei einem Körpergewicht (body weight = BW) von 50 N getestet. Dieses Körpergewicht wurde gewählt, nachdem sich gezeigt hatte, dass klinische Fragestellungen der Kniebewegung in diesem Kniesimulator-Roboter-Modell mit nur Teilen des Körpergewichts simuliert werden können [122] und eventuelle Muskelsehnenrisse bzw. Diskonnektionen des Seilzug-Sehnenüberganges vermieden werden sollten.

Vorausgegangene Arbeiten mit dem Kniesimulator-Roboter-System haben zudem gezeigt, dass unter gleichen Bedingungen die Messungen mit nahezu identischen Ergebnissen beliebig oft reproduzierbar sind [122]. Deshalb wurde bei jedem Messdurchgang nur ein Kontrolldurchlauf gefahren. Waren die Ergebnisse gleich, wurde auf weitere Durchläufe verzichtet.

Um einen Vergleichswert zu bekommen, musste das Prozedere zuvor ohne eine vom Roboter applizierte Kraft gefahren werden. Das Robotersystem war zu diesem Zeitpunkt nicht an den Kniesimulator gekoppelt. Nachdem nun das frisch operierte Knie in den Kniesimulator integriert und das Messsystem kalibriert war, wurde der erste Durchgang (und der Kontrolldurchgang) mit einer simulierten Körpergewicht von 50 N gefahren. Nach Sicherung dieser Messergebnisse wurde zunächst der Roboterarm wie oben geschildert an die untere Hülse fixiert.

Nun folgte ein Durchgang mit einer Kräfteapplikation nach anterior mit 50 N in der Transversalebene des Tibiaplateaus (Anterior Tibial Force = ATF) sowie ein Durchgang mit einem Drehmoment mit 5 Nm entlang der tibialen Longitudinalachse in Richtung Innenrotation (Internalrotation Tibial Torque = ITT). Das entspricht einem Tibiavorschub nach anterior sowie der tibialen Innenrotation wie sie nachweislich durch das VKB gehemmt werden (siehe Kap. 1.2). Auch unter diesen Bedingungen wurde jeweils ein Durchgang mit je einem Wiederholungsdurchgang gefahren.

Diese Durchläufe mit den drei verschiedenen Bedingungen wurden nach Durchtrennung des Implantats wiederholt. Das sind insgesamt sechs Durchgänge mit sechs verschiedenen Situationen. Diese Reihenfolge ist sinnvoll, da für das Lösen der Fixierung das Modell nicht aus dem sensiblen System herausgenommen werden musste und so eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet ist.

### Die sechs Durchläufe in der Übersicht:

Simuliert wurde eine Flexionsbewegung mit einer konstanten Geschwindigkeit von  $1^\circ/\text{s}$  und einem Bewegungsumfang von  $10^\circ$  bis  $90^\circ$  bei einem Körpergewicht von 50 N. Diese Werte gelten für alle sechs Durchläufe. Variiert wurden:

1. Durchlauf: Mit VKB-Plastik ohne Roboter („BW only“)
2. Durchlauf: Mit VKB-Plastik mit 50 N ATF
3. Durchlauf: Mit VKB-Plastik mit 5 Nm ITT
4. Durchlauf: Ohne VKB-Plastik ohne Roboter
5. Durchlauf: Ohne VKB-Plastik mit 50 N ATF
6. Durchlauf: Ohne VKB-Plastik ITT

Zu Beginn standen zehn Kniepräparate für die Studie über die double-bundle-Operation zur Verfügung. Ein Präparat (S5) schied frühzeitig aus, weil im Laufe der Messungen eine Muskelsehne riss, weshalb die verschiedenen Durchläufe nicht zu Ende geführt werden konnten. Von zwei Präparaten (S12 und S13) blieben die Ergebnisse wegen knöchernen Defekten unberücksichtigt (siehe Kap. 3.1). Somit gingen die Ergebnisse von sieben Präparaten in der Auswertung ein.

Die durch das Zebrissystem erfassten Messdaten wurden mit Hilfe einer MATLAB-Software (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) mathematisch bearbeitet. Die sich daraus ergebenden kinematischen Messgrößen wurden wie in Kapitel Ergebnisse dargestellt.

### **3. Ergebnisse**

#### **3.1 Auswertungen der CT-Bilder**

Bei der Auswertung der CT-Bilder wurden alle Knie im Anschluss an die Messungen nochmals geprüft. Wichtige Kriterien waren dabei ein immer noch richtiges Einliegen des Implantats sowie das Ausschließen knöcherner Läsionen.

In Folge dessen wurde bei einem Präparat (S12) eine Tibiakopffraktur festgestellt. Bei einem Weiteren (S13) konnte ein tibial gelegener knöcherner Ausriss des Implantats diagnostiziert werden. Bei allen anderen Knien konnte ein regelrechter Sitz des Implantats bestätigt werden. Des Weiteren zeigte sich in der CT-Analyse unverkennbar, dass die Knochensubstanz am Ende der Versuchsreihe bei sämtlichen Präparaten deutlich abgenommen hatte.



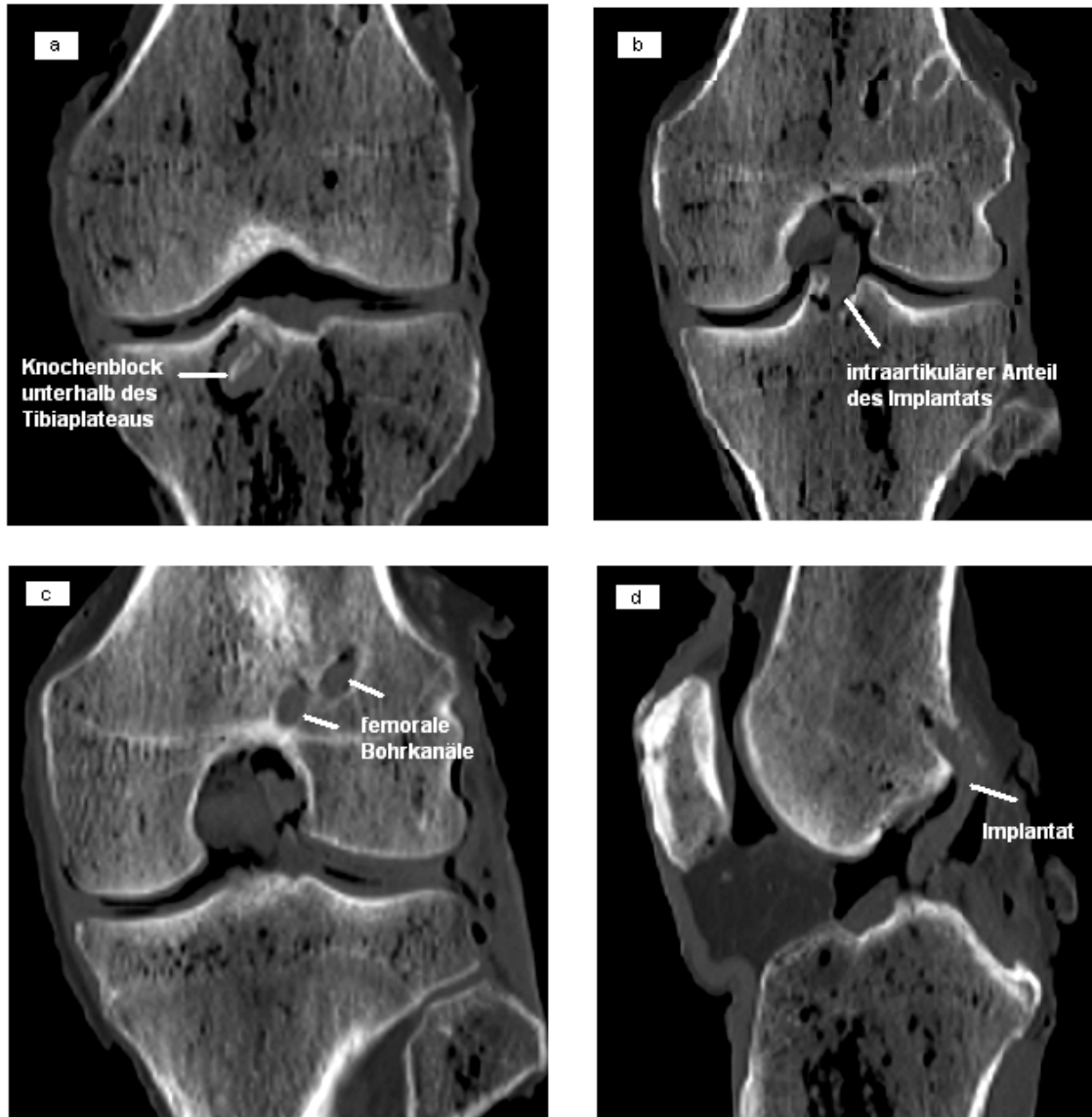


Abbildung 10a-d: CT-Kontrollbilder in verschiedenen Ebenen im Anschluss an die biomechanische Testung zur Dokumentation des korrekten Einliegens des Implantats.

### 3.2 Ergebnisse der biomechanischen Testung

Die in Figur 11–13 dargestellten Diagramme zeigen die Ergebnisse der Messungen. Es sind sechs Diagramme (Abb. 11a–13b) aufgeführt. In jedem der Diagramme mit der Zusatzbezeichnung a sind zwei Kurven zu sehen. Es wird immer die Messungen mit nicht vorhandenem VKB (no ACL) mit denen der operierten Knie (rec ACL) verglichen. In den Diagrammen mit der Zusatzbezeichnung b sind die Differenzwerte der beiden Kurven nochmal gesondert dargestellt.

Im statistischen Anhang werden in den Abbildungen 17–19 die Messergebnisse für jedes in die Wertung eingegangene Präparat einzeln tabellarisch dargestellt.

In den Abbildungen 11a und 11b werden die Ergebnisse der Messung ohne zusätzliche Kräfteapplikation dargestellt (BW only). Dabei ist in Abbildung 11a die tibiale Translation nach anterior in mm in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad (degree) zu sehen. Eine Kurve stellt die Ergebnisse der Messungen ohne Kreuzband (no ACL), die andere mit rekonstruiertem Kreuzband (rec ACL) dar. In Abbildung 11b ist zur besseren Übersicht die Differenz der beiden Kurven für die verschiedenen Flexionsgrade noch einmal separat aufgeführt.

In der Abbildung 12a wird das Bewegungsausmaß der tibialen Translation bei zusätzlichem Zug (50 N) nach anterior durch den Roboter (Ant Draw) gezeigt. Zur Verdeutlichung ist in Abbildung 12b ebenfalls die Differenz der Messergebnisse in Abhängigkeit des Flexionswinkels dargestellt. Hier ist ein signifikanter Unterschied ( $\alpha = 0,05$ ) zwischen den Situationen ohne VKB und rekonstruierten VKB zu erkennen.

Die Abbildungen 13a und 13b zeigen die Ergebnisse der Messungen der Rotation über die Längsachse bei einem kontinuierlich applizierten Drehmoment von 5 Nm in Innenrotationsrichtung (int torque). Es ist kein signifikanter Unterschied im Rotationsverhalten (irot Diff) zwischen den operierten Knien und denen ohne VKB zu erkennen.

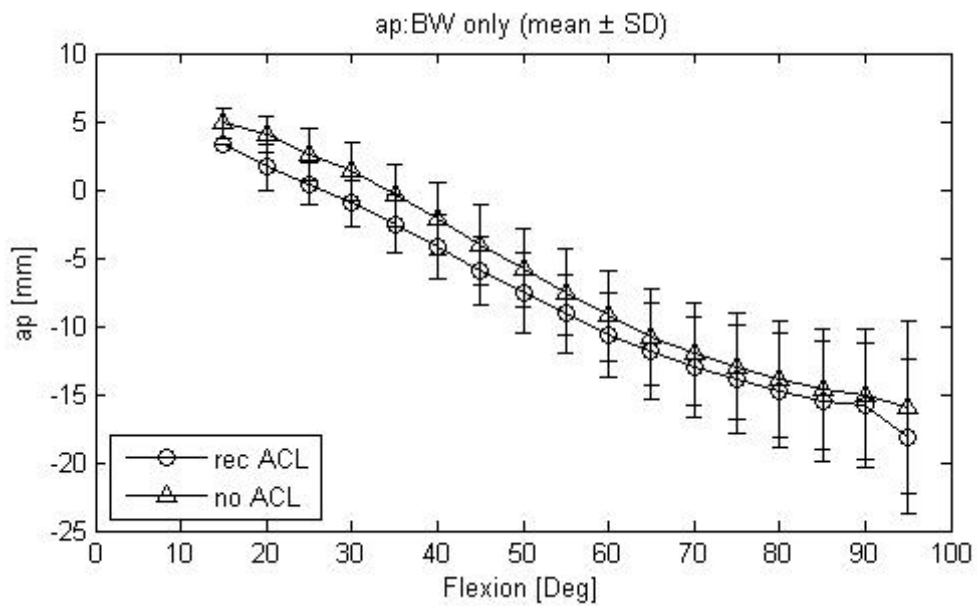


Abbildung 11: Dargestellt sind die Mittelwerte der AP-Translation (ap) in Millimeter (mm) der sieben Präparate gemessen ohne VKB (no ACL) und mit VKB-Rekonstruktion (rec ACL) in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad (Deg) bei einem simulierten Körpergewicht von 50N (BW only)

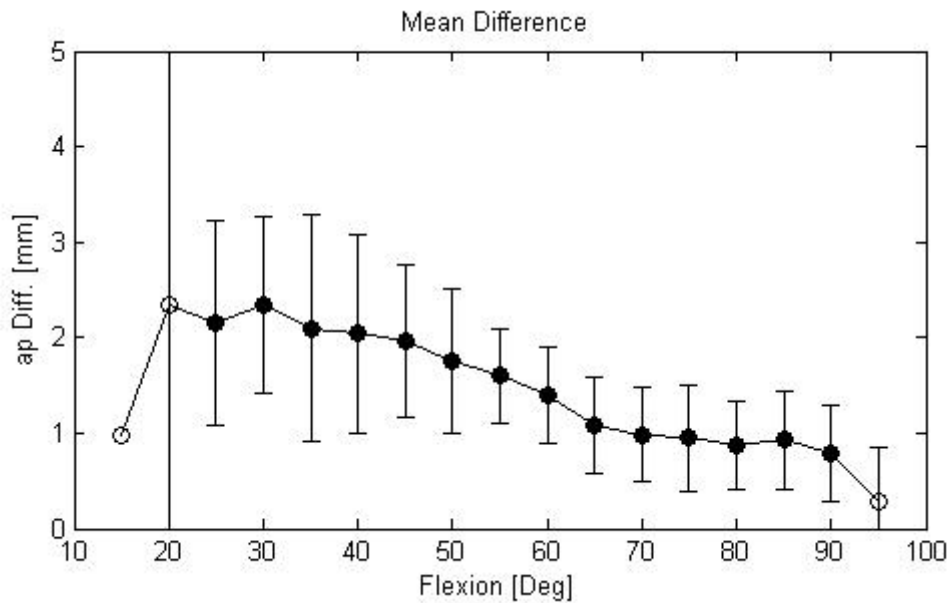


Abbildung 12: Absolute Differenz der AP-Translation (ap Diff) von den in Abb. 11 dargestellten Werte ohne VKB und mit VKB-Rekonstruktion angezeigt in Millimeter (mm) in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad (Deg).

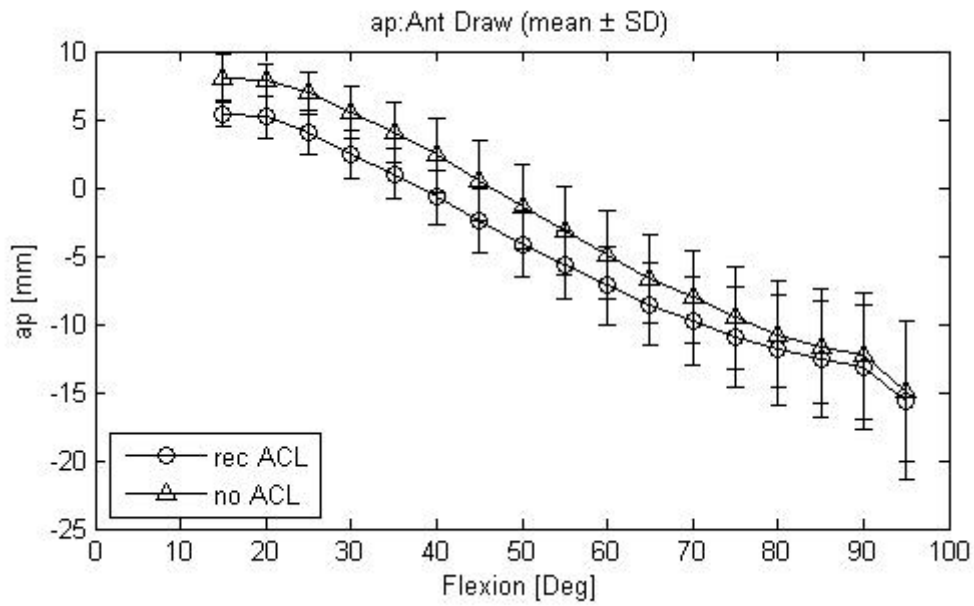


Abbildung 13: Dargestellt sind die Mittelwerte der AP-Translation (ap) in Millimeter (mm) der sieben Präparate gemessen ohne VKB (no ACL) und mit VKB-Rekonstruktion (rec ACL) in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad (Deg) bei einem simulierten Körpergewicht von 50N und einem zusätzlichen Translationsstress nach anterior von 50N (Ant Draw).

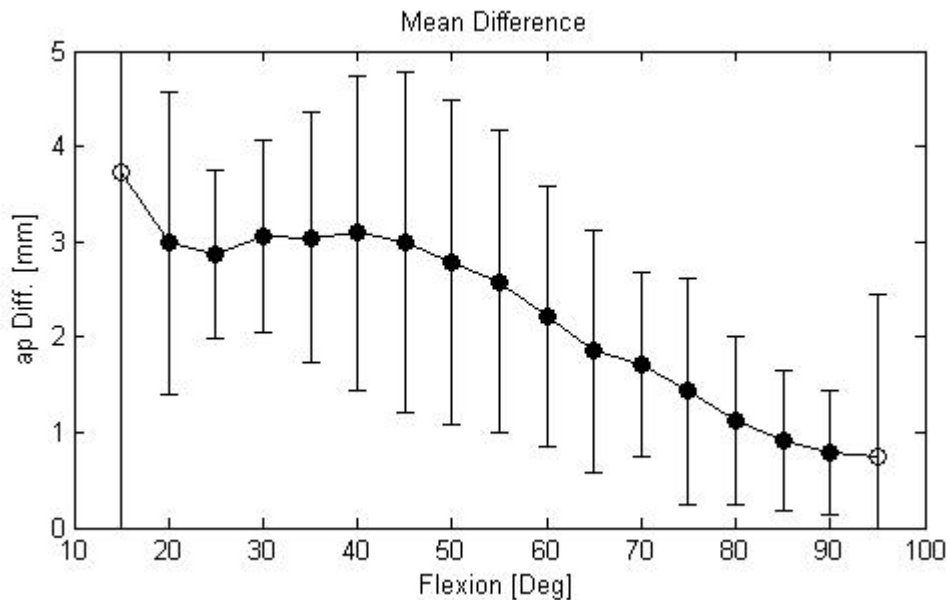


Abbildung 14: Absolute Differenz der AP-Translation (ap Diff“) von den in Abb. 13 dargestellten Werte ohne VKB und mit VKB-Rekonstruktion angezeigt in

Millimeter (mm) in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad (Deg) bei einem zusätzlichen Translationsstress nach anterior von 50N (Ant Draw).

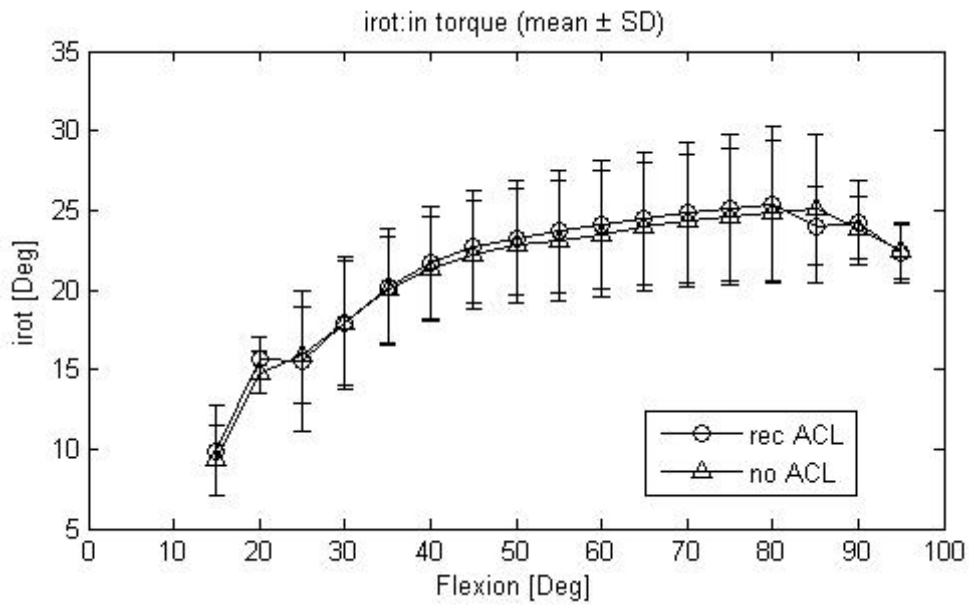


Abbildung 15: Vergleich der Innenrotation der Tibia (irot) zwischen den Präparaten ohne VKB (no ACL) und mit VKB-Rekonstruktion (rec ACL) angezeigt in Grad (Deg) und Abhängigkeit des Flexionswinkels (Deg) bei einem simulierten Körpergewicht von 50N und einem zusätzlichen Innenrotationsstress von 5Nm (in torque).

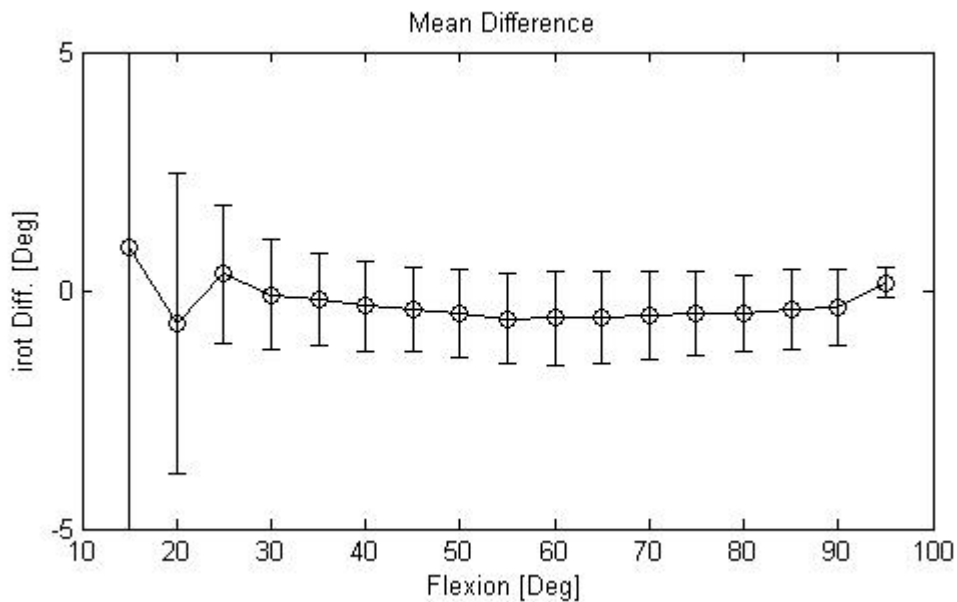


Abbildung 16: Absolute Differenz der Innenrotation (irot Diff) zwischen den in Abb. 15 dargestellten Werten angezeigt in Grad (Deg) in Abhängigkeit des

Flexionswinkels ebenfalls in Grad bei einem simulierten Körpergewicht von 50N und einer zusätzlichen Innenrotationsstress von 5Nm (Int torque).

### 3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Mit der vorgestellten Operationstechnik konnte eine implantatfreie Fixierung einer hamstring-ähnlichen VKB-Doppelbündel Rekonstruktion unter Laborbedingung verwirklicht und getestet werden, die in sieben von acht Fällen der Belastung einer mehrfachen Kniebeugung mit den oben beschriebenen Krafteinwirkungen standhielt. In einem Fall kam es intraoperativ zu einer Tibiakopffraktur. Auf die geplante Ermittlung von Belastungsgrenzen der Fixierungen durch Ausreißversuche wurde aufgrund der im CT sichtbar gewordenen unphysiologischen Knochensituation verzichtet. Bei den Belastungstests im Kniesimulator konnte im Fall der Kräfteapplikation von 50N nach anterior ein signifikanter Unterschied ( $\alpha = 0,05$ ) zwischen den Knien ohne VKB und den Knien mit rekonstruiertem VKB festgestellt werden. Dabei wurde eine Verringerung der tibialen Verschieblichkeit nach anterior von 3 mm erreicht. Dies war vor allem im extensionsnahen Bereich ( $< 50^\circ$  Flex) zu sehen. Ein signifikanter Unterschied bei der Rotationsstabilität konnte nicht gemessen werden.



## **4. Diskussion**

### **4.1 Diskussion der Methoden**

Ziel dieser Arbeit war es ein neues Verfahren zur Rekonstruktion einer Ruptur des Vorderen Kreuzbandes in einer implantatfreien Hamstring-ähnlichen Doppelbündeltechnik im Labor zu erproben und anhand eines dynamischen Kniemodells in Kombination mit einem robotergestützten Messverfahren biomechanisch in einer Pilotstudie zu evaluieren.

Im Folgenden wird zunächst die Operationsmethode selbst diskutiert. Im Anschluss soll die Entscheidung bei der Wahl der Testmethode erläutert und die wichtigsten methodischen Einflüsse der gewählten Testmethode auf die erhaltenen Ergebnisse dargestellt werden.

#### **4.1.1 Die Operationsmethode**

Die implantatfreie Fixierung an Tibia und Femur bietet durch den Verzicht auf zusätzliches Fremdmaterial mehrere Vorteile. Wie bei jeder anderen Operation ist das Ziel einer Kreuzbandplastik, möglichst auf Fremdmaterial zu verzichten, um eventuell auftretende Fremdkörperreaktionen sowie das Risiko einer gegebenenfalls notwendigen Zweitoperation zur Materialentfernung zu verringern. Während sich die Einheilung eines bei der Fixierung mit Fremdmaterial unterstützten Implantats lange hinziehen kann, ist eine reine Knochenheilung nach drei Monaten abgeschlossen [123]. Ist ein zweiter ACL-Ersatz bei einer Re-Ruptur erforderlich, kann bei einer Revisionsoperation das Entfernen von Schraubenmaterial problematisch sein [124-126].

Nachteilig könnte sich eine implantatfreie Technik auf die Belastbarkeit in der unmittelbaren postoperativen Phase auswirken. Eine mit Fremdmaterial unterstützte Fixierung bietet dagegen vom ersten Moment an eine höhere Primärstabilität [127, 128]. Das muss bei der Wahl des Nachbehandlungsschemas berücksichtigt werden.

Die Tatsache, dass die vorgestellte Doppelbündel-Rekonstruktion als tibiale single-socket-Technik, also mit nur einem tibialen Tunnel, hergestellt wurde, bietet folgende theoretische Vor- und Nachteile: Die gelenknahe Flaschenhalsform des tibialen Tunnels erlaubt eine Verblockung des Implantats unterhalb des Tibiaplateaus. Diese Pressfit-Fixierung nahe dem anatomischen Ursprung verhindert transversale und longitudinale Bewegungen des Implantats innerhalb des Tunnels und damit eine Tunnelerweiterung wie sie bei gelenkfernen Fixierungssystemen beschrieben wird (siehe Kap 1.4). Außerdem vereinfacht der Verzicht auf das Bohren eines zweiten tibialen Knochenkanals die Operation und verkürzt zudem die Operationszeit. Ebenfalls wird das Risiko eventuell entstehender Komplikationen wie Knorpelschäden am Tibiaplateau, die Fehlplatzierung eines Tunnels oder das Einbrechen der beiden Tunnel ineinander verringert. Allerdings ist bei der tibiale Single-socket-Technik anstelle zweier Tunnel ein größerer Tunnel notwendig.

Bei der implantatfreien femoralen Fixierung könnte sich die gegenseitige Verknotung der Fadenenden als Problem erweisen. Sie entspricht einer gelenkfernen Fixierung. Das könnte zu den Nachteilen wie Tunnelerweiterung, Bungee-Effekt und Scheibenwischer-Effekt führen. Im Gegensatz zu einer separaten Hardware-Fixierung jedes einzelnen Bündels kann sie zur Folge haben, dass es durch die entstehende Schleife zu einer gegenseitig abhängigen Bewegung der beiden Implantate kommt. Für das Einwachsen des Implantats wäre es denkbar, mit einer zusätzlichen gelenknahen Fixierung diese Bewegungen ausreichend zu unterbinden. Das könnte mit zwei kleinen Knochenkeilen erfolgen, die vom Gelenk her jeweils in die beiden femoralen Tunnel eingeschlagen werden. Als Alternative könnten, wie bei der klassischen Hybrid-Fixation üblich, die einzelnen Bündel jeweils in ihrem femoralen Kanal

gelenknah zusätzlich mit zwei Interferenzschrauben gesichert werden. Damit wäre allerdings das Ziel einer völlig implantatfreien Technik verfehlt.

Es ist außerdem zu bedenken, dass beide Fixierungen letztlich von einer guten knöchernen Einheilung abhängig sind. Somit ist eine ausreichende Knochendichte des Patienten Grundvoraussetzung für die Anwendbarkeit dieser implantatfreien Technik.

Ein weiterer Diskussionspunkt stellt die Wahl des Sehnenmaterials dar. Bedauerlicherweise standen zu Beginn der Versuchsreihe die Semitendinosussehnen der jeweiligen Spenderbeine nicht zu Verfügung. Die Gründe dafür sind oben beschrieben (S. 23). In dieser Versuchsreihe wurde Wert darauf gelegt, menschliche Muskelsehnen zu verwenden, die in Länge und Kaliber Semitendinosussehnen entsprachen. Es sollten dazu möglichst realistische Operationsbedingungen herrschen, damit sich die Technik in Zukunft auch problemlos mit einem Semitendinosuspräparat umsetzen lässt.

Zudem soll mit einer vergleichbaren Transplantatstärke der Einfluss auf die Kinematik der operierten Kniegelenke bei den anschließenden Messungen ausgeschlossen werden. Der Einfluss der Wahl der Unterarmbeugesehnen auf unsere Ergebnisse lässt sich in unseren Versuchen nicht bestimmen. Eine entsprechende wissenschaftliche Publikation zur Vergleichbarkeit von Hamstringsehnen und Unterarmbeugesehnen liegt nach eigener Literaturrecherche nicht vor. Wir glauben aber aus allgemeinen anatomischen Erfahrungen Grund zu der Annahme zu haben, es mit vergleichbaren Sehnenqualitäten zu tun zu haben. Von der Grundstruktur sind die Sehnen im menschlichen Körper gleich aufgebaut. Sie entstehen während der Embryonalentwicklung aus dem Mesoderm. Diese Grundstruktur aus Proteoglykanen bleibt auch im Erwachsenenalter bestehen, wobei sie sich in Zugfestigkeit und Dehnbarkeit an den verschiedenen Stellen des menschlichen Körpers an ihre jeweilige Funktion anpassen [129]. Der Effekt scheint aber nach eigener Einschätzung im gegebenen Zusammenhang vernachlässigbar klein zu sein und damit nicht relevant.

#### 4.1.2 Die Wahl der Testmethode

Es gibt verschiedene Möglichkeiten um Kreuzbandrekonstruktionen zu testen, je nach dem Hauptaspekt der Untersuchung. Wenn man eine neue Fixationstechnik prüfen will, steht die Festigkeit an oberster Stelle. Dafür kann man z.B. Versagenstests bei zyklischer oder maximaler Belastung verwenden [127, 130, 131]. Sie haben einen relativ einfachen Versuchsaufbau und lassen sich gut in Kadaverkniestudien realisieren. Die Festigkeit stellt aber nur einen Teilaspekt für den Erfolg einer Kreuzbandplastik dar. In den vergangenen Jahren rückte zunehmend die Kinematik bei der Betrachtung vom operativen Ersatz des VKBs in den Vordergrund [10-12, 16, 28, 118, 120]. Kinematik bedeutet in diesem Zusammenhang die Stellung der gelenkbildenden Knochen zueinander unter dem Einfluss definierter äußerer Kräfte. In Abhängigkeit von der Funktion des VKB muss das Hauptaugenmerk bei der Untersuchung des VKB auf der Translation der Tibia in der Sagittalebene nach anterior, sowie die Rotation der Tibia um ihre Longitudinalachse liegen. Damit wurden die Versuchsaufbauten und –abläufe wesentlich komplizierter.

Man muss beachten, dass in einer Arbeit mit Leichenknien über die langfristige Stabilität keine Aussagen gemacht werden kann. Es handelt sich hier um eine Arbeit, die ausschließlich das kinematische Verhalten des Kniegelenks in der Frühphase behandelt. Direkt nach der Operation wird die Biomechanik durch die initiale Belastbarkeit der Fixation des Transplantats bestimmt, für das weitere klinische Outcome ist aber auch der Einheilungsprozess nach der OP wesentlich.

### 4.1.3 Der Einfluss des Kniesimulator-Robotersystems

Bis jetzt gibt es kein einheitliches standardisiertes Verfahren bzw. ein zu erwerbendes instrumentelles System zur Messung der Rotationsstabilität am menschlichen Kniegelenk. Für Kadaverkniestudien ist der Einsatz von Industrierobotern, wie in dieser Studie eingesetzt, weit verbreitet [14, 61, 132, 133]. An dieser Stelle soll der Einfluss des verwendeten Kniesimulator-Robotersystems auf die simulierte Bewegung erörtert werden.

Simuliert wurde eine Flexionsbewegung mit einem Bewegungsumfang von 10° bis 90°. Durch fehlende Messung bei 0° bis 10° kann bedauerlicherweise keine Aussage über diesen extensionsnahen Bereich gemacht werden. Dies wäre wünschenswert gewesen, konnte aber aus folgendem Grund nicht realisiert werden: Bei Vorversuchen mit gleichem Versuchsaufbau hatte sich gezeigt, dass zu Beginn der Bewegung bei voller Extension die Gefahr besteht, dass das Kniegelenk nicht die gewünschte Flexionsbewegung ausführt, sondern in eine Hyperextension ausweicht. Da dies zu einer wertlosen Messung führt und zudem die Gefahr bestand, dass die Präparate Schaden nehmen, wurde der Start der Bewegung auf 10° Flexion festgelegt. In der Literatur wird dem posterolateralen Bündel des vorderen Kreuzbandes vor allem bei extensionsnaher Beugung eine rotationsstabilisierende Wirkung zugeschrieben [13, 56, 57, 60]. Der Einfluss des posterolateralen Bündels des vorderen Kreuzbandes auf die Stabilisierung der Kniebewegung wird vor allem bei Flexionsgraden von 30° beschrieben [13, 134]. Da in unserem Modell ein Unterschied in diesem Bereich nicht zu messen war, liegt die Vermutung nahe, dass auch im Bereich von 0° - 10° keine Unterschiede in der Rotationsstabilität festgestellt hätten werden können.

Der Kniesimulator ist ein Prototyp und ermöglicht die dynamische Simulation einer Kniegelenksbewegung über Muskelzüge unter Applikation von Körpergewicht. Bevor das für diese Arbeit angewendete Testverfahren zum Einsatz kam, wurde es in Vorversuchen getestet. Die Ergebnisse dieser Tests,

eine ausführliche Beschreibung des Kniesimulators, sowie eine ausführliche Diskussion des Testverfahrens, wurden in einer Arbeit von Müller et al. veröffentlicht [122]. Das Bewegungsverhalten der Kniemodelle wurde bei einer Gewichtskraft von 50 N getestet. Das entspricht ca. 6% des Körpergewichts eines durchschnittlichen Erwachsenen. Die Entscheidung, mit diesem simulierten Körpergewicht zu arbeiten, hatte zwei Gründe: Einerseits wird das Körpergewicht über den Muskelzug simuliert und deshalb kann ein höheres Körpergewicht zwangsläufig nur über einen stärkeren Muskelzug erreicht werden. Es hatte sich gezeigt, dass schon bei 100 N Gewichtskraft an den Sehnen Zugkräfte von über 1000 N wirken und das Risiko eines Ausreißen der Sehnen aus der Sehnen-Seilzugverbindung steigt [121]. Muskelsehnenrisse sollten bei den Präparaten vermieden werden, da sie unbrauchbar werden. Müller et al. simulierten in ihren Versuchsreihen Körpergewichtskräfte bis 250N mit diesem Kadavermodell. In ihrer Arbeit konnte gezeigt werden, dass es genügt nur Teile des Körpergewichtes zu simulieren, um klinische Fragestellungen der Kniebewegung im Kadavermodell zu simulieren [122].

Ein Einfluss des Roboters auf die Bewegung konnte durch die Anpassung des Roboters zu jedem Zeitpunkt der Bewegung ausgeschlossen werden [122]. Dies ermöglichte der integrierten 6-Achsen-Kraftsensor im flexiblen Roboterarm, der in der Lage war, während der gesamten Bewegung die auftretenden Kräfte zu messen. Damit und mit der Flexibilität des Roboterarms war es dem System möglich eine konstante Kraft nur in die gewünschte Richtung zu applizieren [122].

#### **4.1.4 Der Einfluss der Knochenqualität der Präparate**

In den meisten in-vitro Studien mit menschlichen Kadaverknien werden Präparate verwendet, die tiefgefroren gelagert waren. Auch die in dieser Studie verwendeten Präparate wurden eingefroren geliefert. Für die Versuche wurden sie über 12 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Da sich die verschiedenen Versuchsabschnitte an einem Präparat über mehrere Versuchstage erstreckten, wurden sie am Ende des Versuchstages in mit Kochsalz getränkte Tücher gewickelt und im Kühlschrank bei +3° C bis zum Folgetag aufbewahrt. Ein zusammenhängender Versuchsablauf war angestrebt, konnte aber aus organisatorischen Gründen nicht immer umgesetzt werden. Bei längeren Pausen zwischen den verschiedenen Versuchstagen wurden die Präparate wieder tiefgefroren und bei -20°C aufbewahrt. Da vom Tag der ersten Präparation bis zur abschließenden CT-Evaluation insgesamt mindestens 5 Versuchstage notwendig waren, wirkte sich die Lagerung sowie das wiederholte Einfrieren und Auftauen während des gesamten Studienverlaufs auf die Substanz des Knochens und der Sehnen aus. In dieser Zeit haben sich die Festigkeit des Knochens sowie die elastischen Eigenschaften der Implantate verändert. Hinzu kommt, dass das mittlere Alter der Körperspender bei 71 Jahre lag und somit die Knochendichte schon vor Beginn der Studie nicht mit der eines typischen Patienten mit Kreuzbandruptur zu vergleichen war. Die schlechte Knochenqualität kann einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben und muss beim Betrachten der Ergebnisse berücksichtigt werden. Anzunehmen ist ein negativer Einfluss auf die stabilisierende Wirkung der VKB Rekonstruktion, da die Transplantate in der schlechteren Knochensubstanz nicht optimal verankert werden können und ein gewisses Auslockern begünstigt wird.

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **4.2.1 Auswertungen der CT-Bilder**

Bei der CT-Auswertung wurden alle Knie im Anschluss an die Messungen im CT untersucht und die Bilder ausgewertet. Zwei Fragen sollten mit dieser Untersuchung geklärt werden:

1. Haben Faktoren die Messergebnisse beeinflusst die vorher nicht bemerkt oder mit bloßem Auge nicht entdeckt werden konnten?
2. Konnte mit der beschriebenen Technik radiologisch der gewünschte Sitz der Bohrkanäle und der Transplantate mit einer entsprechenden Verankerung erreicht werden?

Wie in Kapitel 3.1 beschrieben zeigte sich bei der Auswertung der Bilder bei einem Präparat (S12) eine Tibiakopffraktur und bei einem Weiteren (S13) ein knöcherner Ausriss des Implantats am Tibiaplateau. Bei allen anderen Exemplaren konnte die angestrebte Tunnelposition erreicht und ein regelrechter Sitz des Implantats bestätigt werden. Knöcherne Begleitverletzungen wurden bei diesen Präparaten nicht festgestellt.

Da durch Insuffizienz der Rekonstruktion bei diesen beiden Exemplaren (S12 und S13) von einem erheblichen Einfluss auf die Kinematik dieser Knie ausgegangen werden musste, gingen die Ergebnisse der Messungen beider Präparate nicht in die Auswertung der kinematischen Messungen ein.

Des Weiteren zeigte sich in der CT-Analyse, dass die Knochensubstanz am Ende der Versuchsreihe bei sämtlichen Präparaten deutlich abgenommen hatte. Das ist darauf zurückzuführen, dass die Knie während der Versuchsreihe



immer wieder eingefroren und wieder aufgetaut werden mussten und sich teilweise über mehrere Tage in aufgetautem Zustand befunden haben. Das ließ sich aufgrund der vielen verschiedenen benötigten Arbeitsschritte wie Präparation, Operation, Messung, CT-Analyse nicht anders bewerkstelligen. Es wurde streng darauf geachtet, die Präparate in Pausen stets zu kühlen und kontinuierlich feucht zu halten.

#### **4.2.2 Die Ergebnisse der kinematischen Messungen**

##### *Die tibiale Translation nach anterior*

Bei den in Abbildung 11a und 12a dargestellten Ergebnissen fällt zunächst auf, dass die Tibia mit der Kreuzbandrekonstruktion tendenziell weniger weit nach vorne translatiert. Das gilt sowohl für die Messungen ohne Roboter, als auch für die, bei der durch den Roboter zusätzlich eine Kraft von 50N nach anterior appliziert wurde. Die Abbildungen 11b und 12b verdeutlichen, dass der Unterschied („Mean Difference“) zwischen den in Abbildung 11a und 11b dargestellten Kurven im extensionsnahen Bereich am größten ist und dann kontinuierlich weniger wird. Für die Situation „BW only“ beträgt die AP-Differenz zwischen 0,5mm und 2,5mm. Der größte Unterschied zeigt sich im Bereich von 20° bis 40° Flexion mit 2mm bis 2,5mm. Über 40° wird der Unterschied stetig weniger bis er im Bereich von ca. 70° bis 90° schließlich zwischen 0,5mm und 1mm erreicht. Der Unterschied vergrößert sich, wenn der Roboter zusätzlich mit 50N nach anterior zieht (Abb. 12b). Das heißt, bei dieser Belastung sind die Kniegelenke mit VKB-Plastik deutlich stabiler bzw. die Instabilität ohne VKB-Rekonstruktion höher. Die AP-Differenz erreicht hier Werte zwischen 0,5mm und 3mm. Am deutlichsten zeigt sich der Unterschied im Bereich von 30° bis 50°. Diese maximale Differenz bleibt im niedrigen Flexionsbereich relativ konstant bei 2,5mm bis 3mm. Ab ca. 50° Flexion kommt es, wie in Abb. 11b

dargestellt, zu einem kontinuierlichen Abfall der Kurve. Der Unterschied verringert sich und erreicht ab ca. 80° den Bereich zwischen 0,5mm und 1mm.

Bei genauer Analyse der Ergebnisse der AP-Translation fällt der sehr ähnliche Verlauf der beiden Kurven auf. Vor allem im niederen Flexionsbereich sorgt die VKB-Rekonstruktion für eine deutliche Hemmung des Tibiavorschubes, der aber erst durch die vom Roboter simulierte Belastung auch statistisch signifikant wird. Drei Millimeter Unterschied bedeuten ein Stabilitätsgewinn von drei Millimetern in AP-Richtung bei einer gewichtssimulierten Beugung im Kniegelenk und einer zusätzlichen Belastung der Tibia von 50N nach anterior. Mit zunehmender Flexion ist der Einfluss der VKB-Rekonstruktion auf diesen Teil der Kinematik des Gelenks zunehmend unbedeutend.

Diese Ergebnisse lassen sich sehr gut in Zusammenhang mit denen von Lo et al. setzen. Lo et al. hatten mit dem gleichen Setup in ihren Versuchen nachgewiesen, dass das VKB im extensionsnahen Bereich am meisten Kraft aufnimmt [121]. Dabei zeigt ihre Kraftverlaufskurve des VKB in Abhängigkeit zum Beugungswinkel einen fast identischen Verlauf.

Es ist zu beachten, dass eine große individuelle Variabilität bei der Bandlaxität in der Bevölkerung besteht. Es existiert kein absoluter Wert, wie viel die Tibia eines isoliert betrachteten und als gesund geltenden Beines nach anterior gleiten darf. Um die ap-Translation quantitativ zu erfassen hat sich in in-vivo Studien die Messung mittels Geräten wie dem KT-1000 oder KT-2000 etabliert. Diese Messinstrumente geben den Tibiavorschub in mm an. Dieser wird bei verschiedenen Flexionsgraden gemessen. Die Autoren dieser Studien geben den Wert den die Tibia nach anterior translatiert zwischen 2mm - 7mm an [12, 15, 16, 18, 31, 60, 63, 135-137].

Um Instabilität zu objektivieren, wird bei klinischen Tests der Tibiavorschub einer Seite immer in Relation mit dem des kontralateralen gesunden Bein gesetzt. Seitenunterschiede von über 3mm im Seitenvergleich weisen mit großer Sicherheit auf eine Ruptur des Vorderen Kreuzbandes hin [138]. Für diese Studie wurden nur linke Knie einzelner Körperspender verwendet, sodass

die Ergebnisse nicht in Relation mit dem Bein der Gegenseite gesetzt werden konnten. Ein Seitenvergleich wäre wünschenswert, wurde jedoch bei den bereits veröffentlichten Kadaverkniestudien bisher noch nicht vorgenommen.

Die im vorliegenden Ergebnisteil dargestellten Grafiken zeigen den absoluten Unterschied der ap-Verschiebung als Durchschnittswert der sieben Kadaverknie mit und ohne Rekonstruktion. Damit kann eine Aussage über den Stabilitätsgewinn des Kniegelenks mit unserer Versorgung gegenüber dem kreuzbandgerissenen Knie während der verschiedenen Flexionsgrade gemacht werden. Petersen et al versorgten in ihrer Arbeit von 2006 ebenfalls 10 Kadaverknie mit einer Doppelbündelplastik in einer tibialen single-socket Technik und verglichen sie mit denselben Knien mit durchtrenntem Vorderen Kreuzband [118]. Ihre Versorgung brachte einen Stabilitätsgewinn von 7,89 mm gegenüber den Kniegelenken mit fehlendem Vorderen Kreuzband. Dieser Wert ist deutlich höher als der unsrige von 3 mm Differenz. Eine mögliche Erklärung für die geringere Differenz in unserem Fall, könnte die kniestabilisierende Wirkung der angespannten Muskelsehnen spielen, die dem Knie bei durchtrenntem Vorderen Kreuzband eine bessere Führung bieten (siehe dazu Kapitel. 4.3.4). In den vergangenen Jahren wurden weiterhin vor allem Studien veröffentlicht, in denen eine Einzelbündel- mit einer Doppelbündel-Versorgung verglichen wurde. Die Autoren untersuchten dabei, ob ihre Doppelbündelplastik einen Vorteil gegenüber einer Einzelbündelplastik bietet und konnten mit dem KT-1000 bzw. 2000 Differenzen von 0,8mm – 1,7mm messen [32, 33, 35]. Andere Autoren konnten dagegen keinen signifikanten Unterschied feststellen [34, 44, 45]. Letztlich ist es stets schwierig einzelne Werte verschiedener Studien mit unterschiedlichem Versuchsaufbau zu vergleichen. Unsere Ergebnisse lassen sich aber klar in Zusammenhang mit den Studien stellen, die sowohl bei intaktem Kreuzband, als auch bei einer Kreuzbandersatzplastik, die größte Kraftaufnahme bzw. hemmende Wirkung in extensionsnahen Bereich um die 30° Flexion aufweisen [58, 61, 118, 133]. In diesem Bereich erzielt auch unsere Versorgungstechnik den größten Stabilitätsgewinn.

### *Ergebnisse der Messungen mit 5Nm ITT*

Übt der in den Versuchen verwendete Roboter einen kontinuierlichen Innenrotationsstress von 5Nm auf das sich flektierende Knie aus, zeigt sich, dass im Kniegelenk mit oder ohne Rekonstruktion mit zunehmender Beugung die Tibia stärker innenrotiert (Abb. 13a). Für die Kinematik der getesteten Präparate bedeutet das, dass das Gelenk, unabhängig ob das Kreuzband fehlt oder ersetzt wurde, die Innenrotation mit zunehmender Beugung frei gibt (Abb. 13a). Der Unterschied zwischen den Knien mit nicht vorhandenem VKB und mit VKB-Rekonstruktion liegt, wenn man den Durchschnittswert aller sieben Knie miteinander vergleicht, in einem Bereich von 1° Innenrotation (Abb. 13b). Das Innenrotationsverhalten des Knies lässt mit der angewendeten Rekonstruktion keinen signifikant messbaren Unterschied bei einem Innenrotationsbelastungsstress von 5Nm gegenüber den Kniegelenken mit durchtrenntem Vorderen Kreuzband erkennen.

In der Literatur wird als Rotationsstabilität oftmals nicht die in der Longitudinalachse stattfindende reine passive Innenrotationsstabilität betrachtet, sondern eine kombinierte Stabilität aus Innenrotations- und Valgusstress [60]. Getestet wird diese am Patienten mit dem sogenannten Pivot-shift-Test. Bei diesem Subluxationstest führt der Untersucher eine passive Flexionsbewegung des betroffenen Beines durch und übt dabei einen Innenrotations- und Valgusstress aus. Bei einem positiven Test spürt der Untersucher im Bereich von 20-40° Beugung eine deutliche Bewegung der Tibia in posteriolaterale Richtung [139]. Sowohl die Ausführung als auch die Einschätzung des Ergebnisses sind abhängig vom subjektiven Gefühl des Untersuchers und stellen daher kein objektiv quantitativ erfassbares Ergebnis dar [140]. Ein vergleichbares System mit dem zur Messung der tibialen Translation eingesetzten KT-1000 existiert nicht. In unserer Arbeit wird ein reiner Innenrotationstress von 5Nm auf die Tibia gebracht und dessen Auswirkung auf das Innenrotationsverhalten des Gelenks während der gesamten Bewegung betrachtet.

Es gibt Autoren, die beschreiben, dass sie durch eine Versorgung mit zwei Bündeln ein besseres Ergebnis beim Pivot shift Test gegenüber einer herkömmlichen Einzelbündeltechnik erreichen konnten [32-35]. Dem gegenüber stehen Arbeiten, die diesen Effekt in anderen hochrangigen Untersuchungen nicht nachweisen konnten [29, 46]. Lo et al. konnten in ihren Voruntersuchungen mit unserem Modell ebenfalls keine rotationsstabilisierende Komponente des intakten vorderen Kreuzbandes feststellen [121]. Das Ergebnis unserer Untersuchungen überrascht daher wenig. Ein einheitliches Testverfahren wäre sinnvoll, um in zukünftigen Studien den Einfluss des VKBs und seiner operativen Versorgung auf die tibiale Rotation zu klären.

### **4.3 Vergleich mit anderen Studien**

#### **4.3.1 Die Anzahl der verwendeten Präparate im Vergleich mit anderen Studien**

Sieben Kadaverknie gingen in die Auswertung ein. Diese Anzahl von Präparaten entspricht der Anzahl, die in vergleichbaren Studien zur Messung der Bewegungskinematik bei menschlichen Kadaverknien verwendet wurde. Von 17 Studien rund um das Thema Kreuzband arbeiteten 15 mit zehn oder weniger Präparaten [13, 29, 31, 60, 62, 118, 121, 133, 141-148]. Die zwei weiteren Studien untersuchten jeweils zwölf Exemplare [14, 18].

### 4.3.2 Vergleich mit Doppel-Bündel-Techniken anderer Studien

Die allermeisten Arbeiten zum Thema Doppel-Bündel-Rekonstruktion beschreiben 4-Tunnel-Techniken, d.h. die Operateure legen sowohl tibial, als auch femoral zwei Bohrkanäle zur Implantatfixierung an [26, 42]. Wenige Autoren beschreiben Techniken, die femoral einen und tibial zwei Tunnel benötigen [44, 143, 149]. An dieser Stelle soll auf die Studien eingegangen werden, die wie in unserem Fall mit einer Technik arbeiten, die tibial nur einen Tunnel benötigen [31, 39-41, 118].

Blauth stellt in seinem schon 1984 erschienenen Artikel erstmals eine solche Versorgung vor, durchgeführt bei 53 Patienten in offener Technik [150]. Der Autor weist jedoch lediglich auf gute Erfahrungswerte mit diesem Verfahren hin, objektive Bewertungsergebnisse werden keine genannt.

Hara und Kubo et al. beschreiben im Jahre 2000 eine von ihnen entwickelte arthroskopische Doppel-Bündel-Technik, bei der sie die beiden Transplantate gemeinsam in einem tibialen Tunnel mit einer Interferenzschraube fixierten [39, 40]. Als Implantate wählten sie für das anteriomediale Bündel ein Patellarsehnentransplantat (bone-patellar-tendon-bone) und für das PLB ein Semitendinosussehnentransplantat. Sie versorgten auf diese Weise 14 Patienten mit einer Kreuzbandruptur und erreichten damit eigenen Aussagen zufolge gute klinische Ergebnisse.

Yagi et al. veröffentlichten 2002 eine Arbeit, bei der sie zehn Kadaverknie mit einem UFS Roboter-System testeten [31]. Sie verglichen dabei das kinematische Verhalten der Präparate mit intaktem VKB, durchtrenntem VKB, mit einer klassischen Ein-Bündel-Rekonstruktion und einer Versorgung mit Doppel-Bündel-Technik mit einem tibialen Tunnel. Dabei zeigte sich die Doppel-Bündel-Technik der Ein-Bündel-Rekonstruktion überlegen, vor allem was die Rotationsstabilität betraf.

Petersen et al. verglichen 2006 ebenfalls zehn Kadaverknie mit Hilfe eines UFS Roboter-System und einem fast identischen Versuchsprotokoll wie Yagi et al. [118]. Dabei wurden allerdings die Situationen „intaktes VKB“, „durchtrenntes VKB“ und „Versorgung mit Doppel-Bündel-Technik mit einem tibialen Tunnel“ mit einer Versorgung mit Doppel-Bündel-Technik mit zwei tibialen Tunneln verglichen. Hier erwies sich die Doppel-Bündel-Rekonstruktion mit zwei tibialen Tunneln gegenüber der mit einem tibialen Tunnel bei der Rotationsstabilität als vorteilhafter.

Marcacci et al. stellen in ihrer 2003 veröffentlichten Arbeit eine Doppel-Bündel-Ersatzplastik vor, die tibial mit einem Tunnel auskommt und bei der Fixierung komplett auf Fremdmaterial verzichtet [41]. Sie liefern darin allerdings nur eine technische Beschreibung und keine anschaulichen Ergebnisse, da sie auf eine biomechanische Testung verzichteten.

#### **4.3.3 Vergleich mit anderen Studien zur implantatfreien Fixierungstechnik**

Um den Einsatz von Fremdmaterial so gering wie möglich zu halten, haben Operateure in der Kreuzbandchirurgie immer wieder versucht, neue Wege zu finden, um implantatfreie Fixierungstechniken anwenden zu können. Bei der Versorgung mit Patellarsehnenerersatzplastiken gibt es mit der Press-fit-Technik schon eine erfolgreich etablierte und gut funktionierende Alternative. Der Weg dorthin war aber wesentlich einfacher, da Patellarsehnen gemeinsam mit dem ansetzenden Knochenstück entnommen werden können. Bei der Gewinnung von Semitendinosussehnentransplantaten ist das nicht möglich. Damit war es für die Operateure eine größere Herausforderung, eine sowohl praktikable als auch stabile Lösung zu finden. Jagodzinski beschrieb 2004 eine Press-fit-Technik für ein Semitendinosus-Gracilis-Transplantat für die Fixierung am

Femur [151]. 2006 stellte er ebenfalls eine implantatfreie Press-fit-Technik für die Befestigung an der Tibia vor [152]. Getestet wurden die Fixierungstechniken auf ihre Stabilität an Kadaverknien mittels Ausreißversuche.

Verschiedene Autoren stellten in der Vergangenheit Operationstechniken mit kompletter oder teilweise implantatfreien Fixierungen für vordere Kreuzbandrekonstruktionen in Ein-Bündel-Technik [153, 154] oder Doppel-Bündel-Technik [41, 155] vor. Sowohl Pasque et al. als auch Marcacci et al. und Paessler et al. nutzen in den von ihnen vorgestellten Operationstechniken eine tibiale Fixierungstechnik, bei der an das Implantat armierte Fäden über eine Knochenbrücke geknotet werden [41, 153, 154]. Siebold wendet im Jahre 2007 eine operative Versorgung an, bei der das Implantat in seinem tibialen Bohrkanal mittels eines autolog entnommenen Knochenblockes verklemmt wird. Darüberhinaus konnten Paessler und Marcacci bei ihren Rekonstruktionen auch femoral eine Fixierung präsentieren, die auf Fremdmaterial verzichten kann [41, 154]. Marcacci et al. verwendeten dafür einen Fadenloop, den sie über eine Knochenbrücke am lateralen Femurkondylus legten, ähnlich der in dieser Studie femoral verwendeten Fixationstechnik [41]. Paessler et al. wendeten femoral eine Technik an, die der tibialen Technik dieser Arbeit entspricht [154]. Sie erweiterten dabei ihren femoralen Bohrkanal ebenfalls mit einem Flaschenhalsstößel und verklemmten das femorale Implantatende unter der Kortikalis. Paessler rekonstruierten dabei allerdings nur ein Bündel, während Marcacci et al. eine Doppel-Bündel-Rekonstruktion bieten. Von den vorgestellten Studien arbeiten somit nur Marcacci et al. mit einer Doppel-Bündel-Ersatzplastik, die sowohl bei der tibialen als auch femoralen Fixierung auf Fremdmaterial verzichten kann [41].



#### 4.3.4 Vergleich mit anderen Studien mit simulierten Muskelkräften

In diesem Kapitel soll der Einfluss der Muskelkräfte auf die Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien diskutiert werden.

Eine von Yoo et al. (2005) veröffentlichte Kadaverkniestudie beschäftigt sich mit dem Einfluss einer VKB-Rekonstruktion auf die Kniekinematik unter simulierten Muskelkräften [146]. In der Arbeit wird mit einem Robotersystem eine Kreuzbandrekonstruktion in Ein-Bündel-Technik mit einem BPTB-Transplantat untersucht. Im Vergleich unter 400 N Quadrizepszug bietet die Rekonstruktion ein klinisch gutes Ergebnis für die anteriore tibiale Translation, während die Wiederherstellung der Rotationskinematik mit der Rekonstruktion nicht erreicht wurde.

Lo et al. untersuchte in einer Vorgängerstudie zu unserer Arbeit mit einem simulierten Körpergewicht den Einfluss von anterioren tibialen Kräften und Rotationskräften auf das intakte Kreuzband [133]. Sie applizierten dabei die gleichen Kräfte, die in unserer Studie verwendet wurden, nämlich 50 N Anterior Tibial Force und 5 Nm Internal Rotation Tibial Torque. Sie stellten fest, dass die in-situ Kraft im Vorderen Kreuzband unter 50 N Anterior Tibial Force im Bereich von 0° – 55° Beugung bis zu 60 % zunahm. In diesem so genannten extensionsnahen Bereich zeigte unsere Rekonstruktion die stärkste Hemmung der anterioren tibialen Translation unter 50 N Anterior Tibial Force. Die Kraftaufnahmekurve des VKB zeigt in ihrer Arbeit einen vergleichbaren Verlauf wie die in Abb. 12b dargestellte Kurve mit einem Höchstbereich bis zu einem Flexionsgrad von ca. 55° und danach einen gleichmäßigen Abfall bei steigenden Flexionszahlen. Lo et al. konnten außerdem keine Hemmung der Innenrotation durch das intakte VKB bei einer Kraftapplikation von 5 Nm IT feststellen [133].

Wenn man diese und unsere Ergebnisse zusammenhängend betrachtet, liegt die Vermutung nahe, dass simulierte Muskelkräfte einen Einfluss auf die Rotationsstabilität Kniegelenks haben. Aufgrund des anatomischen

Sehnenverlaufs werden beim Anspannen des m. Quadrizeps bei fixiertem Unterschenkel die Gelenkpartner zueinander gezogen. Daraus kann man schließen, dass die Innen- und Außenrotation gleichermaßen stabilisiert werden. Die tibiale Translation wird hingegen aufgrund des Ansatzes an der ventralen Tibia vom m. Quadrizeps nicht gehemmt, sondern unterstützt. Die bisher genannten Studien, die sich mit der Rotationsstabilität des VKB und dessen Rekonstruktionen beschäftigten, bewerteten ihre Messungen ohne den Einfluss von Muskelkräften zu berücksichtigen. Da das Kniegelenk Rotationsbewegungen eher zulässt, wenn die Muskeln nicht angespannt sind, ist daher ein Einfluss einer VKB-Rekonstruktion auf die Rotationsstabilität in so einem Versuchsaufbau wahrscheinlicher zu messen. Die erhaltenen Daten lassen sich dann allerdings schwer auf die Kniekinematik unter physiologischen Belastungssituationen übertragen. Wegen der geringen Anzahl von Studien, die unter muskelabhängigen Bedingungen arbeiten, wären weitere Studien unter muskelabhängigen Bedingungen wünschenswert, um den Einfluss der Muskelzüge auf das kinematische Verhalten des Kniegelenks noch genauer zu beleuchten.

#### **4.4 Klinische Bedeutung für die operative Rekonstruktion des VKB mittels implantatfreier Doppel-Bündel-Technik**

In dieser Arbeit wurde eine fremdmaterialfreie Doppel-Bündel-Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes auf den Einfluss verschiedener wirkender Kräfte auf die Kinematik während einer gewichtsabhängigen Kniebeugung untersucht.

Mit der Operationsvorgehensweise konnte ein praxisnahes Vorgehen simuliert werden, mit dem sich eine Fixation des Implantats ohne Fremdmaterial umsetzen ließ. Das könnte bei zukünftiger klinischer Anwendung die Operationskosten senken und Revisionsoperationen erleichtern. Diese Technik

ermöglicht außerdem störfreie postoperative MRT-Kontrollen, da kein einliegendes Metall das Bild überblenden kann.

Es wurde gezeigt, dass mit der Fixierungstechnik eine signifikante Verbesserung der vorderen Schubladen-Stabilität erreicht werden kann. Sie könnte vor dem Hintergrund des in-vitro Charakters der Untersuchung damit eine Alternative zu herkömmlichen Operationsmethoden sein. Sollten sich in Folgeversuchen die bereits erhaltenen Ergebnisse zu bestätigen, könnte sich dieses Verfahren als ein praktisch durchzuführendes und zuverlässiges Verfahren etablieren.

#### **4.5 Fazit**

Die vorgestellte Doppel-Bündel-Kreuzbandersatzplastik war unter Laborbedingungen problemlos durchführbar. Dabei konnte bei der Fixierung des Implantats auf Fremdmaterialien verzichtet werden. Das Operative Handling ist technisch unproblematisch über eine standardisierte Kniegelenksarthroskopie praktikabel vergleichbar zu konventionellen Operationstechniken. Naturgemäß wird eine zusätzliche Inzision lateral-superior zur Patella benötigt zur Fixierung der beiden femoralen Schenkel des Transplantates. Beim Präparieren des Tibialen Kanals in Flaschenhalstechnik muss behutsam vorgegangen werden, es droht sonst die Gefahr der Fraktur des Bohrkanals zur gelenkseitigen Kortikalis.

Das biomechanische Verhalten der Präparate wurde während einer Kniebeugung mit simulierten Muskelkräften im Model gemessen und analysiert. Mit der implantatfreien Doppelbündelplastik konnte eine Verringerung der AP-Translation von bis zu 3 mm bei einer Applikation von anterioren tibialen Kräften von 50 N erreicht werden. Ein Einfluss auf die tibiale Rotation durch die

Schaffung zweier separater Bündel konnte in diesem Fall mit dem gewählten Versuchsablauf nicht nachgewiesen werden. War aber aufgrund von Erfahrungen aus einer Voruntersuchung im Model so erwartet worden. Ein biomechanischen Vorteil gegenüber einer herkömmlichen Ein-Bündel-Versorgung lies sich nicht erkennen. Dieser Effekt ist in der Literatur vielfach beschrieben, aber letztlich noch nicht ausreichend geklärt.

Die fremdmaterialfreie Fixierung bietet klinische und finanzielle Vorteile. Weiter klinische Untersuchungen sind erforderlich, aus Sicht der Autoren hat die Methode das Potential, sich als ein alternatives Verfahren zur Fixierung von Hamstringtransplantaten zu etablieren[156].

## 5. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde zunächst einleitend die Anatomie und Biomechanik des menschlichen Kniegelenks beschrieben, um dann auf den Aufbau und die Funktion des VKB im Detail einzugehen. Es folgte eine kurze Erläuterung zur Ruptur des VKB mit Hinblick auf Häufigkeit, Risikosportarten und Mechanismus der Verletzung. Anschließend wurden die aktuell gängigen Therapieoptionen besprochen. Eine eigens entwickelte operative Technik zur Versorgung einer vorderen Kreuzbandruptur wurde ausführlich vorgestellt, auf seine praktische Machbarkeit hin getestet und an sieben menschlichen Kadaverknien auf seine stabilisierende Wirkung untersucht. Besondere Merkmale der Technik sind die fremdmaterialfreie Fixierung sowie die Rekonstruktion beider funktioneller Bündel des vorderen Kreuzbandes. Dafür wurden ein tibialer und zwei femorale Bohrkanäle geschaffen. Beugesehnen von Unterarmen menschlicher Körperspender wurden entnommen und als eine U-Schlinge um einen Knochenblock genäht und das Knochenblockende mithilfe einer implantatfreien Hybridfixierung im tibialen Bohrkanal befestigt. Anschließend wurden die beiden offenen Enden in die femoralen Tunnel eingeführt und mittels armierter Fäden über eine Knochenbrücke verknotet. Die Präparate wurden anschließend in einem Kniesimulator-Roboter-System in verschiedenen Belastungssituationen auf ihr kinematisches Verhalten während einer simulierten gewichtsabhängigen Kniebeugung getestet. Die Messung wurde anschließend mit gelöster femoraler Fixierung wiederholt und als Vergleich herangezogen. Folgende Ergebnisse konnten ermittelt werden:

Bei der vorgestellten Operationstechnik konnte eine implantatfreie Fixierung erreicht werden, die in sieben von acht Fällen der Belastung einer mehrfachen Kniebeugung mit verschiedenen Krafteinwirkungen standhielt. Mit der Versorgung konnte im Fall des simulierten Tibiavorschubes nach anterior außerdem eine Verringerung der tibialen Verschieblichkeit nach anterior von

über 3 mm erreicht werden. Dies war am deutlichsten im Bereich von 30° - 50° Beugung zu sehen.

Die Diskussion behandelt die methodischen Einflussmöglichkeiten der Operationstechnik, der Lagerung der Präparate und des Messsystems auf die Ergebnisse. Desweiteren wird in diesem Zusammenhang auf die Aussagekraft einer in-vitro-Studie eingegangen und die Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien diskutiert.

## 6. Anhang

### 6.1. Statistischer Anhang

Die drei hier im statistischen Anhang aufgeführten Tabellen (Abb. 17-19) zeigen die einzelnen Messergebnisse für jedes in die Wertung eingegangene Präparat s7-s17 für die Fälle BW only, Ant Draw und Int torque.

Dargestellt sind die Differenzwerte der AP-Translation in Millimeter bzw. der Innenrotation angezeigt in Grad in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad. Zur besseren Übersicht wurden 10° Schritte gewählt.

Es wurden die jeweiligen Messwerte ohne VKB und mit VKB-Rekonstruktion gegeneinander subtrahiert. Ein positiver Wert zeigt eine größere AP-Translation bzw. Innenrotation der Tibia gegen den Femur beim jeweiligen Präparat ohne VKB. Ein negativer Wert bedeutet eine größere AP-Translation bzw. Innenrotation der Tibia beim jeweiligen Präparat mit VKB.

Der Durchschnittswert aller in die Wertung eingegangenen Präparate ist in den Abb.11b, 12b und 13b im Ergebnisteil als Diagramm dargestellt.

Tabelle BW only

<b>Nr.</b>	<b>30° Flex</b>	<b>40° Flex</b>	<b>50° Flex</b>	<b>60° Flex</b>	<b>70° Flex</b>	<b>80° Flex</b>	<b>90° Flex</b>
s7	3,317	2,418	2,239	1,649	1,405	0,570	0,724
s9	1,479	1,171	1,577	1,164	1,622	1,266	1,139
s10	2,859	2,152	1,945	0,606	1,217	0,595	0,627
s11	4,739	5,217	3,893	2,675	1,441	1,504	1,101
s14	3,006	2,644	1,908	1,500	1,154	1,182	1,330
s15	1,181	0,726	1,376	1,755	1,371	1,871	1,879
s17	1,042	1,471	0,949	0,425	-0,112	0,363	-0,203

Abbildung 17: Dargestellt sind die Differenzwerte der AP-Translation in Millimeter (mm) der Präparate s7-s17 in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad bei einem simulierten Körpergewicht von 50N (BW only). Es wurden die jeweiligen Messwerte ohne VKB und mit VKB-Rekonstruktion voneinander subtrahiert. Ein positiver Wert zeigt eine größere AP-Translation der Tibia gegen den Femur beim jeweiligen Präparat ohne VKB. Ein negativer Wert bedeutet eine größere AP-Translation der Tibia beim jeweiligen Präparat mit VKB.



Tabelle Ant Draw

<b>Nr.</b>	<b>30° Flex</b>	<b>40° Flex</b>	<b>50° Flex</b>	<b>60° Flex</b>	<b>70° Flex</b>	<b>80° Flex</b>	<b>90° Flex</b>
s7	4,349	0,764	0,445	2,245	0,330	0,245	0,865
s9	1,853	-0,707	-0,617	1,969	-0,831	-0,834	1,332
s10	3,755	-0,310	-0,244	3,430	-0,291	-0,166	-0,060
s11	4,697	0,976	0,323	5,519	0,139	0,228	2,175
s14	4,409	-3,161	-3,332	4,025	-3,496	-3,052	1,945
s15	2,413	0,038	-0,083	0,770	0,027	0,106	0,140
s17	2,929	0,447	0,386	0,217	0,291	0,232	0,159

Abbildung 18: Differenz der AP-Translation der Präparate s7-s17 ohne VKB und mit VKB-Rekonstruktion angezeigt in Millimeter (mm) in Abhängigkeit des Flexionswinkels in Grad bei einem zusätzlichen Translationsstress nach anterior von 50N (Ant Draw). Ein positiver Wert zeigt eine größere AP-Translation der Tibia gegen den Femur beim jeweiligen Präparat ohne VKB. Ein negativer Wert bedeutet eine größere AP-Translation der Tibia beim jeweiligen Präparat mit VKB.

Tabelle Int torque

Nr.	30° Flex	40° Flex	50° Flex	60° Flex	70° Flex	80° Flex	90° Flex
s7	1,633	0,764	0,445	0,393	0,330	0,245	0,275
s9	-0,655	-0,707	-0,617	-0,834	-0,831	-0,834	*
s10	-0,494	-0,310	-0,244	-0,207	-0,291	-0,166	-0,244
s11	2,687	0,976	0,323	0,139	0,139	0,228	0,290
s14	-2,254	-3,161	-3,332	-3,715	-3,496	-3,052	-2,456
s15	-0,292	0,038	-0,083	-0,009	0,027	0,106	0,130
s17	0,423	0,447	0,386	0,283	0,291	0,232	0,239

Abbildung 19: Differenz der Innenrotation der Präparate s7-s17 in Grad ohne VKB und mit VKB-Rekonstruktion in Abhängigkeit des Flexionswinkels ebenfalls in Grad bei einem simulierten Körpergewicht von 50N und einer zusätzlichen Innenrotationsstress von 5Nm. Ein positiver Wert zeigt eine größere Innenrotation der Tibia gegen den Femur beim jeweiligen Präparat ohne VKB. Ein negativer Wert bedeutet eine größere Innenrotation der Tibia beim jeweiligen Präparat mit VKB.

\* Bei Präparat s9 wurde bei 90° kein Wert gemessen.

## 6.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Tibiale Insertion des VKB. Sicht von oben auf das Tibiaplateau des linken Knies.....	5
Abbildung 2: Femorale Insertion des VKB. Sicht von medial auf den lateralen Kondylus des linken Femurs. ....	5
Abbildung 3: Intraoperatives Röntgenbild zur Kontrolle der Position des Führungsdrahtes .....	16
Abbildung 4: Intraoperative arthroskopische Kontrolle der femoralen Bohrkanäle .....	16
Abbildung 5: Vollständig präpariertes Implantat .....	18
Abbildung 6: Schematische Darstellung der tibialen Fixierung.....	19
Abbildung 7: Arthroskopisches Bild des Kniegelenks während der Operation .	20
Abbildung 8: Schematische Darstellung der femoralen Fixierung .....	21
Abbildung 9: Kniemodell im Kniesimulator mit adaptiertem Kuka-Roboter.....	25
Abbildung 10a-d: CT-Kontrollbilder im Anschluss an die biomechanische Testung .....	29
Abbildung 11: Mittelwerte der AP-Translation bei 50N Körpergewicht (BW only) .....	31
Abbildung 12: Absolute Differenz der AP-Translation (BW only).....	31
Abbildung 13: Mittelwerte bei einem zusätzlichen Translationsstress nach anterior von 50N (Ant Draw).....	32

Abbildung 14: Absolute Differenz der AP-Translation bei einem zusätzlichen Translationsstress nach anterior von 50N (Ant Draw).....	32
Abbildung 15: Mittelwerte der Innenrotation der Tibia bei einem zusätzlichen Innenrotationsstress von 5Nm (Int torque) .....	34
Abbildung 16: Absolute Differenz der Innenrotation bei einem zusätzlichen Innenrotationsstress von 5Nm (Int torque) .....	34
Abbildung 17: Differenzwerte der AP-Translation in Millimeter (BW only) .....	60
Abbildung 18: Differenzwerte der AP-Translation in Millimeter (Ant Draw) .....	61
Abbildung 19: Differenzwerte der Innenrotation in Grad (Int torque) .....	62

### 6.3 Abkürzungsverzeichnis

$\alpha$  = Signifikanzniveau

°C = Grad Celsius

AMB = das anteriore mediale Bündel des VKBs

Ant = anterior

ATF = Anterior Tibial Force

AWFT = Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften

BPTB = Bone-patellar tendon- bone (Knochen-Patellarsehnen-Knochen)

BW = body weight

F = Kraft

H = Stunde(n)

HKB = das hintere Kreuzband

In = internal

ITT = Internalrotation Tibial Torque

Lig. = Ligamentum

M = Muskulus

Min = Minute(n)

mm = Millimeter

MRT = Magnetresonanztomographie

N = Newton

Nm = Newtonmeter

PLB = das posteriore laterale Bündel des VKBs

s = Sekunde(n)

VKB = das vordere Kreuzband

## 6.4 Literaturverzeichnis

1. McDaniel, W.J., Jr. and T.B. Dameron, Jr., *Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study.* J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(5): p. 696-705.
2. Andersson, C., M. Odensten, and J. Gillquist, *Knee function after surgical or nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament: a randomized study with a long-term follow-up period.* Clin Orthop Relat Res, 1991(264): p. 255-63.
3. Johnson, R.J., et al., *The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament.* J Bone Joint Surg Am, 1992. **74**(1): p. 140-51.
4. Ciccotti, M.G., et al., *Non-operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle-aged patients. Results after long-term follow-up.* J Bone Joint Surg Am, 1994. **76**(9): p. 1315-21.
5. Pattee, G.A., et al., *Four to ten year followup of unreconstructed anterior cruciate ligament tears.* Am J Sports Med, 1989. **17**(3): p. 430-5.
6. Sommerlath, K., J. Lysholm, and J. Gillquist, *The long-term course after treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures. A 9 to 16 year followup.* Am J Sports Med, 1991. **19**(2): p. 156-62.
7. Casteleyn, P.P. and F. Handelberg, *Non-operative management of anterior cruciate ligament injuries in the general population.* J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(3): p. 446-51.
8. Clancy, W.G., Jr., J.M. Ray, and D.J. Zoltan, *Acute tears of the anterior cruciate ligament. Surgical versus conservative treatment.* J Bone Joint Surg Am, 1988. **70**(10): p. 1483-8.

9. Neyret, P., et al., *Partial meniscectomy and anterior cruciate ligament rupture in soccer players. A study with a minimum 20-year followup.* Am J Sports Med, 1993. **21**(3): p. 455-60.
10. Zantop, T., Petersen, W., *Anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.* Arthroscopie, 2007. **20**: p. 94-104.
11. Petersen, W. and T. Zantop, *Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles.* Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 35-47.
12. Zantop, T., et al., *Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: importance of femoral tunnel location on knee kinematics.* Am J Sports Med, 2008. **36**(4): p. 678-85.
13. Gabriel, M.T., et al., *Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads.* J Orthop Res, 2004. **22**(1): p. 85-9.
14. Kanamori, A., et al., *The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology.* Arthroscopy, 2000. **16**(6): p. 633-9.
15. Kanamori, A., et al., *The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test.* Arthroscopy, 2002. **18**(4): p. 394-8.
16. Petersen, W., et al., *Importance of femoral tunnel placement in double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical analysis using a robotic/universal force-moment sensor testing system.* Am J Sports Med, 2006. **34**(3): p. 456-63.
17. Ishibashi, Y., et al., *The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system.* Arthroscopy, 1997. **13**(2): p. 177-82.



18. Woo, S.L., et al., *The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads.* J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A(6)**: p. 907-14.
19. Anderson, A.F., R.B. Snyder, and A.B. Lipscomb, Jr., *Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods.* Am J Sports Med, 2001. **29(3)**: p. 272-9.
20. Aune, A.K., et al., *Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up.* Am J Sports Med, 2001. **29(6)**: p. 722-8.
21. Shelbourne, K.D. and T. Gray, *Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup.* Am J Sports Med, 1997. **25(6)**: p. 786-95.
22. Herrington, L., et al., *Anterior cruciate ligament reconstruction, hamstring versus bone-patella tendon-bone grafts: a systematic literature review of outcome from surgery.* Knee, 2005. **12(1)**: p. 41-50.
23. Shen, W., S. Jordan, and F. Fu, *Review article: anatomic double bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Surg (Hong Kong), 2007. **15(2)**: p. 216-21.
24. Tashman, S., S. Kopf, and F.H. Fu, *The Kinematic Basis of ACL Reconstruction.* Oper Tech Sports Med, 2008. **16(3)**: p. 116-118.
25. Woo, S.L., et al., *Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Surg Res, 2006. **1**: p. 2.
26. Zelle, B.A., et al., *Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* Sports Med, 2006. **36(2)**: p. 99-108.

27. Zelle, B.A., et al., *Double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: anatomic and biomechanical rationale*. J Am Acad Orthop Surg, 2007. **15**(2): p. 87-96.
28. Zantop, T., et al., *Current techniques in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2007. **23**(9): p. 938-47.
29. Steckel, H., et al., *Computer-assisted evaluation of kinematics of the two bundles of the anterior cruciate ligament*. Biomed Tech (Berl), 2007. **52**(5): p. 316-22.
30. Franceschi, J.P., A. Sbihi, and P. Champsaur, *[Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using double anteromedial and posterolateral bundles]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2002. **88**(7): p. 691-7.
31. Yagi, M., et al., *Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2002. **30**(5): p. 660-6.
32. Yasuda, K., et al., *Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures*. Arthroscopy, 2006. **22**(3): p. 240-51.
33. Aglietti, P., et al., *Single-and double-incision double-bundle ACL reconstruction*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 108-13.
34. Jarvela, T., *Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized clinical study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(5): p. 500-7.
35. Muneta, T., et al., *A prospective randomized study of 4-strand semitendinosus tendon anterior cruciate ligament reconstruction comparing single-bundle and double-bundle techniques*. Arthroscopy, 2007. **23**(6): p. 618-28.

36. Yagi, M., et al., *Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 100-7.
37. Siebold, R., C. Dehler, and T. Ellert, *Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2008. **24**(2): p. 137-45.
38. Seon, J.K., et al., *Stability comparison of anterior cruciate ligament between double- and single-bundle reconstructions*. Int Orthop, 2009. **33**(2): p. 425-9.
39. Hara, K., et al., *Reconstruction of the anterior cruciate ligament using a double bundle*. Arthroscopy, 2000. **16**(8): p. 860-4.
40. Kubo, T., et al., *Anterior cruciate ligament reconstruction using the double bundle method*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2000. **8**(2): p. 59-63.
41. Marcacci, M., et al., *Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings*. Arthroscopy, 2003. **19**(5): p. 540-6.
42. Bellier, G., et al., *Double-stranded hamstring graft for anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2004. **20**(8): p. 890-4.
43. Fu, F.H., et al., *Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study*. Am J Sports Med, 2008. **36**(7): p. 1263-74.
44. Hamada, M., et al., *Single- versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiple-stranded hamstring tendons with endoButton femoral fixation: A prospective study*. Arthroscopy, 2001. **17**(8): p. 801-7.
45. Adachi, N., et al., *Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(4): p. 515-20.

46. Streich, N.A., et al., *Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. **16**(3): p. 232-8.
47. Gottlob, C.A., et al., *Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults*. Clin Orthop Relat Res, 1999(367): p. 272-82.
48. Brophy, R.H., R.W. Wright, and M.J. Matava, *Cost analysis of converting from single-bundle to double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2009. **37**(4): p. 683-7.
49. Fu, F.H. and D. Kowalchuk, *Cost analysis comparing single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction*. Am J Sports Med, 2009. **37**(9): p. e1; author reply e2.
50. Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G., Zilles, K., *Untere Extremität*. Rauber/Kopsch: Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas/Bd. 1 Bewegungsapparat, 1998: p. 546-571.
51. Schiebler, T.H., Schmidt, W. , *Anatomie 8.Auflage*. Springer, 2002: p. 331-338.
52. Dienst, M., R.T. Burks, and P.E. Greis, *Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament*. Orthop Clin North Am, 2002. **33**(4): p. 605-20, v.
53. Arnoczky, S.P., *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 19-25.
54. Duthon, V.B., et al., *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(3): p. 204-13.

55. Amis, A.A. and G.P. Dawkins, *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries*. J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(2): p. 260-7.
56. Girgis, F.G., J.L. Marshall, and A. Monajem, *The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis*. Clin Orthop Relat Res, 1975(106): p. 216-31.
57. Chhabra, A., et al., *Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88 Suppl 4**: p. 2-10.
58. Hollis, J.M., et al., *The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study*. J Biomech Eng, 1991. **113**(2): p. 208-14.
59. Bach, J.M., M.L. Hull, and H.A. Patterson, *Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament*. J Biomech, 1997. **30**(3): p. 281-3.
60. Diermann, N., et al., *Rotational instability of the knee: internal tibial rotation under a simulated pivot shift test*. Arch Orthop Trauma Surg, 2009. **129**(3): p. 353-8.
61. Sakane, M., et al., *In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads*. J Orthop Res, 1997. **15**(2): p. 285-93.
62. Zantop, T., et al., *Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006*. Arch Orthop Trauma Surg, 2007. **127**(9): p. 743-52.
63. Zantop, T., et al., *The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation*. Am J Sports Med, 2007. **35**(2): p. 223-7.

64. Fremerey, R., et al., [*Sensorimotor potential of the intact and injured anterior and posterior cruciate ligaments--a neurophysiological study in an animal model*]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2006. **144**(2): p. 158-63.
65. S. Rupp, D.K., *Vorderes Kreuzband im Mittelpunkt des Interesses*. *Orthopäde*, 2002. **31**: p. S. 701.
66. Richards, O.R. and M.R. Carmont, *The incidence of anterior cruciate ligament (ACL) injuries among competitive alpine skiers*. *Am J Sports Med*, 2008. **36**(7): p. e1; author reply e1.
67. Fauno, P. and B. Wulff Jakobsen, *Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer*. *Int J Sports Med*, 2006. **27**(1): p. 75-9.
68. Childs, S.G., *Pathogenesis of anterior cruciate ligament injury*. *Orthop Nurs*, 2002. **21**(4): p. 35-40.
69. Viola, R.W., et al., *Anterior cruciate ligament injury incidence among male and female professional alpine skiers*. *Am J Sports Med*, 1999. **27**(6): p. 792-5.
70. Bjordal, J.M., et al., *Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer*. *Am J Sports Med*, 1997. **25**(3): p. 341-5.
71. Griffin, L.Y., et al., *Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies*. *J Am Acad Orthop Surg*, 2000. **8**(3): p. 141-50.
72. DeMorat, G., et al., *Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury*. *Am J Sports Med*, 2004. **32**(2): p. 477-83.
73. Bollen, S., *Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage*. *Br J Sports Med*, 2000. **34**(3): p. 227-8.

74. Miyasaka, K., *The incidence of knee ligament injuries in the general population*. Am J Knee Surg, 1991. **4**: p. S. 3-8.
75. Schneider, S., C. Weidmann, and B. Seither, *Epidemiology and risk factors of sports injuries--multivariate analyses using German national data*. Int J Sports Med, 2007. **28**(3): p. 247-52.
76. Schneider, S., et al., *Sports injuries: population based representative data on incidence, diagnosis, sequelae, and high risk groups*. Br J Sports Med, 2006. **40**(4): p. 334-9; discussion 339.
77. Hughes, G. and J. Watkins, *A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury*. Sports Med, 2006. **36**(5): p. 411-28.
78. Boden, B.P., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury*. Orthopedics, 2000. **23**(6): p. 573-8.
79. Olsen, O.E., et al., *Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis*. Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 1002-12.
80. Lindenfeld, T.N., et al., *Incidence of injury in indoor soccer*. Am J Sports Med, 1994. **22**(3): p. 364-71.
81. Myklebust, G., et al., *A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball*. Scand J Med Sci Sports, 1998. **8**(3): p. 149-53.
82. Seil, R., et al., *Sports injuries in team handball. A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level*. Am J Sports Med, 1998. **26**(5): p. 681-7.
83. Arendt, E. and R. Dick, *Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature*. Am J Sports Med, 1995. **23**(6): p. 694-701.

84. Messina, D.F., W.C. Farney, and J.C. DeLee, *The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes.* Am J Sports Med, 1999. **27**(3): p. 294-9.
85. Wu, H., et al., *Prevalence of knee abnormalities in patients with osteoarthritis and anterior cruciate ligament injury identified with peripheral magnetic resonance imaging: a pilot study.* Can Assoc Radiol J, 2007. **58**(3): p. 167-75.
86. Chaudhari, A.M., et al., *Knee kinematics, cartilage morphology, and osteoarthritis after ACL injury.* Med Sci Sports Exerc, 2008. **40**(2): p. 215-22.
87. Robson, A.W., *VI. Ruptured Crucial Ligaments and their Repair by Operation.* Ann Surg, 1903. **37**(5): p. 716-8.
88. Roth, J.H., et al., *Polypropylene braid augmented and nonaugmented intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 1985. **13**(5): p. 321-36.
89. Shino, K., et al., *Replacement of the anterior cruciate ligament by an allogeneic tendon graft. An experimental study in the dog.* J Bone Joint Surg Br, 1984. **66**(5): p. 672-81.
90. Shino, K., et al., *Maturation of allograft tendons transplanted into the knee. An arthroscopic and histological study.* J Bone Joint Surg Br, 1988. **70**(4): p. 556-60.
91. Shino, K., et al., *Quantitative evaluation after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Allograft versus autograft.* Am J Sports Med, 1993. **21**(4): p. 609-16.
92. Mendenhall, H.V., et al., *Evaluation of the polypropylene braid as a prosthetic anterior cruciate ligament replacement in the dog.* Am J Sports Med, 1987. **15**(6): p. 543-6.



93. Jenkins, D.H., *The repair of cruciate ligaments with flexible carbon fibre. A longer term study of the induction of new ligaments and of the fate of the implanted carbon.* J Bone Joint Surg Br, 1978. **60-B**(4): p. 520-2.
94. Beard, D.J., et al., *Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency. A prospective randomised trial of two physiotherapy regimes.* J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(4): p. 654-9.
95. Kannus, P. and M. Jarvinen, *Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long-term results.* J Bone Joint Surg Am, 1987. **69**(7): p. 1007-12.
96. Giove, T.P., et al., *Non-operative treatment of the torn anterior cruciate ligament.* J Bone Joint Surg Am, 1983. **65**(2): p. 184-92.
97. Hawkins, R.J., G.W. Misamore, and T.R. Merritt, *Followup of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear.* Am J Sports Med, 1986. **14**(3): p. 205-10.
98. Freedman, K.B., et al., *Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts.* Am J Sports Med, 2003. **31**(1): p. 2-11.
99. Fu, F.H. and K.R. Schulte, *Anterior cruciate ligament surgery 1996. State of the art?* Clin Orthop Relat Res, 1996(325): p. 19-24.
100. Stengel, D., et al., *Resorbable screws versus pins for optimal transplant fixation (SPOT) in anterior cruciate ligament replacement with autologous hamstring grafts: rationale and design of a randomized, controlled, patient and investigator blinded trial [ISRCTN17384369].* BMC Surg, 2005. **5**: p. 1.
101. Harvey, A., N.P. Thomas, and A.A. Amis, *Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament.* J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(5): p. 593-603.

102. L'Insalata, J.C., et al., *Tunnel expansion following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of hamstring and patellar tendon autografts*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1997. **5**(4): p. 234-8.
103. Ma, C.B., et al., *Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of bioabsorbable interference screw and endobutton-post fixation*. *Arthroscopy*, 2004. **20**(2): p. 122-8.
104. Lind, M., J. Feller, and K.E. Webster, *Bone tunnel widening after anterior cruciate ligament reconstruction using EndoButton or EndoButton continuous loop*. *Arthroscopy*, 2009. **25**(11): p. 1275-80.
105. Weimann, A., et al., *Initial fixation strength of a hybrid technique for femoral ACL graft fixation*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. **14**(11): p. 1122-9.
106. Herbort, M., et al., *Initial fixation strength of a new hybrid technique for femoral ACL graft fixation: the bone wedge technique*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2007. **127**(9): p. 769-75.
107. Papageorgiou, C.D., et al., *A multidisciplinary study of the healing of an intraarticular anterior cruciate ligament graft in a goat model*. *Am J Sports Med*, 2001. **29**(5): p. 620-6.
108. Park, M.J., M.C. Lee, and S.C. Seong, *A comparative study of the healing of tendon autograft and tendon-bone autograft using patellar tendon in rabbits*. *Int Orthop*, 2001. **25**(1): p. 35-9.
109. Petersen, W. and H. Laprell, *Insertion of autologous tendon grafts to the bone: a histological and immunohistochemical study of hamstring and patellar tendon grafts*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2000. **8**(1): p. 26-31.
110. Barrett, G.R., et al., *Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft*. *Arthroscopy*, 2002. **18**(1): p. 46-54.

111. Kartus, J., et al., *Factors affecting donor-site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone autografts*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1997. **5**(4): p. 222-8.
112. Christen, B. and R.P. Jakob, *Fractures associated with patellar ligament grafts in cruciate ligament surgery*. *J Bone Joint Surg Br*, 1992. **74**(4): p. 617-9.
113. Sachs, R.A., et al., *Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction*. *Am J Sports Med*, 1989. **17**(6): p. 760-5.
114. Marder, R.A., J.R. Raskind, and M. Carroll, *Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendons*. *Am J Sports Med*, 1991. **19**(5): p. 478-84.
115. DeLee, J.C. and D.F. Cravioito, *Rupture of the quadriceps tendon after a central third patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction*. *Am J Sports Med*, 1991. **19**(4): p. 415-6.
116. Ristanis, S., et al., *The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2003. **11**(6): p. 360-5.
117. Pederzini, L., et al., *Technical note: double tibial tunnel using quadriceps tendon in anterior cruciate ligament reconstruction*. *Arthroscopy*, 2000. **16**(5): p. E9.
118. Petersen, W., et al., *Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels*. *Am J Sports Med*, 2007. **35**(2): p. 228-34.
119. Zaffagnini, S., et al., *Double-bundle ACL reconstruction: influence of femoral tunnel orientation in knee laxity analysed with a navigation system - an in-vitro biomechanical study*. *BMC Musculoskelet Disord*, 2008. **9**: p. 25.

120. Zantop, T., et al., *Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings*. Am J Sports Med, 2008. **36**(1): p. 65-72.
121. Lo, J., et al., *Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load*. J Biomech, 2008. **41**(9): p. 1855-61.
122. Muller, O., et al., *Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator*. Biomed Tech (Berl), 2009. **54**(3): p. 142-9.
123. Gobbi, A., et al., *Patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction with conical press-fit femoral fixation: 5-year results in athletes population*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2002. **10**(2): p. 73-9.
124. Rupp, S., P.W. Krauss, and E.W. Fritsch, *Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft*. Arthroscopy, 1997. **13**(1): p. 61-5.
125. Boszotta, H., *Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press-fit technique: surgical technique and follow-up*. Arthroscopy, 1997. **13**(3): p. 332-9.
126. Kurosaka, M., S. Yoshiya, and J.T. Andrish, *A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 1987. **15**(3): p. 225-9.
127. Steiner, M.E., et al., *Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts*. Am J Sports Med, 1994. **22**(2): p. 240-6; discussion 246-7.
128. Rowden, N.J., et al., *Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers*. Am J Sports Med, 1997. **25**(4): p. 472-8.

129. de Morree, J.J., *Dynamik des menschlichen Bindegewebes - Funktion, Schädigung und Wiederherstellung*. 2001: Urban & Fischer. 5-6, 12.
130. Yamanaka, M., et al., *The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions*. Am J Sports Med, 1999. **27**(6): p. 772-7.
131. Giurea, M., et al., *Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 1999. **27**(5): p. 621-5.
132. Li, G., et al., *Comparison of the ACL and ACL graft forces before and after ACL reconstruction: an in-vitro robotic investigation*. Acta Orthop, 2006. **77**(2): p. 267-74.
133. Loh, J.C., et al., *Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper*. Arthroscopy, 2003. **19**(3): p. 297-304.
134. Andersen, H.N. and P. Dyhre-Poulsen, *The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1997. **5**(3): p. 145-9.
135. Lenschow, S., et al., *Joint kinematics and in situ forces after single bundle PCL reconstruction: a graft placed at the center of the femoral attachment does not restore normal posterior laxity*. Arch Orthop Trauma Surg, 2006. **126**(4): p. 253-9.
136. Miura, K., et al., *Effects of knee flexion angles for graft fixation on force distribution in double-bundle anterior cruciate ligament grafts*. Am J Sports Med, 2006. **34**(4): p. 577-85.
137. Musahl, V., et al., *Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior*

- cruciate ligament-reconstructed knee*. Am J Sports Med, 2005. **33**(5): p. 712-8.
138. Rangger, C., et al., *Diagnosis of an ACL disruption with KT-1000 arthrometer measurements*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. **1**(1): p. 60-6.
139. Galway, H.R. and D.L. MacIntosh, *The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency*. Clin Orthop Relat Res, 1980(147): p. 45-50.
140. Amis, A.A. and R.P. Jakob, *Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1998. **6 Suppl 1**: p. S2-12.
141. Hoshino, Y., et al., *The effect of graft tensioning in anatomic 2-bundle ACL reconstruction on knee joint kinematics*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(5): p. 508-14.
142. Gadikota, H.R., et al., *Biomechanical comparison of single-tunnel-double-bundle and single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions*. Am J Sports Med, 2009. **37**(5): p. 962-9.
143. Mae, T., et al., *Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator*. Arthroscopy, 2001. **17**(7): p. 708-16.
144. Scheffler, S.U., et al., *Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading*. Arthroscopy, 2002. **18**(3): p. 304-15.
145. Tsuda, E., et al., *The effect of soft-tissue graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction on graft-tunnel motion under anterior tibial loading*. Arthroscopy, 2002. **18**(9): p. 960-7.

146. Yoo, J.D., et al., *The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on knee joint kinematics under simulated muscle loads*. Am J Sports Med, 2005. **33**(2): p. 240-6.
147. Brand, J.C., Jr., et al., *Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque*. Am J Sports Med, 2000. **28**(5): p. 705-10.
148. Liu-Barba, D., M.L. Hull, and S.M. Howell, *Coupled motions under compressive load in intact and ACL-deficient knees: a cadaveric study*. J Biomech Eng, 2007. **129**(6): p. 818-24.
149. Frank, D.A., G.T. Altman, and P. Re, *Hybrid anterior cruciate ligament reconstruction: introduction of a new technique for anatomic anterior cruciate ligament reconstruction*. Arthroscopy, 2007. **23**(12): p. 1354 e1-5.
150. Blauth, W., *Restoration of the ACL with a two strip quadriceps tendon graft*. Unfallheilkunde, 1984. **87**: p. 45-51.
151. Jagodzinski, M., et al., *Femoral press-fit fixation of the hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2004. **32**(7): p. 1723-30.
152. Jagodzinski, M., et al., *Tibial press-fit fixation of the hamstring tendons for ACL-reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(12): p. 1281-7.
153. Pasque, C.B. and S. de la Garza, *Transtibial tubercle fixation without hardware for anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament reconstruction: A new technique*. Arthroscopy, 2004. **20 Suppl 2**: p. 164-70.
154. Paessler, H.H. and D.S. Mastrokalos, *Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons, bone patellar tendon, or quadriceps tendon-graft with press-fit fixation without*

*hardware. A new and innovative procedure.* Orthop Clin North Am, 2003. **34**(1): p. 49-64.

155. Siebold, R., et al., *Tibial bone bridge and bone block fixation in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction without hardware: a technical note.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. **16**(4): p. 386-92.
156. Wunschel, M., et al., *An implant-free double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: operative technique and influence on tibiofemoral kinematics.* Clin Biomech (Bristol, Avon). **26**(7): p. 754-9.



## **7. Danksagung**

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Nikolaus Wülker für die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes im biomechanischen Labor.

Herrn Dr. med. Andreas Suckel danke ich für die gute Betreuung, die unkomplizierte Zusammenarbeit sowie die kompetente Beratung und Unterstützung.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. Otto Müller für die freundliche und fachkundige Beratung bei allen auftretenden Fragen. Durch sein Engagement in statistischen Fragen und bei der Durchführung der Versuche hat er wesentlichen Anteil am Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. med. Wünschel, Christian Obloh und Steffen Bauer für das Überlassen der Präparate und die freundliche Zusammenarbeit.

Für ihr außerordentliches Engagement beim Auffinden und Beschaffen verschiedener Artikel möchte ich mich auch bei der Mitarbeiterin der Klinikbibliothek Susanne Wolf sehr herzlich bedanken.

Danken möchte ich besonders meiner Familie, die mir die gesamte Zeit über geduldig und hilfreich zur Seite stand.