

**Aus der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik  
Tübingen**

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

**Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands  
in einer gewichtssimulierten Flexion unter  
anteriorer Translations- und interner  
Rotationsbelastung der Tibia**

**Eine neue Methode zur Quantifizierung von  
dynamischen Belastungen**

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

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

**vorgelegt von  
Theodor Steffen Bauer**

**aus**

**Lich**

**2011**

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. N. Wülker

2. Berichterstatter: Professor Dr. K. Weise

Für meine Familie

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>I</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1 Das physiologische Kniegelenk .....	1
1.1.1 Biomechanische Eigenschaften des Kniegelenks.....	6
1.1.2 Belastung des vorderen Kreuzbands .....	11
1.1.2.1 Bruchlast.....	14
1.1.2.2 Belastung während passiver Bewegung.....	16
1.1.2.3 Belastung im dynamischen Kniemodell .....	25
1.1.3 Mathematische Modelle .....	28
1.2 Das pathologische Kniegelenk.....	29
1.2.1 Vordere Kreuzbandruptur .....	30
1.2.2 Indikation zum Kreuzbandersatz.....	31
1.3 Operationstechniken für den vorderen Kreuzbandersatz.....	34
1.3.1 Bone - Patella - Tendon Bone Plastik .....	35
1.3.2 Hamstring Plastik.....	35
1.3.3 Single Bundle Reconstruction.....	36
1.3.4 Double Bundle Reconstruction.....	36
1.4 Fragestellung und Hypothese .....	38
<b>2 Material und Methoden .....</b>	<b>40</b>
2.1 Kniepräparate .....	40
2.2 Präparation .....	41
2.2.1 Präparation der Weichteile.....	41
2.2.2 Präparation von Femur und Tibia.....	42
2.2.3 Fixierung des Gesamtpräparats.....	43
2.3 Kniekinemator .....	44
2.3.1 Gerät und Software.....	44
2.3.2 Messungen im Kniekinemator.....	45
2.4 ZEBRIS® Ultraschall System.....	48
2.4.1 Gerät und Software.....	48
2.4.2 Messung mit dem ZEBRIS® Ultraschall System .....	49

2.5	Kuka Roboter/ UFS Messungssystem .....	51
2.5.1	Kuka KR 60-3.....	51
2.5.2	Universal Force Moment Sensor UFS und Software .....	52
2.5.3	Messungen mit dem Kuka Roboter/ UFS Messungssystem .....	54
2.6	Statistische Auswertung.....	58
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>59</b>
3.1	Validierungsmessung der Kniebewegung .....	59
3.2	Kraftaufnahme bei Belastung von 100 N Körpergewichtssimulation....	60
3.3	Kraftaufnahme bei Belastung von 5 Nm interner Rotation .....	63
3.4	Kraftaufnahme bei Belastung von 50 N anteriorer Translation.....	67
3.5	Zusammenhang zwischen Kraftaufnahme und Flexionswinkel.....	72
3.6	Zusammenhang zwischen Kraftaufnahme und Belastungsart .....	73
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>76</b>
4.1	Diskussion von Material und Methoden .....	76
4.1.1	Verwendete Präparate .....	76
4.1.2	Angewandte Methode .....	77
4.1.2.1	Vorgehen bei Fixierung der Präparate .....	77
4.1.2.2	Kniekinemator .....	77
4.1.2.3	Auswahl der simulierten Kräfte .....	79
4.1.2.4	Gewählter Bereich der Flexion.....	82
4.1.2.5	Externe Belastungszustände mit Kopplung des Roboter/ UFS Messungssystem am Kniekinemator.....	83
4.1.2.6	Vorgehensweise und Verwendungsart des Roboter/ UFS Messungssystem.....	84
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	86
4.2.1	Diskussion des Zusammenhangs zwischen Kraftaufnahme und Flexionswinkel.....	86
4.2.2	Diskussion des Zusammenhangs zwischen Kraftaufnahme und Belastungsart .....	91
4.2.3	Fazit.....	96
4.2.4	Ausblick .....	97
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>99</b>

<b>6</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>100</b>
6.1	Abkürzungs-/ Symbolverzeichnis .....	100
6.2	Abbildungsverzeichnis .....	102
6.3	Tabellenverzeichnis .....	104
6.4	Literaturverzeichnis.....	105
<b>7</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>121</b>
<b>8</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>122</b>

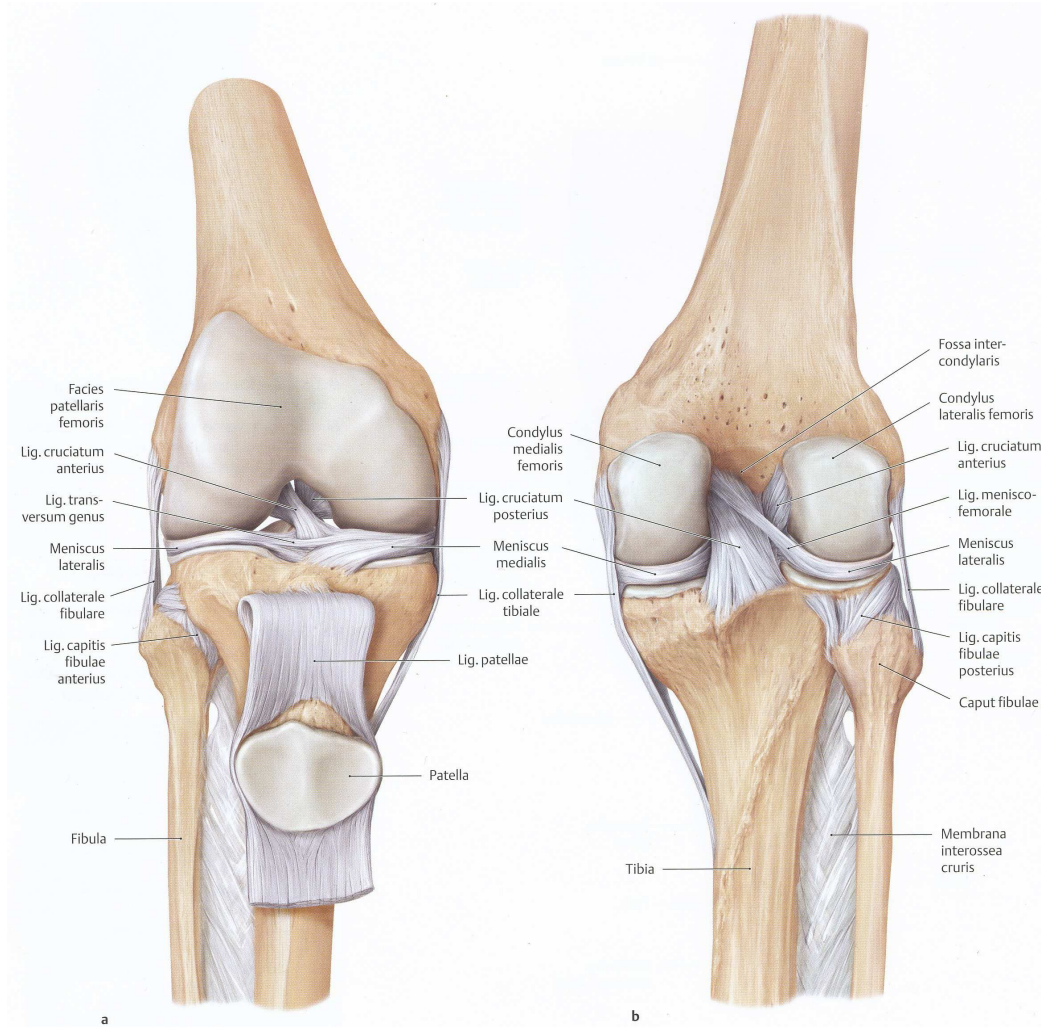
## **1 Einleitung**

Die Verletzung des vorderen Kreuzbands stellt in der heutigen Zeit eine durchaus häufige und ernsthafte Diagnose dar. Bereits im Jahre 2002 wurde die Inzidenz dieser Verletzung in den westlichen Industrienationen mit bis zu einer Ruptur pro 1.000 Einwohner geschätzt [150]. Betrachtet man den Bereich der jüngeren, sportlich aktiven Population, so finden sich in der Literatur Angaben von bis zu 3,5% [116]. Operative invasive Rekonstruktionsverfahren haben in der Therapie in den letzten Jahrzehnten zunehmend an Bedeutung gewonnen. Alleine in den USA werden jährlich über 100.000 Kreuzbandoperationen durchgeführt [127]. Um die Therapie jedoch in Form einer Rekonstruktion effektiv und erfolgreich gestalten zu können, spielen neben der Erfahrung und genauen Kenntnis der jeweiligen Rekonstruktionsmethode sicherlich auch detailliertes Wissen über die physiologische Bewegung, Belastung und Biomechanik des Kniegelenks im Allgemeinen und Informationen über Belastungszustände des zu ersetzenden Kreuzbands im Speziellen eine wichtige Rolle. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einer neuen Methode zur Messung der vorderen Kreuzbandbelastung in einer gewichtssimulierten Flexion unter anterioren Translations- und internen Rotationsbelastungen.

Zunächst werden die Grundlagen der Biomechanik des Kniegelenks und des Kreuzbands dargelegt, bevor die Methode sowie deren Ergebnisse beschrieben und anschließend diskutiert werden.

### **1.1 Das physiologische Kniegelenk**

Rein anatomisch betrachtet wird das Kniegelenk als bikondyläres Drehscharniergelenk (Trochoginglymus) eingestuft [153]. Dabei imponiert es als eines der größten und sicherlich biomechanisch gesehen als eines der komplexesten Gelenke des menschlichen Körpers [8].

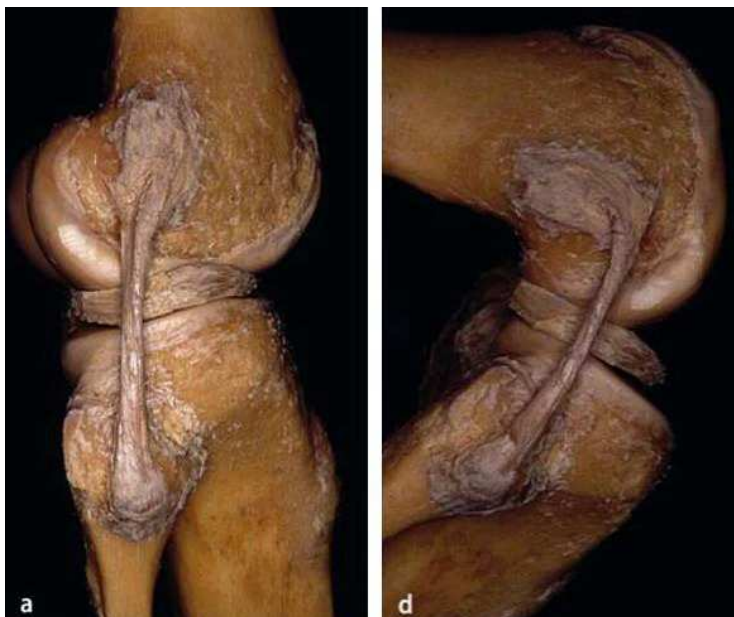


**Abbildung 1-1:** re. Kniegelenk in Extension (a: von anterior , b: von posterior ) [154]

Abbildung 1-1 zeigt den anatomischen Aufbau mit den artikulierenden Knochen, den Menisci und den stabilisierenden Bändern. Die Kapsel des Gelenks, Bursen, Gefäß- und Nervenversorgung, Muskulatur sowie diverse weitere Weichteile sind nicht Gegenstand der Abbildung. Die Bänder des Kniegelenks und im Speziellen das vordere Kreuzband stehen im Fokus der vorliegenden Arbeit. Wie Woo et al. [180] ausführen, bestehen Bänder histologisch betrachtet aus Wasser und dicht gepackten Kollagenfasern, welche in longitudinaler Richtung parallel zur Belastungsachse verlaufen. Die Kollagenfasern werden vor allem als Typ I (ungefähr 70 % fettfreies Trockengewicht) mit einem kleinen Anteil von Typ III (3 % bis 10 % fettfreies Trockengewicht), sowie Spuren von Typ V, X, XII und XIV klassifiziert. Kollagenfreie Proteine wie Elastin, ein fibrilläres Pro-

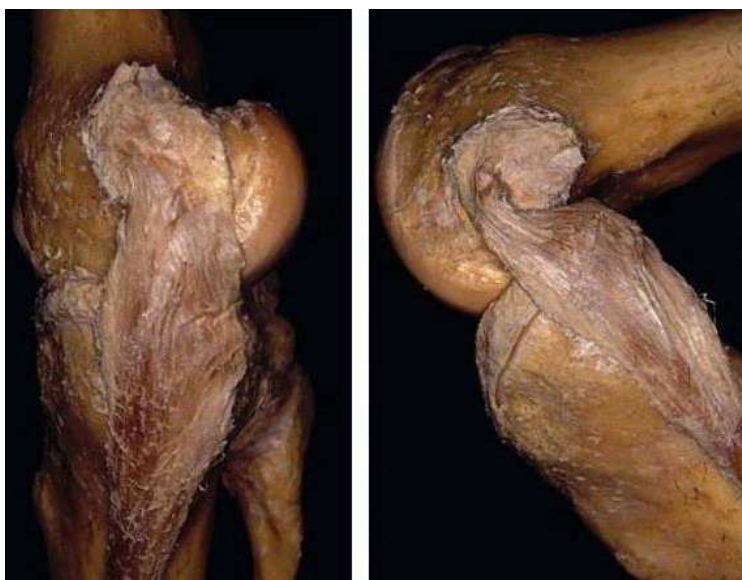


tein (weniger als 1 %) und Proteoglykane sind zudem enthalten. Innerhalb der Ligamente sorgen Wasser und Proteoglykane für eine Art Schmierwirkung und für die Einhaltung von Abständen, welche elementar für die Gleitfunktion des Gelenks sind. Die für die Führung einer kontrollierten Bewegung elementaren Bandstrukturen können laut Fu [53] je nach dem speziellen zugrunde gelegtem Kriterium klassifiziert werden. Aufgrund der Morphologie werden flache Strukturen (Lig. collaterale tibiale) oder kordelähnliche (Lig. cruciatum anterius, Lig. cruciatum posterius, Lig. collaterale fibulare) unterschieden. Bezüglich der Lage zum Gelenkinnenraum findet eine Differenzierung in intraartikulär (Lig. cruciatum anterius, Lig. cruciatum posterius, tiefer Teil des Lig. collaterale tibiale) und extraartikulär (Lig. collaterale fibulare und oberflächlicher Teil des Lig. collaterale tibiale) statt. Zudem kann jedes der Bänder individuell für sich betrachtet werden. Mit Ausnahme des Lig. collaterale fibulare kann jede der oben angeführten Bandstrukturen in einzelne Anteile oder Komponenten aufgeteilt werden. Die vier Hauptbänder des Kniegelenks agieren zusammen mit anderen statischen Stabilisierungselementen (knöcherne Struktur, Kapselapparat und Menisken) und mit dynamischen muskulären Stabilisatoren, um das Limit der Gelenkbewegung festzulegen [53]. Zudem scheinen die Bänder über Mechanorezeptoren zu verfügen, die im Allgemeinen propriozeptive Funktionen erfüllen [1]. Ob jene propriozeptiven Funktionen überhaupt vorhanden sind und in welchem Ausmaß die Propriozeption des vorderen Kreuzbands nach Ruptur beeinflusst wird, ist Gegenstand aktueller Forschung und wird zurzeit durchaus kontrovers diskutiert [1] [146] [51, 147] [130]. Die folgenden Abbildungen (Abbildung 1-2, Abbildung 1-3, Abbildung 1-4, Abbildung 1-5) verdeutlichen die anatomische Lage sowie den Verlauf der vier wichtigsten Bänder des Kniegelenks in situ.



**Abbildung 1-2:** re. Ligamentum collaterale fibulare von lateral (a: Extension, d: 90° Flexion) [140]

Das im Durchschnitt ca. 70 mm lange Ligamentum collaterale fibulare (LCF) verläuft von proximal knapp oberhalb und hinter dem Epicondylus lateralis femoris nach distal, wo es am lateralen Abhang des Caput fibulae an der Außenfläche der Spitze des Apex capitis fibulae inseriert. Im gesamten Verlauf findet sich kein Kontakt zum Außenmeniskus oder etwa zur Gelenkkapsel. An der proximalen Ansatzstelle findet sich eine verbreitete Auffächerung des Bandes, was bei Flexion und Außenrotation zu einer Verdrillung der Fasern und somit zu einer Umlenkung führt. Diese Umlenkung sorgt bei Endbeugestellung und vor allem bei Außenrotation für eine gewisse Dämpfungsreserve [140].



**Abbildung 1-3:** re. Ligamentum collaterale tibiale von medial (a: Extension, d: 90° Flexion) [140]

Mit einer ein bis zwei Zentimeter breiten Basis verläuft das Ligamentum collaterale tibiale (LCT) vom medialen Epicondylus des Femurs schräg nach distal vorne und inseriert ca. sieben bis acht Zentimeter unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis tibiae [154]. Warren et al. [176] unterscheiden drei funktionale Anteile

des medialen Bandes: einen superfizialen Teil mit langen Fasern, einen tiefen Teil bestehend aus den meniscofemorale und meniscotibiale Bändern und schlussendlich die posteriore oblique verlaufende Fasern, die in den hinteren Teil der Gelenkkapsel einziehen. Somit erklärt sich auch der Kontakt zur Gelenkkapsel und zum medialen Meniskus. Aufgrund ihrer anatomischen Lage relativ zum Rotationszentrum bilden die lange Fasern des superfizialen Bandteils die vorrangigen Stabilisatoren des Gelenks beim Widerstand gegen etwaige Valgus- und Rotationskräfte [176].



**Abbildung 1-4:** Lig. Cruciatum anterius eines rechten Kniegelenks [140]

Das in Abbildung 1-4 dargestellte Lig. cruciatum anterius (LCA) verläuft schräg von proximal posterior lateral nach distal anterior medial von seiner proximalen Anhaftungsstelle im hinteren Teil der lateralen Wange der Fossa intercondylaris am lateralen Epicondylus zum Ansatz im vorderen, medialen Teil der Area intercondylaris der Tibia. Bei dieser Durchquerung des Raums der Fossa intercondylaris verdrehen sich die Fasern in ihrem Verlauf nach distal und strahlen zum Teil auch in das Vorderhorn des medialen Meniskus ein [140]. Die durchschnittliche Länge wird mit 31-38 mm, die Breite mit ca. 11 mm angegeben [62]. Bemerkenswert ist zu-

dem die Tatsache, dass das vordere Kreuzband lediglich ventral, lateral und medial von einer Synovialmembran bedeckt ist, wohingegen der posteriore Teil des Bandes frei von jeglichem Membranüberzug ist [140]. Die Blutversorgung erfolgt dementsprechend aus der Fossa poplitea durch die A. media genis [154]. Viele Autoren gehen heute bei der funktionellen Gliederung des LCA von

einer Zweiteilung aus: ein anteromedialer Anteil sowie ein posterolateraler [4, 53, 62]. Zudem wird noch ein 3. intermediärer Teil diskutiert [121]. Unter Spannung steht der anteromediale Anteil bei Flexion und der posterolaterale bei Extension [62].

Unter genauerer Betrachtung des Verlaufs des Lig. cruciatum posterius (LCP) fällt auf, dass sich dieser gegenläufig zum Verlauf des LCA darstellt: Von proximal anterior medial nach distal posterior dorsal von der medialen Wange der Fossa intercondylaris am Femur zur Insertionsfläche im hinteren Bereich der Area intercondylaris posterior unter Einschluss der Eminentia intercondylaris posterior der Tibia [140]. Die Länge wird nach Girgis et al. [62] mit durchschnittlich 38 mm, die Breite mit 13 mm angegeben. Eine funktionelle Gliederung in zwei Teile findet sich auch hier: ein anterolateraler und ein posteromedialer Anteil [70].



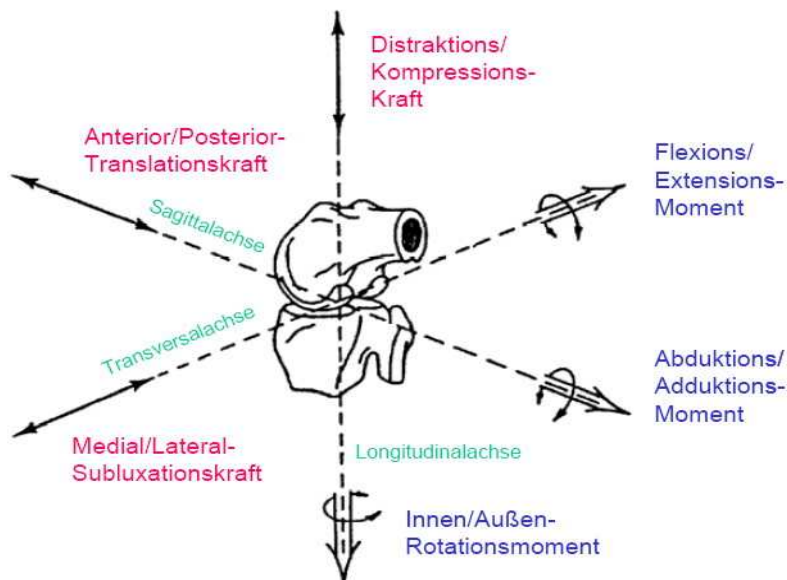
**Abbildung 1-5:** Lig. cruciatum posterius eines rechten Kniegelenks [140]

Wie auch beim vorderen Kreuzband stehen die anterioren Anteile bei Flexion und die posterioren Anteile bei Extension unter Spannung [62].

### 1.1.1 Biomechanische Eigenschaften des Kniegelenks

Rein mechanisch betrachtet zeigt das Kniegelenk vor allem bei der Reibung erstaunliche Eigenschaften. Es wird heute angenommen, dass dieses komplexe Gelenk einen Reibungskoeffizienten aufweist, der sogar unter dem von aufeinander gleitendem Eis liegt [153]. Diese Tatsache verdeutlicht die hervorragenden Gleit- und Bewegungseigenschaften des Knies, welche durch diverse

Strukturen kontrolliert und somit ermöglicht werden. Die einzelnen Bewegungen in den entsprechenden Richtungen werden dabei durch Druck auf die Gelenkflächen und Zug



**Abbildung 1-6:** Achsen, Kräfte und Momente im Kniegelenk [63]

durch Weichteile ermöglicht. Bei der Übertragung der in Abbildung 1-6 genau ersichtlichen Kraftkomponenten von einem Knochen auf den anderen, d.h. vom Femur auf die Tibia treten zudem keine signifikanten Scherkräfte im physiologischen Gelenk auf [63].

Räumlich betrachtet verfügt das Kniegelenk in Form einer Translation entlang und einer Rotation um jede der drei Achsen über maximal sechs Freiheitsgrade, wovon sich die ersten drei als Rotationsbewegung bezogen auf die jeweiligen Achsen wie folgt definieren: Flexion/ Extension um die Transversalachse, Innen/ Außenrotation um die Longitudinalachse und schließlich Ad/ Abduktion um die Sagitalachse. Bei der vereinfachten Betrachtung werden jedoch oft nur die Rotation um die Transversalachse in Form von Flexion und Extension sowie die Drehbewegung um die Longitudinalachse (Innen/ Außenrotation) beschrieben. Nach der Neutral-Null-Methode können diese Bewegungen mit folgenden Ausmaßen angegeben werden [154]:

Extension/ Flexion:  $0^{\circ}$ - $150^{\circ}$

Außenrotation/ Innenrotation:  $30^{\circ}$ - $10^{\circ}$

Jedoch gilt es zu bemerken, dass die Bewegung des Gelenks immer als gekoppelter Mechanismus mit etwaigen Besonderheiten zu verstehen ist. In diesem Zusammenhang ist zu erwähnen, dass sich das Knie nicht nur in der Be-

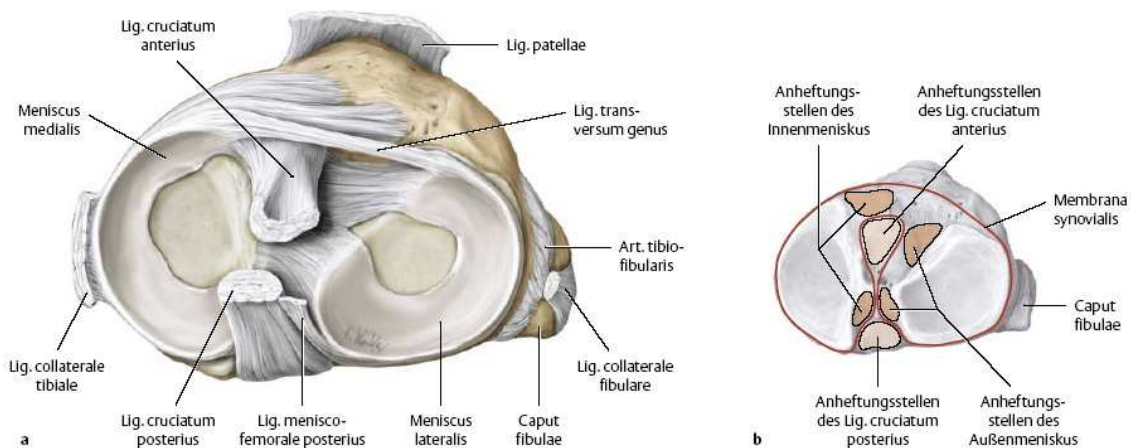


lastungsrichtung bewegt, sondern es zudem zu Bewegungen in anderen Translations- und Rotationsrichtungen kommen kann [180]. Die Erscheinung von sogenannten Roll-Back und Screw-Home-Phänomenen sind funktionale Beispiele für die oben angeführten Tatsachen. Betrachtet man die Flexions/ Extensionsbewegung im Detail, so gelten diese Bewegungen vielmehr als eine Art gekoppelte und komplexe Roll- und Gleitbewegung und keinesfalls nur als einfache Scharnierbewegung. Eine Beschreibung dieser Roll/ Gleitbewegung liefern Kim et al.[83] sowie Andriacchi et al. [8]: Von voller Extension bis ca. 20° Flexion kommt es zum Rollen der Femurkondylen über dem Tibiaplateau, dies führt zwangsweise zu einer Verschiebung des tibiofemorale Kontaktpunktes nach posterior (Roll Back). Dieses Roll Back stellt somit eine Translation entlang der Sagitalachse dar. Ab ca. 30° Flexion überwiegt der Gleitmechanismus der Femurkondylen, wobei jedoch der verbleibende Anteil der Rollbewegung aufgrund des größeren Kurvenradius der lateralen Femurkondyle im lateralen Kompartiment auf der Tibia überwiegt. Somit verlagert sich der laterale tibiofemorale Kontaktpunkt weiter nach posterior als der mediale. Dies führt zu einer passiven Innenrotation der Tibia bei zunehmender Flexion und dementsprechend einer Außenrotation bei größerer Extension. Dieses Phänomen in Form einer Rotation um die Longitudinalachse wird als Screw Home Bewegung verstanden. Beim Aufsetzen des Fußes wirken außerdem Kräfte in mediolateraler Richtung, welche vor allem eine Ab/ Adduktion sowie eine Verschiebung der Tibia gegen das Femur in mediolateraler Richtung bewirken [63]. In mathematischen Modellen wurde zudem vom Essinger et al. [47] ein weiterer Freiheitsgrad in Form von vertikaler Kompression und Streckung von proximal nach distal errechnet. Dies stellt somit eine Translation entlang der Longitudinalachse dar. Zusammenfassend stellen sich die Freiheitsgrad wie folgt dar:

1. Freiheitsgrad: Rotation um die Transversalachse: Flexion/ Extension
2. Freiheitsgrad: Rotation um die Longitudinalachse: Innen/ Außenrotation (Screw Home)
3. Freiheitsgrad: Rotation um die Sagitalachse: Ab/ Adduktion
4. Freiheitsgrad: Translation entlang der Sagitalachse (Roll Back)
5. Freiheitsgrad: Translation entlang der Transversalachse

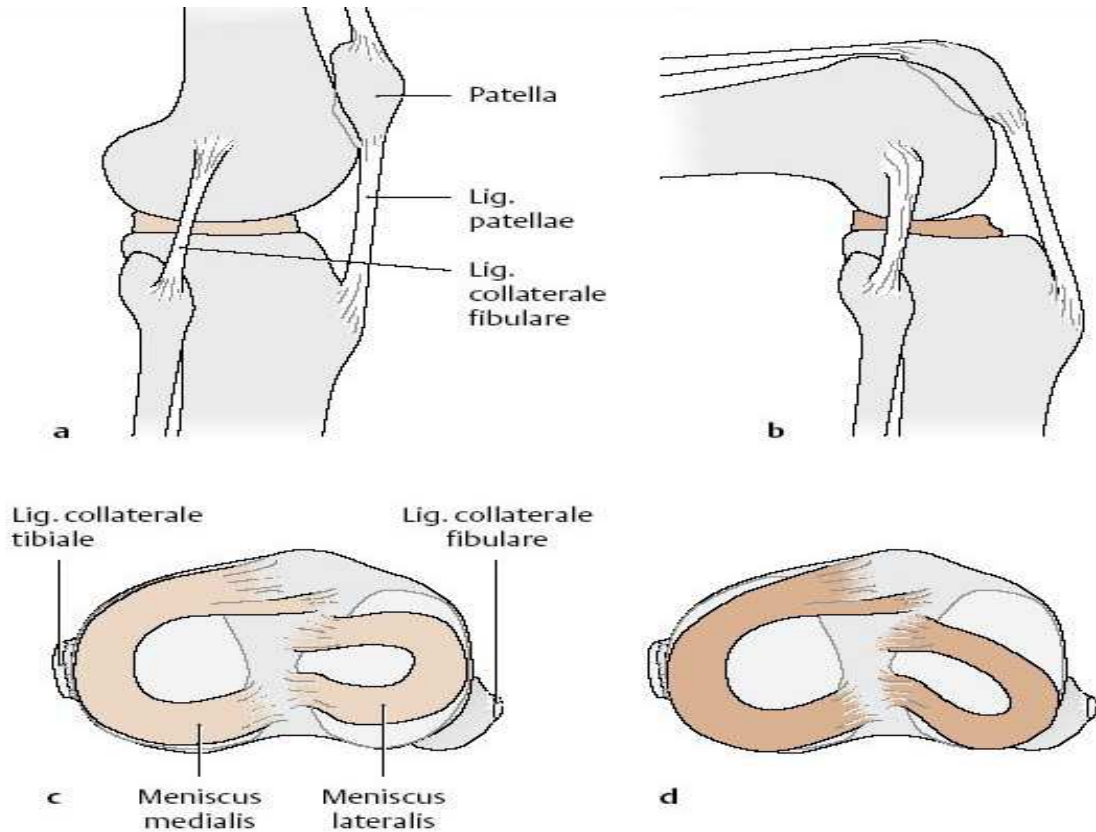
## 6. Freiheitsgrad: Translation entlang der Longitudinalachse. Kompression/ Distraktion

Zusätzlich zu den bereits beschriebenen Bändern des Kniegelenks sind die Menisci von enormer funktioneller Bedeutung für die Biomechanik des Gelenks, da sie neben ihrer Rolle als eine Art "Stoßdämpfer" auch andere Zwecke erfüllen. Sie erhalten die Kniestabilität und -Kongruenz, verhindern kapsuläre und synoviale Einklemmungserscheinungen und verteilen auftretende Belastungen auf eine große Gelenkoberfläche [142]. Durch ihre anatomische Lage und ihre Form sowie Beweglichkeit unterstützen sie außerdem die oben bereits erwähnten Bewegungserscheinungen von Roll Back und Screw Home.



**Abbildung 1-7:** Menisci des re. Kniegelenks von proximal (a) und Anheftungsstellen (b) [154]

Wie aus Abbildung 1-7 ersichtlich sind die beiden Menisken in Form von Halbmonden an ihren Enden (Vorder- bzw. Hinterhorn) über kurze Bänder im Knochen der Area intercondylaris anterior u. posterior verankert. Der eher ringförmige Außenmeniskus ist dabei weitaus beweglicher als der Innenmeniskus, da dieser mit dem LCT fest verbunden ist [23] [154] und seine Verankerungen im Knochen weiter voneinander entfernt liegen (siehe Abbildung 1-7, b). Diese erhöhte Beweglichkeit ermöglicht dem lateralen Meniskus ein Zurückgleiten entlang der Sagitalachse bei der Roll Back Bewegung, welche ja eine Translation entlang eben jener Sagitalachse darstellt. Daraus resultieren die unterschiedlichen Lageveränderungen der Menisci in Extensions- und Flexionsstellung (Abbildung 1-8).



**Abbildung 1-8:** Menisci des re. Kniegelenks in Extension von lateral (a) und proximal (c) sowie in Flexion von lateral (b) und proximal (d) [154]

Verschieden Muskeln sind mit ihrem Verlauf am Kniegelenk für die aktive Bewegung und Stabilisierung bei diversen Belastungen verantwortlich. Die folgende Tabelle (Tabelle 1-1) gibt Auskunft über die bei bestimmten Bewegungen aktiven Muskeln.



**Tabelle 1-1:** Wirkung der Muskeln auf das Kniegelenk, geordnet nach Bewegungsrichtung und Stärke (Größe des Drehmoments) [153]

Bewegung	Muskeln
Extension	M. quadriceps femoris, M. tensor fasciae latae
Flexion	M. semimembranosus, M. semitendinosus, M. biceps femoris, M. gracilis, M. sartorius, M. gastrocnemius, M. popliteus, M. plantaris
Innenrotation (bei gebeugten Kniegelenk)	M. semimembranosus, M. semitendinosus, M. popliteus, M. sartorius, M. gastrocnemius (Caput laterale), M. gracilis
Außenrotation (bei gebeugtem Kniegelenk)	M. biceps femoris, M. gastrocnemius (Caput mediale), M. tensor fasciae latae

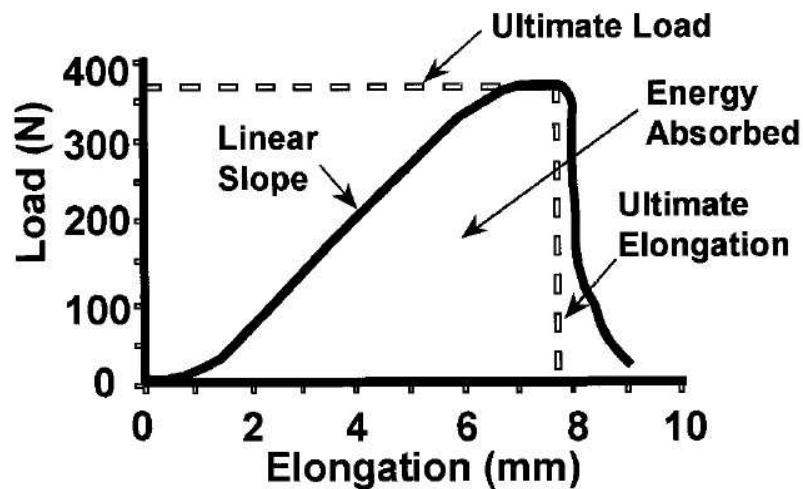
Tabelle 1-1 stellt dabei die Wirkung der Muskeln bei deren Kontraktion in der Open Chain (offene Kette) Situation, d.h. Ausgangssituation ist ein frei beweglicher Unterschenkel bei fixiertem Rumpf und Oberschenkel, dar. Betrachtet man die umgekehrte Situation, also eine Bewegung im Kniegelenk bei fixiertem Unterschenkel und frei beweglichem Rumpf und Oberschenkel (Closed Chain) wie sie z.B. bei einer Kniebeuge auftritt, so sind laut Dionisio et al. [38] vor allem die vier Köpfe des M. quadriceps bei einer Flexion unter Spannung, was sich aus deren Aktivität gegen die Schwerkraft des Oberkörpers erklären lässt. Damit der frei bewegliche Rumpf bei einer kontrollierten Flexion im Kniegelenk nicht abrupt absackt, muss der M. quadriceps einen Gegenkraftvektor in Extensionsrichtung aufbringen, um einem durch die Schwerkraft des Oberkörpers erzeugten Kraftvektor in Flexionsrichtung entgegen zu wirken und so eine kontrollierte Flexion zu ermöglichen.

### 1.1.2 Belastung des vorderen Kreuzbands

Die Belastung des vorderen Kreuzbands kann mit zahlreichen Mitteln unter unterschiedlichen Bedingungen und Situationen gemessen werden. Die folgenden Kapitel geben einen Überblick über bereits vorhandene Mess- und Analyseverfahren zur Verhaltensbestimmung des LCA unter Belastungszuständen. Dabei spielen bestimmte strukturelle und mechanische Begriffe eine Rolle, die das

Verhalten von bandartigen Strukturen unter Belastung näher beschreiben. Woo et al. [180] erläutern diese Begriffe zusammenfassend wie folgt:

Die strukturellen Eigenschaften eines Knochen- Band- Knochen- Komplexes werden durch eine so genannte Load- Elongation Curve (Belastungs-Verlängerungs Kurve) charakterisiert. Hierbei wird die Belastung (Load) gemessen, die aus einer bestimmten Verlängerung (Elongation) der Bandstruktur resultiert und diese in einem Koordinatensystem abgebildet (Abbildung 1-9).



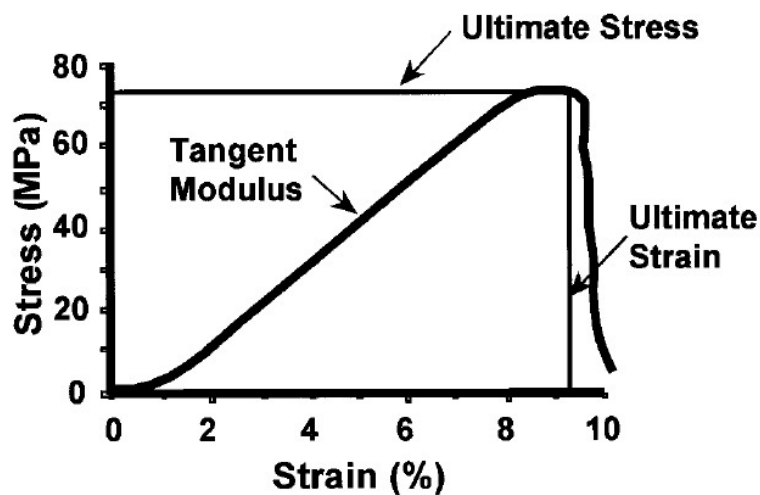
**Abbildung 1-9:** Schematische Belastungs- Verlängerungs- Kurve für ein Band [180]

Aus dieser Kurve gehen spezifische strukturelle Kriterien hervor, welche in der folgenden Tabelle definiert und erklärt werden:

**Tabelle 1-2:** Strukturelle Kriterien von Bändern [180]

Bezeichnung	Definition	Einheit
Linear Stiffness (lineare Steifheit)	Kurvensteigung im lineare Bereich, Belastung pro Einheit Verlängerung	N/mm
Ultimate Load (Ultimative Belastung)	Maximale Belastung vor Zerstörung der Bandstruktur	N
Ultimate Elongation (Ultimative Verlängerung)	Maximale Verlängerung vor Zerstörung der Bandstruktur	mm
Energy absorbed (aufgenommene Energie)	Integral unter der gesamten Kurve, Energie die bis zur Zerstörung vom Band aufgenommen wurde	Nmm

Für die mechanischen Eigenschaften wird eine Stress- Strain Curve (Spannungs- Dehnungs- Kurve) angelegt, die auf den Größen Stress und Strain basiert.



**Abbildung 1-10:** Schematische Spannungs- Dehnungs- Diagramm resultierend aus Zugtests eines Bandes [180]

Auch aus dieser Kurve können spezifische Kriterien für das mechanische Verhalten eines Bandes abgeleitet werden.

**Tabelle 1-3:** Mechanische Eigenschaften von Bändern [180]

Bezeichnung	Definition	Einheit
Strain (Dehnung)	Deformation pro Längeneinheit des Bandes (Quotient aus Verlängerung nach Belastung und ursprünglicher Länge)	%
Stress (Spannung)	Belastung pro Flächeneinheit des Bandes	MPa
Ultimate Strain (Ultimative Dehnung)	Maximale Deformation pro Längeneinheit des Bandes vor Zerstörung	%
Ultimate Stress (Ultimative Spannung)	Maximale Belastung pro Flächeneinheit des Bandes vor Zerstörung	MPa
Tangent Modulus (Elastizitätskoeffizient)	Steigung der Spannungs-Dehnungs-Kurve	MPa

Weiterhin zeigen Bänder viscoelastische Eigenschaften [136, 172, 173] [27]. Dazu gehören Creep (Längenzunahme nach Zeit unter konstanter Belastung), Stress Relaxation (Belastungsverlust bei Halten des Bandes unter konstanter Verlängerung) und Hysterese (Energieverlust durch kontinuierliches Be- und Entlasten) [180].

### 1.1.2.1 Bruchlast

Die Bruchlast oder Ultimate Load ist wie bereits erwähnt eine der elementaren Kriterien zur Beurteilung von strukturellen Eigenschaften des vorderen Kreuzbands. In der Literatur existieren diverse Studien zur Messung dieser maximalen Belastungsstärke. Kennedy et al. [81] isolierten vordere Kreuzbänder aus durchschnittlich 62-jährigen Kadavern und berichteten von 638 N, die durchschnittlich nötig waren, um ein isoliertes Kreuzband vollständig zu rupturieren. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Trent et al. [170], die bei sechs Kreuzbändern Durchschnittswerten der maximalen Belastung von 633 N und linearen Steifheitswerten von 141 N/mm veröffentlichten. Dabei wurden die für das Testprotokoll vorgesehenen vorderen Kreuzbänder mit ihren knöchernen Ansatzstellen isoliert und vermessen. Die Kreuzbänder stammten von Leichen im

Alter zwischen 22 und 55 Jahren. Einen anderen Ansatz wählten Noyes und Kollegen [124], indem sie das LCA nicht isolierten, sondern in situ mit Femur und Tibia im so genannten FATC (Femur-ACL-Tibia-Complex) zur Testung heranzogen. Bis auf das vordere Kreuzband wurde jegliche Struktur des Kniegelenks (Menisci, Bänder, Kapsel, Weichteile) entfernt und die verbleibende Verbindung aus Unterschenkel, LCA und Oberschenkel in 45° Kniebeugung in eine Materialtestungsmaschine eingespannt. Die anschließende Belastungsmessung ergab durchschnittliche Bruchlasten von 1730 N bei sechs Präparaten von 16-26 jährigen Leichen und 734 N bei 20 Leichen im Alter von 48-86 Jahren. Die lineare Steifheit betrug 182 bzw. 129 N/mm. Untersuchungen zur Bruchlast bei variiertem Kraftbelastungsrichtung sowie der Einfluss des Alters waren Gegenstand der Versuche von Woo et al.[182] . In 30° Flexion wurde auch hier der FATC getestet. Dabei fand man heraus, dass strukturelle Eigenschaften wie lineare Steifheit, maximale Belastung und aufgenommene Energie mit dem Alter signifikant abnehmen. Auch die Belastungsrichtung beeinflusst die Ergebnisse merklich, was sich vor allem in den unterschiedlichen Bruchlasten zeigt: Wird die Zugbelastung im Experiment entlang der Tibiaschaftachse angebracht, reißt das vordere Kreuzband bei jungen Präparaten (22-35 Jahre) bereits bei 1602 N, wohingegen eine Belastung entlang des anatomischen Verlaufs des LCA in einer Bruchlast von 2160 N resultiert (Tabelle 1-4).

**Tabelle 1-4:** Auswirkung von Alter und Belastungsrichtung auf strukturelle Parameter des LCA [182]

<b>Alter (J)</b>	<b>Belastungsrichtung</b>	<b>Steifheit (N/mm)</b>	<b>Bruchlast (N)</b>	<b>Aufgenommene Energie (Nm)</b>
22-35	entlang des anatomischen LCA Verlaufs	242	2160	11,6
	entlang des Tibiaschafts	218	1602	8,3
40-50	entlang des anatomischen LCA Verlaufs	220	1503	6,1
	entlang des Tibiaschafts	192	1160	4,3
60-97	entlang des anatomischen LCA Verlaufs	180	658	1,8
	entlang des Tibiaschafts	124	495	1,4

Es lässt sich demnach folgern, dass das vordere Kreuzband höheren Kräften zu widerstehen in der Lage ist, wenn es in situ belassen und entlang seines anatomischen Verlaufs belastet wird. Die reinen Bruchlast-Messungen liefern jedoch keinerlei Informationen über die tatsächliche Belastung des LCA im physiologischen Gelenk und unter natürlichem Bewegungsumfang wie etwa einer Beugung oder Streckung.

### **1.1.2.2 Belastung während passiver Bewegung**

Experimentell gilt es grundsätzlich zwei Arten von Belastungsmessungen zu unterscheiden. Auf der einen Seite die der passiven Bewegung, bei der die Rolle jeglicher Muskulatur außer Acht gelassen wird und auf der anderen Seite die Messungen im dynamischen Kniemodell (siehe 1.1.2.3), bei welcher die Belas-

tung des vorderen Kreuzbands mit Beachtung des Muskeleinflusses untersucht wird.

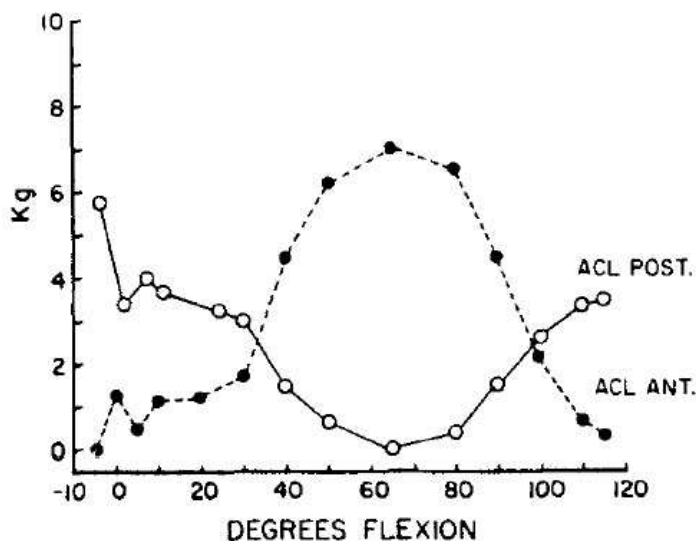
Im Mittelpunkt stehen bei der Belastung während passiver Bewegung meist folgende zentrale Aspekte:

1. Flexionswinkel oder Bereich, bei welchem das vordere Kreuzband die maximale Kraft aufnimmt
2. Kraftaufnahme des LCA bei anteriorer Translationsbelastung (Simulation einer vorderen Schublade mit bestimmten Zugkräften)
3. Kraftaufnahme des LCA bei kombinierter Innenrotations- und Valgusbelastung
4. Kraftaufnahme des LCA bei Innenrotationsbelastung

Butler und Noyes [24] untersuchten bereits 1980 die Rolle des LCA im Kraftwiderstand bei einem simulierten vorderen Schubladentest. Mit Hilfe einer Materialtestungsmaschine und einer Kraftmesszelle maßen sie für ein bei 30° und 90° fest fixiertes Kniepräparat Kräfte, die nötig waren, um eine anteriore Translation von fünf mm. zu erzeugen. Identisch wurde nach der Durchtrennung des LCA vorgegangen, um aus der Kraftdifferenz schließlich Werte für die Kraftaufnahme angeben zu können. In 90° Beugstellung nahm das vordere Kreuzband bei einer durchschnittlichen anterioren Translationsbelastung von ca. 440 N im Schnitt ungefähr 375 N auf, was einem Prozentsatz von ca. 85 % entspricht. Bei 30° Flexion nahm das Kreuzband ungefähr 87 % (2 92 N) der angebrachten Translationskraft von 333 N auf. Durch weitere Tests stellte sich zudem heraus, dass in Abwesenheit des LCA vor allem der Tractus iliotibialis, das mittlere Drittel der mittleren und lateralen Kapsel sowie die Kollateralbänder (LCT, LCF) größtenteils für den Widerstand bei einer anterioren Translationsbelastung sorgen.

Erste Kraftdaten während einer passiv simulierten Kniebeugung wurden in einer Studie von France et al. [52] veröffentlicht. Dabei wurden mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen, welche nah des Ansatzes des Kreuzbands in den Knochen eingebracht wurden, die Belastung des Kreuzbands bei einer Flexion, die mit 10% durchgeführt wurde, gemessen. Dabei wurde die knöchernen Deformierung mit der Spannung im Kreuzband korreliert. Die Messung erfolgte für vordere

und hintere Anteile des LCA ohne zusätzliche externe Belastungen und brachte die in Abbildung 1-11 dargestellten Ergebnisse.



**Abbildung 1-11:** Kraftdaten des LCA nach France et al.[52]

Hieraus lässt sich eine ungefähre maximale Kraftaufnahme von ungefähr 60 N bei Hyperextension von  $-5^\circ$  und ca. 70 N bei Flexionswinkeln von  $65^\circ$  bestimmen. Im Jahre 1987 veröffentlichte eine Gruppe um Ahmed [3] eine Studie die Messergebnisse aus Versuchen enthielt, bei welcher ein schnallenartiger Kraftmessüberträger direkt auf dem

anteromedialen Teil des vorderen Kreuzbands angebracht wurde. Zudem wurde bei fixierten Beugungswinkeln von  $40^\circ$  und  $90^\circ$  je eine anteriore Translationsbelastung angelegt, welche in einem Vorschub der Tibia um fünf mm. resultierte. Belastungen von ca. 65 N bei  $40^\circ$  und ungefähr 70 N bei  $90^\circ$  waren das Ergebnis der Untersuchung. Eine zusätzlich zur anterioren Translationskraft angebrachte Kompressionskraft von 900 N entlang der Longitudinalachse sorgte für Werte von ca. 50 N im Kreuzband bei  $40^\circ$  Beugung.

Mit einer Kraftmesszelle, die direkt am tibialen Ansatz des LCA angebracht wurde, untersuchten Markolf et al. [105] drei Jahre später Auswirkungen von unterschiedlichen Winkeln, interner Rotationsbelastung und anteriorer Translationsbelastung während einer passiven Extension. Sie stellten dabei fest, dass das LCA bei alleiniger passiver Bewegung vor allem im Bereich der Hyperextension Kräfte bis zu 120 N aufnimmt, wohingegen bei zunehmender Flexion diese Kräfte exponentiell abfallen bis auf ein Minimum von unter fünf N bei ca.  $50^\circ$  Beugung. Die maximale Kraftaufnahme bei einer vorderen Schubladenbelastung von 200 N wurde mit 207 N in voller Extension angegeben. Auch das Anbringen von zehn Nm interner Rotationskraft resultierte in einem Maximum



der vorderen Kreuzbandbelastung von ca. 240 N bei voller Extension. Zunehmende Flexion resultierte hier in einer kleineren Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands.

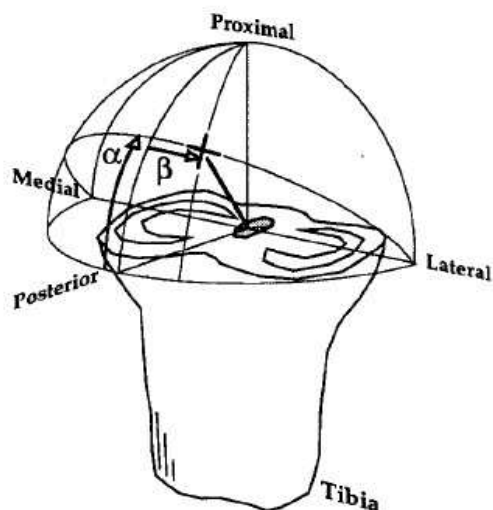
Mit einer ähnlichen Methode wie Butler und Noyes (s.o.) untersuchten Vahey und Draganich [171] Kräfte im vorderen Kreuzband bei ap. Belastung. Sie bedienten sich neben der bereits von Butler angewandten Methode zur Kraftdifferenzmessung vor und nach Durchtrennung des LCA zusätzlicher Techniken in Form von radiographischen Längen- und Richtungsmessungen und mathematischen Berechnungen. Die Verlaufsrichtung des LCA, welche aus den Röntgenaufnahmen berechnet werden konnte, wurde anschließend mit einer kinematischen Messung von Präparaten kombiniert, um die Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands einzuschätzen. Dabei kamen sie zum Schluss, dass steigende anteriore Translationsbelastungen auch steigende Belastungen des vorderen Kreuzbands nach sich ziehen. Im Vergleich zu 20°, 80° und 90° waren die Belastungen bei 100 N vorderer Schublakensimulation bei 30° Flexion mit einem Kraftaufnahmewert des LCA von 91 N maximal.

Einen anderen Ansatz wählten Takai et al. [165] in Form einer Messung der Längenveränderung und einer vergleichenden Berechnung mit Hilfe der Belastungs- Verlängerungskurve (siehe 1.1.2) Dabei wurden durch jeweils acht digitalisierte Messpunkte an den tibialen und femoralen Ansatzstellen des LCA über eine 3 D-Berechnung im Koordinatensystem die Länge des Kreuzbands bestimmt. Aus einem Vergleich mit den spezifischen Belastungs- Verlängerungs- Kurven des jeweiligen LCA folgte dann die Quantifizierung der Belastung. Unter einer externen anterioren Translationsbelastung von 100 N berichteten sie entsprechend des jeweils untersuchten Beugungswinkel folgende Kraftdaten für das vordere Kreuzband: 127 N bei 0°, 129 N bei 30°, 120 N bei 45° und 112 N bei 90° Beugung. Interessanterweise fanden sie zudem heraus, dass sich die Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands erhöht, wenn man die Bewegung des Kniegelenks im Flexionstest von fünf auf einen Freiheitsgrad limitiert.

Bei näherer Betrachtung aller bis zu diesem Zeitpunkt erprobten Ansätze stellte sich aber heraus, dass sich bezogen auf die Vorgehensweise der Kraftmessung

durchgehend diverse Probleme stellten. Die Ansätze setzten entweder das Entfernen des LCA zur Zugkrafttestung voraus oder etwa diverse Manipulationen direkt am Kreuzband oder an dessen Ansatzstelle am Knochen. Fraglich bleibt auch der Umstand, dass das Anbringen verschiedenster Messsensoren, seien es nun Kraftmesszellen oder Kraftdehnungsstreifen am oder in unmittelbarer Umgebung des Kreuzbands, auch die physiologische Bewegung des Kniegelenks behindern könnte. Beispiele hierfür liefern etwa die Erkenntnisse von Ahmed et al., die in ihrer Studie von 1987 [3] selbst bemerken, dass es im Bereich von  $0^{\circ}$ - $40^{\circ}$  Flexion zu Einklemmungen des Messsensors zwischen den Femurkondylen kommt und es auch größter Vorsicht bei der Anbringung bedarf, um Einklemmungen während axialer Rotation zu vermeiden. Man könnte vermuten, dass ähnliche Probleme auch bei anderen invasiven Messmethoden auftreten können. Bestätigt wird dies bei Methoden bei dem Kraftmesszellen in den Knochen nah der Kreuzbandansätze eingebracht werden (vgl. oben). Hier verhindert die Tatsache, dass vor allem eine axiale tibiofemorale Kompressionskraft für Ungenauigkeiten bei der Kraftmessung sorgt, eine breitere und umfangreichere Anwendung [56]. Nicht invasive indirekte Verfahren wie etwa der von Butler und Noyes [24] gewählte Ansatz verlassen sich auf eine vorher vermutete Richtung der Kraft, um das Ausmaß der Bandspannung zu ermitteln [92].

Eine Lösung dieser Probleme stellte die Verwendung von universellen Kraft- und Drehmoment-Sensoren (UFS) zur Messung der Kräfte und Momente in der Gelenkbiomechanik dar. Fujie et al. kombinierten in einer Studie [56] einen UFS mit einer Materialtestungsmaschine um das Belastungsausmaß und vor allem die Belastungsrichtung des vorderen Kreuzbands zu untersuchen. Dabei eröffnet der UFS die Möglichkeit, Kräfte und Momente entlang und um je drei Achsen eines kartesischen Koordinatensystems, welches entsprechend der Lage des Sensors definiert wird, zu messen. Somit werden alle sechs Freiheitsgrade bei der Kraftmessung abgedeckt. Zudem ist eine Berechnung der Krafrichtung über die Definition des Koordinatensystems möglich. Nach einer Transformation vom kartesischen in ein polares Koordinatensystem wird die Krafrichtung veranschaulicht. Um die Krafrichtung exakt zu definieren sind zwei Winkel von elementarer Bedeutung: Der Elevationswinkel  $\alpha$  und der Deviationswinkel  $\beta$ .



**Abbildung 1-12:** Elevations- und Deviationswinkel im re. Knie [56].

Der Elevationswinkel  $\alpha$  repräsentiert den Winkel zwischen der Projektion der LCA Kraftlinie in die Sagittalebene und dem Tibiaplateau, wie er augenscheinlich in der lateralen oder medialen Ansicht zu betrachten ist. Der Winkel zwischen LCA Kraftlinie und Sagittalebene heißt Deviationswinkel  $\beta$  [56].

Mit Hilfe einer Materialtestungsmaschine und einem verbauten UFS limitierte die Forschungsgruppe um Fujie in ihrer Studie ein Kniegelenk in 30° Flexionsstellung in seinem Bewegungsausmaß auf einen Freiheitsgrad. Dieser Freiheitsgrad betraf im vorliegenden Experiment die ap. Translation, die mit Hilfe der Materialtestungsmaschine erzeugt und gemessen werden konnte. Zuerst wurde das intakte Knie mit einer anterioren tibialen Kraft mit einer Rate von 20 mm/ min belastet bis 120 N erreicht wurden. Der UFS maß dabei alle Kräfte und Momente, die sich während der Belastung im Gelenk entwickelten; die anteriore Translation wurde simultan von der Materialtestungsmaschine gemessen. Nach Entfernung sämtlicher Weichteile bis auf das LCA folgte eine zweite Messung nach gleichem Prinzip, um so zu gewährleisten, dass nur das LCA den Widerstand der anterioren Belastung darstellt. Dadurch, dass bei beiden Tests eine identische Bewegung ausgeführt wurde, entsprachen die Kräfte der zweiten Messung den Kräften des LCA. Die exakte Reproduzierbarkeit der Bewegung wurde durch die Beschränkung auf einen Freiheitsgrad gewährleistet, da dieser in ap. Richtung von der Materialtestungsmaschine kontrolliert wurde. Die Berechnung der in situ Kraft und Richtung lieferte folgende Ergebnisse (Tabelle 1-5):

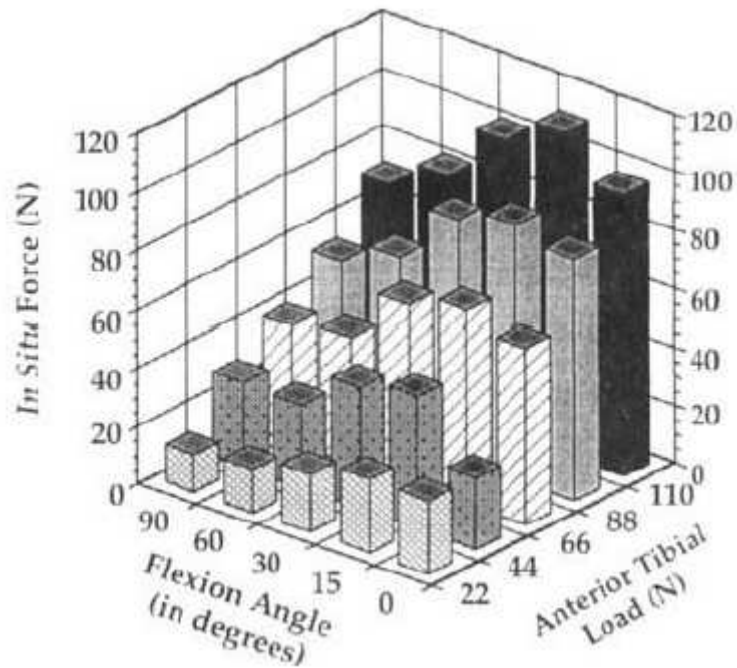
Tabelle 1-5: **Kraftaufnahme und Richtung des LCA [56]**

<b>Anteriore Tibiale Translationskraft</b>	<b>In Situ Kraftaufnahme des LCA</b>	<b>Elevationwinkel <math>\alpha</math></b>	<b>Deviationswinkel <math>\beta</math></b>
20 N	9,3 N	47,7°	12,9°
60 N	58,4 N		
80 N	83,9 N		
100 N		41,7°	12,5°
120 N	132,0 N		

Es gilt jedoch zu beachten, dass diese Werte nur den Zustand eines 30° gebeugten Kniegelenks widerspiegeln, welches nur einen der sechs möglichen Freiheitsgrade besitzt. Mit der gleichen Methode berichteten Xerogeanes et al. [186], die Messungen bei 30° und 90° mit 100 N anteriorer Kraft durchführten, von LCA Belastungen mit 114,1 N (30°) bzw. 90,8 N (90°). Nach anatomischen Kontrollmessungen bemerkten sie wie auch Fujie et al. [56], dass die von Ihnen errechneten Winkel  $\alpha$  und  $\beta$ , der anatomischen Verlaufrichtung des LCA entsprachen.

Mit dem Einsatz von Roboterarmen wurde später dann auch das Problem der Beschränkung des Freiheitsgrades gelöst. Einer ersten Beschreibung der Technik mit kombinierten UFS Robotersystemen von Fujie [57] folgten kurze Zeit später erste Versuche mit dieser Methode, um die Kraft im LCA zu messen [149]. Das Robotermesssystem ist in der Lage, Bewegungen in sechs Freiheitsgraden sowohl kraft- als auch positionsgesteuert exakt zu kontrollieren. Gleichzeitig können so auch externe Manipulationskräfte wie z.B. Rotationsmomente oder Translationskräfte angebracht werden. In den im Folgenden erläuterten Ergebnissen wird der Roboter eingesetzt, um den so genannten passiven Flexionsweg zu ermitteln, bei welchen in allen Freiheitsgraden minimale Gelenkkräfte auftreten. Zudem findet er Anwendung zur Messung der LCA Kraft unter externer Manipulation in jenem passiven Flexionsweg [93]. Die Berechnung der LCA- Kraft erfolgt aus der gemessenen Kraftdifferenz zwischen Messungen mit und arthroskopisch durchtrenntem LCA. Zur Erklärung weiterer Einzelheiten zum UFS Robotersystem sei auf die Kapitel 2.5 verwiesen.

Sakane et al. [152] untersuchten die Zusammenhänge zwischen Flexionswinkel, anteriorer Translationskraft und resultierender Kraftaufnahme und kamen zu denen in Abbildung 1-13 dargestellten Ergebnissen.



**Abbildung 1-13:** Kraftaufnahme in Abhängigkeit von Flexion und anteriorer Belastung [152]

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über Ergebnisse aus anderen Forschungen mit einem kombinierte UFS/ Robotersystem Ansatz.

Tabelle 1-6: **Kraftaufnahme des LCA bei UFS/ Roboter Messungen**

Autoren	Flexionswinkel	Externe Manipulation	Kraftaufnahme des LCA
Sakane et al. [152]	15°	110 N anteriore Translationskraft	110,6 N
	90°		71,1 N
Kanamori et al. [77]	0°	134 N anteriore Translationskraft	113 N
	30°		106 N
	90°		71 N
Kanamori et al. [78]	0°	10 Nm interne Rotation	69 N
		10 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	83 N
	15°	10 Nm interne Rotation	66 N
		10 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	93 N
	30°	10 Nm interne Rotation	40 N
		10 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	64 N
Woo et al. [183]	15°	134 N anteriore Translationskraft	129 N
		10 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	82 N
	30°	134 N anteriore Translationskraft	129 N
		10 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	72 N
Li et al. [88]	0°	130 N anteriore Translationskraft	~119 N
	15°		133 N
	30°		~140 N
	60°		~115 N
	90°		~80 N
Wu et al. [185]	0°	134 N anteriore Translationskraft	91 N
	15°	134 N anteriore Translationskraft	125 N
		5 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	82 N
	30°	134 N anteriore Translationskraft	115
		5 Nm interne Rotation+ 10 Nm Valgus	70 N
	45°	134 N anteriore Translationskraft	103 N
90°	79 N		

### **1.1.2.3 Belastung im dynamischen Kniemodell**

Im Gegensatz zur Betrachtung bei rein passiver Bewegung steht bei den Untersuchungen im aktiven dynamischen Kniemodell die Muskulatur im Mittelpunkt. Dieses Modell, bei welchem die Rolle der Muskulatur und deren Auswirkung auf die Kraftentwicklung innerhalb des Gelenks elementar ist, spiegelt eine Situation dar, die weitaus stärker mit den realen in vivo Verhältnissen zu vergleichen ist. Um eine möglichst genaue Einschätzung über die Kreuzbandbelastung bei alltäglichen Aktivitäten wie z.B. Gehen oder Aufstehen aus einem Stuhl zu erhalten, ist es erforderlich, die jeweils wirkenden Muskeln bei der Simulation von gewichtsbetonten Belastungen im Labor mit einzubeziehen.

Auswirkungen von muskulären Belastungen auf das Kniegelenk wurden bereits in vielen Studien untersucht. Man fand heraus, dass eine isolierte Anspannung des M. quadriceps die Dehnung (Strain) des LCA bei niedrigen Flexionswinkeln erhöht [10] [14] [40] [41] [141]. Beynnon et al. führten außerdem zahlreiche in-vivo Versuche durch [13, 14, 17, 18] [19], bei denen die Patienten durch eine arthroskopische Anbringung mit einem Dünnschicht- Dehnungs- Messwandler (HEST) oder einem differentialen variablen Widerstandsmesswandler (DVRT) auf dem Kreuzband versorgt wurden.

In einer zusammenfassenden Studie von vorangegangenen Arbeiten [13] wurden die Ergebnisse dieser in vivo Messmethode dargestellt. Die jeweilige Dehnung bei entsprechender Belastung ist in Tabelle 1-7 dargestellt.

**Tabelle 1-7:** LCA Dehnung bei verschiedenen Belastungen [13]

<b>Belastungsart</b>	<b>Maximale Dehnung (%)</b>
Isometrische Quadricepskontraktion bei 15° Flexion	4,4
Kniebeuge mit Beugehilfe	4,0
Aktive Flexion/ Extension mit 45 N Fußgewicht	3,8
Kniebeuge	3,6
Aktive Flexion/ Extension ohne Fußgewicht	2,8
Simultane Kontraktion des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskeln bei 15° Beugung	2,8
Isometrische Quadricepskontraktion bei 30° Flexion	2,7
Isometrische Kontraktion der ischiocruralen Muskulatur bei 15° Beugung	0,6
Simultane Kontraktion des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskeln bei 30° Beugung	0,4
Simultane Kontraktion des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskeln bei 60° oder 90° Beugung	0,0
Simultane Kontraktion des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskeln bei 90° Beugung	0,0
Isometrische Quadricepskontraktion bei 60° oder 90° Beugung	0,0
Isometrische Kontraktion der ischiocruralen Muskulatur bei 30°, 60° oder 90° Beugung	0,0

Im Gegensatz zu der großen Anzahl von Studien, die vorwiegend die Dehnung des LCA und die kinematischen Änderungen im dynamischen Kniemodell mit simulierter Muskelkraft untersuchen, ist die Auswahl der Veröffentlichungen, welche exakt die Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands quantifizieren, eher als spärlich zu betrachten. More et al. [115] simulierten in einem vertikal angeordneten Kniekinemator in einer "geschlossenen Kette"- Situation eine Flexion mit 45 N Körpergewicht. Dieses Körpergewicht sorgte für eine Anspannung in der Sehne des M. quadriceps, welche durch eine Kraftmesszelle registriert wur-



de. Durch eine synthetische LCA Plastik, welche eine zusätzliche Ring-Kraftmesszelle enthielt, wurden direkt die auftretenden Kräfte im Kreuzband gemessen.

Maximale Kraftwerte wurden bei voller Extension (ca. 53 N) und bei 30° Flexion mit ungefähr 56 N angegeben. Zunehmende Flexion äußerte sich in eine Abnahme der Kräfte im vorderen Kreuzband auf ein Minimum von ca. 5 N bei 90° Beugung. Das zusätzliche Anbringen einer konstanten Kraft der ischiocruralen Muskulatur von 90 N resultierte in einer maximalen Reduktion der LCA Kräfte um etwa 36 N bei 30° Flexion.

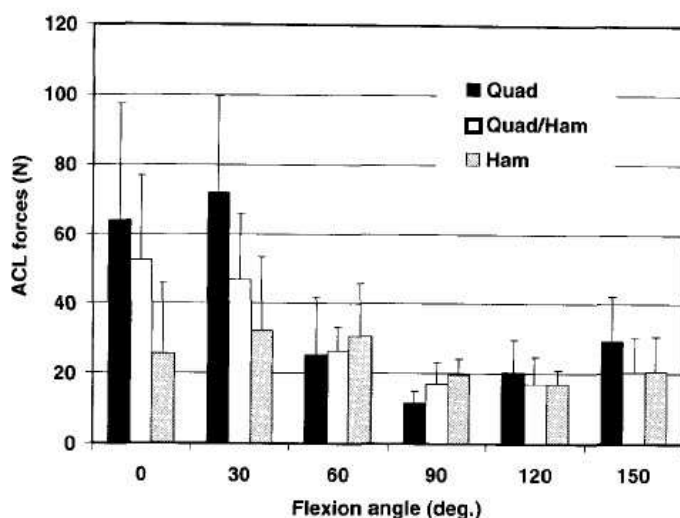
Unterschiedliche Auswirkungen von Übungen mit offener oder geschlossener Kette wurden im in vivo Versuch von Lutz et al. [96] in einer Studie veröffentlicht. Sie kamen dabei zu dem Ergebnis, dass Beugung und Streckung in der geschlossenen Kette signifikant kleinere Belastungen für das LCA bedeuten als die gleichen Bewegungen in offener Kette. Maximalbelastungswerte für das vordere Kreuzband von 285 N wurden bei 30° gefunden .

Im mathematischen Model einer simulierten Kniebeuge liegt das Maximum der Kreuzbandbelastung bei voller Extension im Bereich von ca. 200 N [159]. Ähnliche Berechnungen für das normalen Laufen auf flachem Untergrund deuten auf eine maximale Belastung des LCA von etwa 300 N in der frühen Hockphase hin [160].

Messungen in einem kombinierten UFS/ Robotersystem, die sich bereits bei der Erforschung der LCA Belastung bei passiver Bewegung als überaus nützlich erwiesen hatten, wurden auch herangezogen, um weitere Erkenntnisse über die Belastungen im muskelbelasteten Knie zu gewinnen. Li et al. [89] simulierten dabei eine isometrische Extension mit einer konstanten Muskelkraft von 200 N (M. quadriceps) bzw. 80 N (ischiocrurale Muskulatur), die sie durch ein am Femur angebrachtes Kabelzugsystem wirken ließen. Mit 200 N Kraftbelastung der Quadricepssehne vergrößerte sich die in situ Kraftaufnahme des LCA von voller Extension bis 15° Flexion und fiel danach wieder zunehmend ab. Das Maximum von 44,9 N wurde bei 15° Flexion beobachtet. Das zusätzliche Anbringen einer Kraft von 80 N auf die ischiocruralen Muskeln sorgte für eine signifikante Reduzierung der Kreuzbandkräfte bei 15°, 30° und 60°. Die höchsten in

situ Kräfte wurden bei 15° zu 34,7 N reduziert, was einer Abnahme um 23 % verglichen mit der isolierten Quadricepsbelastung darstellt.

Spätere Studien [90] mit der identischen Methode jedoch mit höheren Belastungen von 400 N Quadriceps- und 200 N ischiocruraler Muskelkraft zeigten eine ähnliche Tendenz des Belastungsverlaufs im LCA bei verschiedenen Flexionswinkeln. Hier zeigten sich Belastungsspitzen von 71,7 N bei 30° Flexion im Falle einer isolierten Anspannung des M. quadriceps. Die Kräfte im vorderen Kreuzband bei verschiedenen Flexionswinkeln unter unterschiedlichen Muskelbelastungen (Quad: 400 N Quadricepskraft, Quad/ Ham: kombiniert 400 N Quadricepskraft und 200 N ischiocrurale Belastung, Ham: 200 N ischiocrurale Belastung) sind aus Abbildung 1-14 ersichtlich.



**Abbildung 1-14:** In- situ LCA Kräfte bei unterschiedlichen Flexionswinkeln und Muskelbelastungen [90]

Es muss jedoch zusammenfassend bemerkt werden, dass die Ansätze der bisherigen UFS/ Roboter Messungen ausnahmslos eine "offene Kette"- Situation simulieren. Zudem gilt es als fraglich, ob Anbringung von explizit konstanten Muskelkräften über die gesamte Flexion hinweg der physiologischen Realität entsprechen kann.

Daten über die Kraftbelastung des LCA in einer "geschlossenen Kette"- Situation wie sie etwa bei einer Kniebeuge auftritt sowie eventuelle Manipulationen wie etwa die Simulation einer vorderen Schublade oder das Anbringen von Rotationsmomenten sind in der Literatur für das durch Körpergewicht belastete dynamische Kniegelenk bis heute nicht zu finden.

### 1.1.3 Mathematische Modelle

Mathematische Modelle simulieren die Bewegung und die Belastungen des humanen Kniegelenks. Diese Modelle bieten außerdem weitere Möglichkeiten,

um die komplexen biologischen Strukturen näher zu analysieren und darzustellen [179]. Ältere Modelle fassen die Kreuzbänder als eine Viergelenkkette auf [113], ignorieren jedoch jegliche Kräfte in den Strukturen des Gelenks [179]. Andere Ansätze definieren dabei die Bänder und die Kapsel mit Hilfe von sieben nichtlineare Federn, wobei die dreidimensionale Geometrie der Gelenkoberfläche durch eine Polynomfunktion beschrieben wird [179]. Mit diesem Model können in Abhängigkeit zum jeweiligen Flexionswinkel die Position des Femurs relativ zur Tibia, Kräfte in den Bändern, die Verlängerung der Bänder, die Position der Kontaktpunkte sowie das Ausmaß und die Richtung der Kontaktkräfte berechnet werden. Neuere Modelle beschreiben deformierbare Gelenkflächen [20] und nützen Methoden mit dreidimensionalen finiten Elementen, um das Verhalten der Bänder genauer zu charakterisieren [47, 91, 132]. Mit Hilfe dieser computergestützten Modelle ist es heutzutage möglich, Körpergewichts- sowie Muskelkräfte zu simulieren, verschiedene Prothesen und Ersatzplastiken bezüglich ihrem Einfluss auf die Biomechanik zu testen oder die Kraftverteilung im vorderen Kreuzband zu beschreiben [91].

Durch die immer höhere Leistungsfähigkeit der Computer sind die mathematischen Modelle, welche heute verfügbar sind, sicherlich aussagekräftige Hilfsmittel für die funktionelle Analyse des Knies oder für die Evaluation von diagnostischen und chirurgischen Prozeduren [20]. Es muss jedoch auch bemerkt werden, dass mathematische Modelle zwar als Hilfsmittel benutzt werden können, jedoch keinesfalls in der Lage sind, umfassende klinische und experimentelle Studien komplett zu ersetzen [47].

### **1.2 Das pathologische Kniegelenk**

Aufgrund der Größe und der ausgeprägten biomechanischen Komplexität sind die Erkrankungen, die das menschliche Kniegelenk betreffen, außerordentlich vielfältig. Eine genaue Ausführung der mannigfaltigen Erkrankungen würde den Umfang dieser Arbeit sprengen, weswegen hier nur eine Übersicht nach Wirth und Jäger [178] zur Darstellung kommt:

Angeborene Deformitäten im Kniebereich:

Angeborene Kniegelenkluxation, Genu recurvatum, Genu varum, Genu valgum, Angeborene Kontrakturen, Fehlbildungen der Patella, Angeborene Patellaluxation, Scheibenmeniskus, Meniskusganglion, Plicasyndrom;

Erworbene Erkrankungen des Kniegelenks:

Habituelle Patellaluxation, Genu recurvatum, Genu varum, Genu valgum, Kontrakturen, Meniskusschäden, Kapsel-Band-Schäden, Kniekehlenzysten;

Degenerative Erkrankungen des Kniegelenks:

Chondropathia patellae, Osteopathia patella, Osteochondrosis dissecans, Osgood-Schlattersche Erkrankung, Spontane Osteonekrose Ahlbäck, Gonarthrose;

Entzündliche Erkrankungen des Kniegelenks:

Kniegelenkempyem, Rheumatoide Veränderungen bei Infektionskrankheiten, Spezifische Entzündungen (Tuberkulose, Lues), Schleimbeutelentzündungen des Kniegelenks, Hoffasche Erkrankung;

Neurogene Erkrankungen des Kniegelenks:

Tabische Arthropathie.

Die folgenden Ausführungen beschränken sich auf die erworbenen Bandschäden, die zur Ruptur führenden Mechanismen, die Indikation zum Ersatz sowie auf die operativen Möglichkeiten des adäquaten Kreuzbandersatzes.

### **1.2.1 Vordere Kreuzbandruptur**

Es herrscht bis heute keine Einigkeit über den speziellen Mechanismus der vorderen Kreuzbandruptur. Jedoch existieren grundsätzlich zwei voneinander abgrenzbare allgemeine Mechanismen: Der Kontaktmechanismus und der Nicht-Kontakt Mechanismus [174] [21] [48] [156]. Dabei geht man davon aus,

dass beim Nicht-Kontakt Mechanismus mit einer exzentrischen Quadricepskontraktion bei 20° Beugung ein Valgusmoment und eine interne Rotation der Tibia auftritt, was schlussendlich zum Riss des Bands führt [21, 28, 36, 71, 111]. Beim Kontaktmechanismus sorgt eine Valguskraft von der lateralen Seite für die Durchtrennung des LCA [21]. Risse des vorderen Kreuzbands sind zudem fast unausweichlich mit einem in der Magnetresonanztomographie sichtbaren Knochenödem verbunden [175] [16]. Betrachtet man die Häufigkeit des jeweiligen Mechanismus, der zur Ruptur führt, so lässt sich feststellen, dass die Verletzung ohne externe Krafteinwirkung in ungefähr dreiviertel aller Fälle ursächlich ist [125] [122] [175]. Dieses zeigt sich vor allem in Risikosportarten wie American Football, Fußball und Basketball, bei welchen die Rate an Kreuzbandrissen hoch ist [125]. Die höchste Inzidenz zeigt sich im Bereich der Hobby-Skifahrer [139]. Beim Skifahren sowie bei den anderen o.a. Sportarten sind Bewegungen wie Landungen aus dem Sprung, schnelle Richtungswechsel und Drehbewegungen, rasantes Beschleunigen oder abruptes Abstoppen elementar und somit als charakteristische Bewegungen bei vorderen Kreuzbandrupturen identifiziert. Auffällig ist die Tatsache, dass weibliche Athleten ein zwei bis achtmal höheres Risiko haben, eine Verletzung des LCA zu erleiden [71]. Als Gründe hierfür gelten extrinsische Faktoren wie Körperbewegung im Sport, muskuläre Kraft und Koordination, Schuhoberflächenkontakt und Ausprägung der Geschicklichkeit und Kondition, sowie die intrinsische Faktoren Quadriceps femoris Winkel [71], Gelenk Laxheit, LCA Größe, Größe der Fossa intercondylaris und Beinachsenausrichtung [9].

### **1.2.2 Indikation zum Kreuzbandersatz**

Die Indikation zur operativen Rekonstruktion ist bis heute nicht universell und klar für das Gesamtkollektiv an Patienten mit entsprechenden Traumata oder chronischen Verschleißerscheinungen gestellt. Es gibt keinen eindeutigen Test oder gar ein Testprotokoll, welches sich auf allen Patienten anwenden lässt. Zunächst ist es adäquat zu entscheiden, ob invasive oder nicht invasive Wiederherstellungsmaßnahmen angestrebt werden sollen. Zu den Faktoren, die diese Entscheidung maßgeblich beeinflussen zählen u.a. die Aktualität der Ver-

letzung, das Auftreten oder Ausbleiben von Begleitverletzungen, das Alter und die körperliche Aktivität des Patienten, der Grad der Instabilität, die Art der vorderen Kreuzbandverletzung sowie die Eignung eines Patienten für eine bestimmte Operationstechnik und entsprechen folgende Rehabilitationsmaßnahmen und Möglichkeiten [75]. Auf diese Faktoren wird im Folgenden genauer eingegangen. Was den Zeitpunkt der Operation nach einem akuten Trauma betrifft, so ist es laut Shelbourne [158] nicht erstrebenswert, eine Ersatzplastik früher als zwei Wochen nach dem Trauma einzusetzen, da zum Eingriffszeitpunkt eine Abschwellung, ein Rückgang der Entzündung sowie annähernd normale Bewegungsausmaße bei Flexion und Extension wieder hergestellt sein sollten. Der Zeitpunkt des Eingriffs kann jedoch bei Bedarf des Patienten auch problemlos verzögert werden bis die Entzündungsreaktion zurückgegangen und der Patient bereit für die Operation ist (Schulferien, Urlaub, etc.). Eine Verschiebung von einigen Monaten ist nicht maßgeblich, wenn der Patient Aktivitäten vermeidet, welche zu erneuten Verletzungen führen oder zusätzlichen Schäden für das Gelenk bewirken können [158].

Bei der Verletzung des LCA ist es theoretisch möglich, dass auch andere, das Knie stabilisierende Weichteile in Mitleidenschaft gezogen werden können. Ein strikt isolierter Riss des vorderen Kreuzbands scheint aus physiologischer Sicht als fast unmöglich zu gelten [75] [16]. Etwaige zusätzliche Verletzungen anderer Strukturen (Knochen, Menisken, kollaterale Bänder, Kapsel, etc.) bedürfen, was die Art sowie die Durchführung einer vorderen Kreuzbandplastik betrifft, zusätzlichen Überlegungen und Vorgehensweisen. Es gilt zum Beispiel generell als sinnvoll zum Zeitpunkt einer Kreuzbandoperation einen zusätzlich geschädigten Meniskus sofort in einer Operation zu versorgen [35].

Der Lebensstil eines Patienten ist wohl derjenige Faktor, der im angegebenen Umstand den größten Einfluss zu haben scheint [75]. Es ist entscheidend, ob ein Patient körperlich aktiv ist und in welchem Maße Sport oder Alltagsarbeiten eine Belastung für eine unter Umständen eingebrachte Kreuzbandplastik darstellen werden. Patienten, die in ihrem Alltag Belastungen wie etwa schnelles Rennen mit abrupten Richtungswechseln oder vermehrtes Treppensteigen oder sonstige vermehrte Belastungen der unter Gliedmaßen zu bewältigen haben,

sind wohl bei einer kompletten Kreuzbandruptur durchaus besser mit einer Ersatzplastik versorgt als solche Patienten die nur mäßig im Alltag aktiv sind und denen unter Umständen bei Kreuzbandteilrissen auch mit einer entsprechenden konservativen Therapie geholfen werden kann. Auch was die absolut nötige Wiederherstellung der muskulären Defizite postoperativ betrifft, ist es nicht verwunderlich, dass Patienten mit entsprechender "sportlicher" Vergangenheit durchaus in der Lage sein können, schnellere und zufriedenstellendere Ergebnisse zu erzielen als sportlich inaktive Patienten, welche vielleicht schon präoperativ über offensichtlich schlechtere muskuläre Stabilisationsmöglichkeiten des Knies verfügen.

Die Frage des Alters lässt sich anschließend eher als Faktor von geringerer Güte erwähnen. Laut Johnson [75] wird das Alter von 40 Jahren als eine Art cut-off betrachtet, wobei dies nicht am Alter an sich liegen dürfte, sondern wohl eher an der Tatsache, dass ältere Menschen unter Umständen eine geringere körperliche Aktivität an den Tag legen. Die Auswirkungen jener körperlichen Minderaktivität wurden bereits oben beschrieben.

Auch der Grad der Instabilität ist ein Faktor, der hinsichtlich der Operationsindikation nicht zu vernachlässigen ist. Es wird angenommen, dass Patienten mit präoperativ strafferen Bändern des Kniegelenks auch postoperativ bessere Resultate erzielen als Patienten mit physiologisch unstablen Gelenken. Dies wird nicht zuletzt auf die Vermutung zurückgeführt, dass Patienten mit stabileren Bandstrukturen auch stärkere Stabilisatoren zweiten Grades (Muskeln, Kapsel) haben [26]. Noch deutlicher erscheinen diese Umstände vor allem auch bei konservativen Behandlungsformen von Kreuzbandverletzungen. Johnson und Kollegen [75] stellen in einer Studie zudem fest, dass es tolerabel sei, eine geringe Instabilität verbunden mit einem mehr als 50 % intakten vorderen Kreuzband konservativ zu behandeln, wobei ein Riss, der über 50% des Kreuzbands betrifft und mit einer starken Instabilität einhergeht, wohl eher operativ versorgt werden sollte. Bei einer operativen Versorgung muss der Patient jedoch eine gewissen Compliance an den Tag legen; muss man sich doch bewusst werden, dass eine operative Versorgung der vorderen Kreuzbandverletzung mit einem erheblichen Aufwand an Rehabilitationsmaßnahmen einhergeht. Allein die

Dauer (teilweise über ein Jahr) und die Intensität der postoperativen Trainingsmaßnahmen stellen erhebliche Belastungen für den Patienten dar. Jene Belastung in Form der Rehabilitation nach dem Eingriff wird aber heutzutage in der Literatur als der wohl wichtigste Faktor im Hinblick auf eine erfolgreiche Wiederherstellung der normalen Belastbarkeit nach einer Kreuzbandoperation angesehen. Neben der Operation an sich ist die anschließende Physiotherapie das Schlüsselement in einer zufrieden stellenden Versorgung von Kreuzbandrissen [75].

### **1.3 Operationstechniken für den vorderen Kreuzbandersatz**

In den vergangenen 30 Jahren fand eine extensive Entwicklung der Prozeduren der operativen Kreuzbandrekonstruktion statt [16]. Wurde das vordere Kreuzband aufgrund der Unkenntnis seiner biomechanischen Bedeutung in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts noch vollständig entfernt, so ging man in den USA bereits Ende 1970 bis Anfang 1980 mit wachsendem Verständnis der Wichtigkeit dieser Struktur für die Bewegung des Kniegelenks dazu über, gerissene Kreuzbänder mit autogenen bzw. teilweise auch mit allogenen Materialien zu ersetzen [6, 7, 126]. Bis zur Entwicklung der Arthroskopietechnik wurde früher vor allem mit Hilfe der Arthrotomie operiert [16]. Neben den autogenen Transplantatoptionen kann das Kreuzband auch mit synthetischen Materialien (GORE TEX, Trevira hochfest, etc.) oder allogenen Geweben aus tierischem oder patientenfremden Materialien ersetzt werden. Da autogene Materialien heutzutage aber weitaus häufiger zum Einsatz kommen, werden die Ausführungen im Folgenden auf diese beschränkt. Was die spezielle Technik betrifft, so werden Kreuzbandersatzplastiken auf verschiedenen Weisen operiert. Dabei kommen ein- oder zwei Inzisionstechniken zum Einsatz, es wird intra- oder extra artikulär rekonstruiert; man hat die Möglichkeit je nach gewählter Methode mit einem oder zwei femoralen oder tibialen Bohrtunnel zu arbeiten und auch die jeweilige Fixierung der Ersatzplastik wird variiert [16]. In den letzten Jahren werden die Patellarsehne sowie eine Kombination der M. semitendinosus und M. gracilis Sehnen am häufigsten für die Rekonstruktion des LCA eingesetzt [66]. Auf diese beiden am weitesten verbreiteten autogenen Transplantate soll im Folgenden näher eingegangen werden.



### **1.3.1 Bone - Patella - Tendon Bone Plastik**

In den letzten zwei Dekaden galt die Patellarsehne als der Goldstandard für die operative Wiederherstellung des vorderen Kreuzbands [66] [54]. Bis heute ist diese Art des Kreuzbandersatzes die am häufigsten verwendete operative Versorgung eines Patienten mit gerissenem LCA [65] [79] [134].

Bei dieser Methode wird im Normalfall das zentrale, mittlere Drittel der ipsilateralen Patellarsehne sowie die jeweiligen knöchernen Ansatzstellen an Patella und Tibia entnommen und als Plastik verwendet. Somit entsteht eine Knochen-Patellarsehnen-Knochen Plastik (BPTB). Durch die Entnahme des Transplantats mitsamt den Knochenblöcken ergibt sich ein Vorteil dieser Technik: Durch die Knochenblöcke entsteht eine Art "Knochen zu Knochen" Verschmelzung an den Insertionsstellen, was zu einer früheren und kräftigeren Einheilung der Plastik führt [110] [82]. Zudem ist die Patellarsehne, was die initiale Kraft betrifft, die ca. 160 % des intakten LCA beträgt, die kräftigste Materiallösung für die operative Wiederherstellung des Kreuzbands [123]. Ein weiterer Vorteil besteht in der Tatsache, dass durch die Verwendung der Patellarsehne keine signifikante stabilisierende Struktur des Knies geopfert werden muss [30] [54] [84]. Zu den Nachteilen der BPTB Plastik gehören Druckempfindlichkeit, infrapatellare Sensibilitätsstörungen, vordere Knieschmerzen, Probleme des Knie-Extensoren-Mechanismus, Flexionskontrakturen sowie die Unfähigkeit sich auf den Boden zu knien oder Schmerzen beim Knien bei 40-60 % der Patienten [79] [157]. Es gilt jedoch zu erwähnen, dass einige Autoren davon ausgehen, dass die o.a. Komplikationen nicht primär auf die Entnahme des Transplantats sondern auf die mangelnde Muskelkraft und Bewegung vor allem in Richtung Hyperextension in der postoperativen Phase zurück zu führen sind [157] [151]. Diese Annahme zeigt die Wichtigkeit einer adäquaten gezielten postoperativen Rehabilitation mit dem Ziel der Erreichung des vollen Bewegungsausmaßes.

### **1.3.2 Hamstring Plastik**

Obwohl die BPTB Plastik bis heute wohl den Goldstandard der operativen Kreuzbandversorgung darstellt, wird die Hamstring Plastik in den letzten Jahren immer populärer. Bei der kombinierten Technik werden die Sehnen des M. se-

mitendinosus und des M. gracilis entnommen und als Kreuzbandersatz verwendet. Da sich herausgestellt hat, dass die Zugfestigkeit dieser Sehnen nur etwa ca. 50-70 % des nativen LCA beträgt, werden die einzelnen Sehnen kombiniert oder oft doppelt oder sogar vierfach geschichtet, um eine ausreichende Festigkeit und einen entsprechenden Durchmesser zu erreichen [110]. Die benötigten Sehnen werden meist am ipsilateralen Knie entnommen und nach entsprechender Kombination und Schichtung in das Kniegelenk eingebracht. Es wird argumentiert, dass die Vorteile dieser Methode vor allem in einer geringeren Morbidität an der Entnahmestelle liegen [110]. Verglichen mit der BPTB Methode entsteht an der Entnahmestelle außerdem eine kleinere Narbe, was zu einem zusätzlichen kosmetischen Vorteil beiträgt [110]. Geringere Sensibilitätsausfälle und weniger bis keine Schmerzen beim Knien sind weitere Vorteile der Hamstring Plastik [79]. Als nachteilig hat sich herausgestellt, dass reine Sehnentransplantate längere Einheilungszeiten [110] [15] und komplexere Fixierungsmethoden benötigen.

### **1.3.3 Single Bundle Reconstruction**

Wie bereits in 1.1 beschrieben besteht das LCA aus mindestens zwei Faserbündeln. Die Standardtechnik, das vordere Kreuzband zu ersetzen, entspricht jedoch rein anatomisch nur der Wiederherstellung des anteromedialen Bündels, wohingegen das posterolaterale Bündel vor allem in der weiteren Vergangenheit bei der Rekonstruktion keine Beachtung fand [114]. Bei der Single Bundle Reconstruction wird jeweils nur ein Tunnel im Femur und in der Tibia gebohrt, in welche die entsprechende Plastik dann eingepasst und je nach ausgewählter Methode fixiert wird. Diese Verfahren wird als sicher und zuverlässig und vergleichsweise einfach zu Erlernen beschrieben [86].

### **1.3.4 Double Bundle Reconstruction**

In den letzten Jahren hat sich jedoch zunehmend die Aufmerksamkeit auf die so genannte Double Bundle Reconstruction gerichtet. Hierbei wird das vordere Kreuzband entsprechend seinen anatomischen Gegebenheiten mit seinen zwei Faserbündeln rekonstruiert [55] [29]. Befürworter dieser Technik argumentieren, dass die Single Bundle Reconstruction eng mit einer persistierenden Instabilität

bei funktionellen Tests sowie mit degenerativen Veränderungen in der radiologischen Bildgebung assoziiert sei [55] [50] [74] [144] [145]. Zudem wird angeführt, dass bisherige Rekonstruktionen mit der Single Bundle Reconstruction nicht in der Lage seien, die normale Kinematik des Knies wiederherzustellen [166]. In passiven Bewegungsstudien mit Kadaver-Knien wurde herausgefunden, dass die Rekonstruktion mit zwei Faserbündeln bessere biomechanische Resultate im Bereich der Rotationsstabilität liefert [188]. Nachteile der Double Bundle Reconstruction liegen vor allem im Bereich der Komplikationen in Form von schwierigeren Revisionen bei zwei Tunneln, höherer Wahrscheinlichkeit von falschen Tunnelplatzierungen, höherer Gefahr von Tunnelbrüchen und suprakondylären femoraler Frakturen sowie vermehrtem Auftreten von Einklemmungen des Transplantats [29] .

Vergleicht man die klinischen Resultate der Single und Double Bundle Methode, so bleibt festzustellen, dass die Double Bundle Technik bisher in randomisierten kontrollierten Studien keine signifikanten Vorteile aufweist [114].

Auch der Vergleich von klinischen Resultaten der Hamstring und BPTB Plastik lässt keine eindeutigen Schlüsse auf die Überlegenheit eines Transplantats zu [16]. Es wird jedoch angenommen, dass Patienten mit chronischen LCA Rupturen eher von einer BPTB Plastik profitieren, wohingegen akute Risse wohl zur gleichen Zufriedenheit auch mit einer Hamstring Plastik versorgt werden können [75].

Während sich die technischen Möglichkeiten der Double Bundle Reconstruction mit viel versprechenden Aussichten jedoch mit bisher eher geringer Evidenz weiterentwickeln, scheinen andere wichtige Faktoren bei der Behandlung der Patienten auf der Strecke zu bleiben. Diese Faktoren beinhalten eine sorgfältige Auswahl von Patienten und deren Information, die Wichtigkeit der Verhaltensänderung und funktionell gültige Kriterien, nach welchem man den Zeitpunkt der Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten bestimmen kann [118] [119].

Neben der Art der verwendeten Plastik spielen sicher auch die unzähligen Möglichkeiten der Fixierung, die genaue Platzierung der Bohrtunnel, sowie eine ordnungsgemäße Rehabilitation nach Kreuzbandersatz eine entscheidende Rolle für das Ergebnis jedes einzelnen Patienten.

#### 1.4 Fragestellung und Hypothese

Im Mittelpunkt der aktuellen Diskussion der Versorgung von vorderen Kreuzbandrupturen scheinen die unzähligen Techniken und Materialien zu stehen. Es entsteht der Eindruck, dass die Diskussion um die Rekonstruktionsmethoden, die Erforschung der komplexen Biomechanik des nativen LCA zu verdrängen scheint. Dies birgt eine gewisse Gefahr, da doch gerade die genaue Kenntnis der Biomechanik des vorderen Kreuzbands die Grundlage jeder erfolgreichen Rekonstruktion ist. Nur das zukünftige Verständnis der Komplexität der Biomechanik, Kinematik und der Heilungsprozesse des vorderen Kreuzbands kann zu einer idealen Behandlung führen [75]. Die vorliegende Arbeit stellt eine neue Methode zur Erforschung jener elementaren Biomechanik des LCA unter körperrgewichtssimulierter Belastung vor. Mit dieser Methode sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- Wie hoch ist die Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands unter einer einbeinigen Körpergewichtssimulation von 100 N
- Bei welchen Flexionswinkeln wird die Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands unter einer einbeinigen Körpergewichtssimulation von 100 N maximal
- Welchen Einfluss haben eine anteriore Translationsbelastung von 50 N und eine interne Rotationsbelastung von 5 Nm auf die Kraftaufnahme des Kreuzbands unter einer einbeinigen Körpergewichtssimulation von 100 N

Diese Fragen sollen mit Hilfe der folgenden Nullhypothesen überprüft werden. Die Festlegung des Testniveaus erfolgt bei  $\alpha=0,05$ . Die Verwerfung dieser Nullhypothesen wird auf dem 5 % Niveau vollzogen:

H<sub>0</sub> (1):

In einer simulierten Flexionsbewegung mit Muskelbelastung im physiologischen Bereich gibt es keinen signifikanten Unterschied der Kraftaufnahme des LCA bei verschiedenen Flexionswinkeln

H0 (2):

In einer simulierten Flexionsbewegung mit Muskelbelastung im physiologischen Bereich haben externe tibiale Belastungen (anteriore Translationskraft (ATF) und isoliertes internes Drehmoment (ITT) keinen Einfluss auf die Kraftaufnahme des LCA

Um diese Fragen zu beantworten wurden in der vorliegenden Arbeit neun frisch gefrorene humane Leichenkniepräparate verwendet, welche mit Hilfe eines gekoppelten Kniekinemator/ Robot UFS Test Systems entsprechenden Körpergewichtssimulationen und Belastungszuständen ausgesetzt wurden. Die resultierenden Kraftbelastungen für das LCA wurden detektiert und quantitativ vergleichend erfasst.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Kniepräparate

Bei den verwendeten Kniepräparaten handelte es sich um neun frisch gefrorene humane Kadaver der linken unteren Extremität, welche von einer lizenzierten Gewebespenderbank (IIAM, Jessup, PA, USA) bezogen wurden. Zum Todeszeitpunkt wiesen die Präparate ein Alter von  $71 \pm 16$  Jahren (Durchschnitt  $\pm$  Standardabweichung) auf. Dabei stammten drei Knie von männlichen und sechs von weiblichen Spendern. Das durchschnittliche Gewicht der Spender betrug 70,3 kg bei einer durchschnittlichen Größe von 1,66 m. Somit resultiert ein Durchschnitts-BMI von  $25,3 \text{ kg/m}^2$ . Die untersuchten Präparate waren ausschließlich kaukasischer Rasse, wobei unterschiedliche Krankheiten und Unfälle ursächlich zum Tode führten (Myokardinfarkt, Leberversagen, Koronare Herzkrankheit,...etc.).

Die Anlieferung der Leichenknie erfolgte im tiefgefrorenen Zustand. Anschließend erfolgte die ausführliche Durchleuchtung in mehreren Ebenen zum Aus-



schluss jeglicher knöcherner Pathologien. Bis zur Präpa-

**Abbildung 2-1:** Tiefgefrorenes Leichenkniepräparat

ration wurden die Präparate bei identischer Temperatur von  $-20^{\circ}\text{C}$  in Baumwolltüchern verpackt gelagert. Ungefähr zwölf Stunden vor Präparationsbeginn erfolgte das Auftauen der Kadaverknie. Zu diesem Zwecke wurden die noch zwischen 30 und 50 cm langen Knie in mit physiologischer Kochsalzlösung getränkten Tüchern gewickelt und bei Kühlschranktemperatur von  $4^{\circ}\text{C}$  aufgetaut. Ungefähr zwei Stunden vor Präparationsbeginn erfolgte die Erwärmung bei Raumtemperatur.

## 2.2 Präparation

### 2.2.1 Präparation der Weichteile

Nach Auftauen bei Raumtemperatur wurde das jeweilige Präparat inspiziert und systematisch damit begonnen, nicht benötigte Weichteile zu entfernen. Nach Entfernung der Haut und des subkutanen Fettgewebes wurden sämtliche Faszien, Muskeln, Nerven und Gefäße exzidiert.



Die Gelenkkapsel wurde dabei nicht eröffnet und nativ intakt gelassen. Es folgte die Freipräparation von drei Sehnen des M. quadriceps (M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus lateralis) und zwei Sehnen der ischiocruralen Muskulatur (M. biceps femoris, M. semimembranosus), welche

**Abbildung 2-2:** Hautpräparation eines Knies für das spätere Anbringen der Sehnenklammern und den Einspannvorgang im Kniekinemator benötigt wurden.



**Abbildung 2-3:** Knie mit präparierten Sehnen



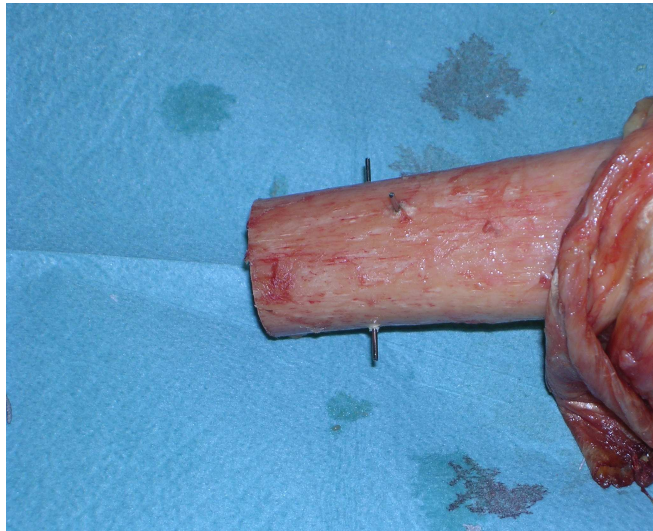
### 2.2.2 Präparation von Femur und Tibia

Unter sorgfältiger Beachtung der Gelenkkapsel wurden das Femur und die Tibia von sämtlichen Weichteilen freipräpariert.

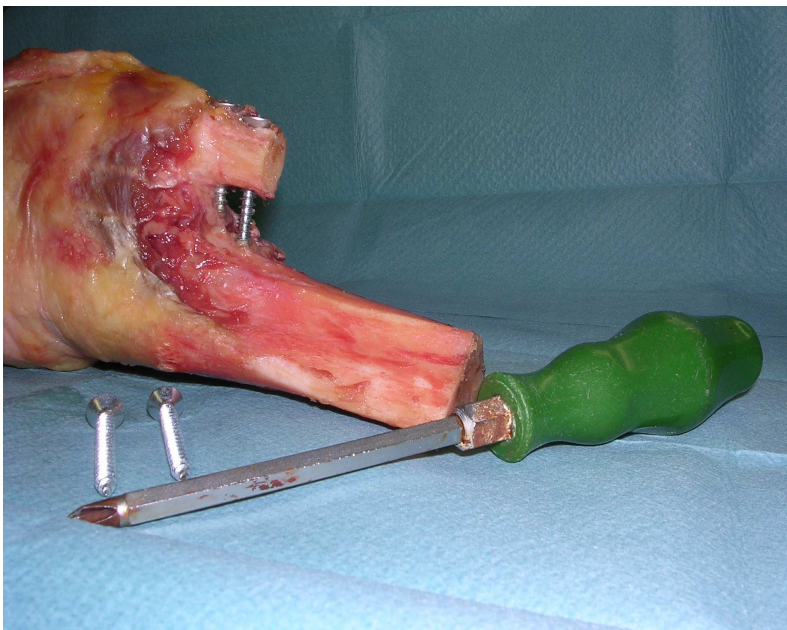
Anschließend erfolgten die Entfernung von jeglichen Fettresten und das Absetzen des Ober- und Unterschenkel ca. 15 cm unter- und oberhalb des Kniegelenkspalts mit einer handelsüblichen Metallsäge, sodass eine Gesamtlänge des Präparats von ca. 30 cm entstand.

Nach Entfernen des Knochenmarks kam es zur Einbringung von zwei sich orthogonal schneidenden Kirschnerdrähten etwa fünf cm unterhalb der Knochenoberkante des Femur.

Dies diente zur Stabilisierung des Knochens bei der späteren Einbettung mit Technovit. Analog wurde mit der Tibia verfahren.



**Abbildung 2-4:** Femur mit Kirschnerdrähten



**Abbildung 2-5:** Tibia mit fixierter Fibula

Am tibialen Anteil wurde nun die Fibula mit zwei Schrauben fixiert und abgesägt, sodass die Integrität des LCF gewährleistet werden konnte.



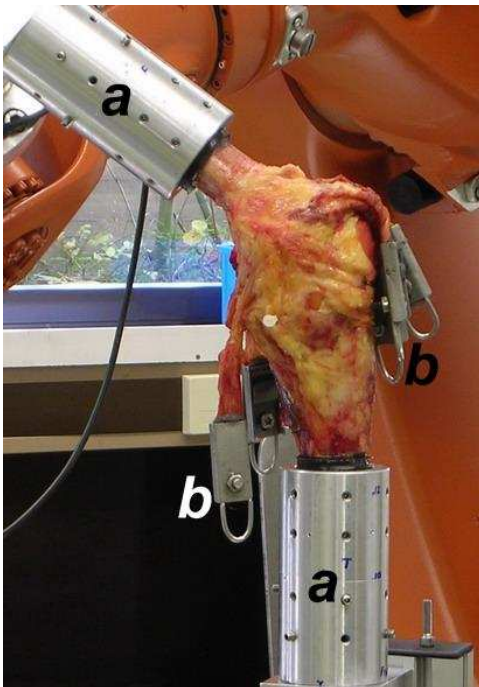
Mit Hilfe eines handelsüblichen Hartplastikwasserrohres und einer Aluminiumschale wurde der femorale Anteil sowie auch die Tibia anschließend ca. sieben Zentimeter tief in einen Kunststoff auf Methacrylatbasis (PMMA: Technovit 2060, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) eingebettet.



**Abbildung 2-6:** Femur in Technovit Einbettung

### 2.2.3 Fixierung des Gesamtpräparats

Nach Präparation und Einbettung wurde das jeweilige Knie wieder eingefroren, um anschließend zwölf Stunden vor dem entsprechenden Versuchstag wiederum aufgetaut und entsprechend bearbeitet zu werden.



**Abbildung 2-7:** Fixiertes Gesamtpräparat mit Adapterzylinder (a) und Sehnenklammern (b)

Vor der Einspannung in den Kniekinemator wurden die jeweiligen Sehnen nochmals sorgfältig von jeglichen Fettresten gesäubert und mit Hilfe von handelsüblicher Stahlwolle in speziell angefertigten Sehnenklammern aus Metall eingebracht.

Danach erfolgte die Fixierung vom femoralen und tibialen Anteil mittels Verschraubung in speziell für diesen Zweck angefertigten Adapterzylindern aus Aluminium. Zur Erleichterung der exakten Verschraubung verfügten die Aluminiumadapterzylinder über zahlreiche Gewindelöcher, durch welche im jeweiligen präparatnahen Bereich die Verschraubung des Präparats mit den Zylindern und im präparatfernen Bereich

die Verschraubung der Zylinder mit dem Kniekinemator erfolgte. Während des gesamten Versuchsablaufs verblieben die Präparate in diesen Adapterzylindern, da somit eine entsprechende Fixierung im Kniekinemator und im Roboter gewährleistet werden konnte.

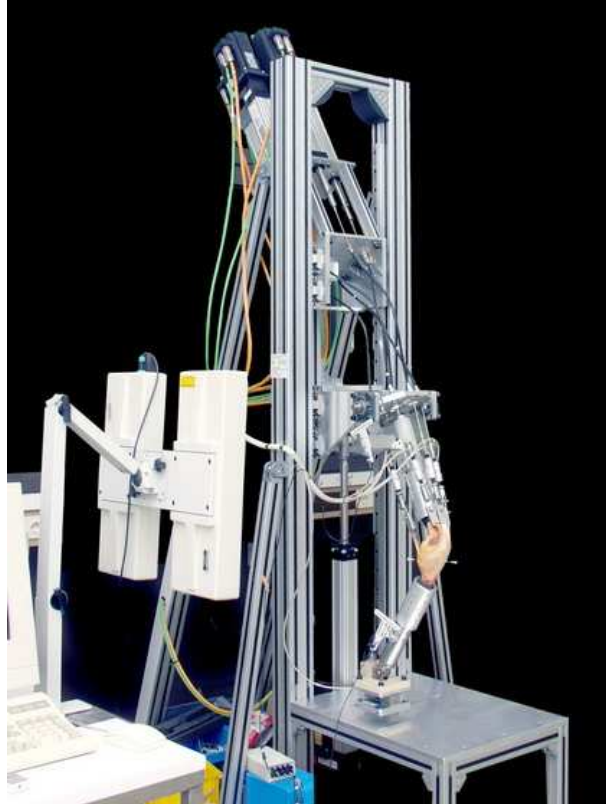
### **2.3 Kniekinemator**

#### **2.3.1 Gerät und Software**

Ein aufrecht stehender Kniekinemator wurde entwickelt, um eine dynamisch muskelkontrollierte Knieflexion zu simulieren. Der Kniekinemator besteht aus einem vertikalen linearen Motor (im Folgenden als Hauptmotor bezeichnet: linearer elektrischer Servomotor, Parker Hannifin, Offenburg, Deutschland), fünf linearen Motoren (im Folgenden als Muskelmotoren bezeichnet), die Muskelkontraktionen simulieren (M. rectus femoris, M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. semimembranosus, M. biceps femoris). Weiterhin beinhaltet der Kinemator eine über drei Freiheitsgrade (interne- externe Rotation, Flexion- Extension, Adduktion-Abduktion) verfügende Hüftgelenksanordnung, sowie eine Anordnung für das Sprunggelenk mit drei Freiheitsgraden (interne- externe Rotation, Flexion- Extension und Adduktion- Abduktion). Mit diesen designierten Freiheitsgraden erlaubt der Kinemator eine freie tibiofemorale Bewegung in allen sechs Freiheitsgraden. Die Bewegung der Hüfte wurde durch den Hauptmotor generiert, während die Muskelkontraktionen durch die Muskelmotoren erzeugt wurden, welche durch Stahlkabel mit den Sehnenklammern verbunden waren. Die angebrachten Kräfte in den Muskeln und im Hüft- und Sprunggelenk wurden durch uniaxiale Kraftmesszellen (Velomat, Kamenz, Deutschland) detektiert.

Die Steuerung des Kniekinemators erfolgte mit einem eigens für diesen Zweck entworfenen Programm namens Kneekin53.vi, welches vom Laborleiter exakt für die entsprechenden Notwendigkeiten entwickelt wurde. Diese Software Routine basiert auf der Programmiersprache LabVIEW und kam in der Version LabVIEW 7.1, (National Instruments, Austin, USA) zur Anwendung.

Diese Software ermöglicht die gezielte Ansteuerung des Kniekinemators an allen Motoren und somit die Kontrolle der Position des vertikalen linearen Motors sowie die Kontrolle der Kraft der einzelnen Muskelmotoren. Hinzu kommt die Möglichkeit der online Messung von Flexionswinkel, Kraft der einzelnen Muskelmotoren und der Reaktionskraft an der Sprunggelenksmessplatte.



**Abbildung 2-8:** Kniekinemator mit Präparat

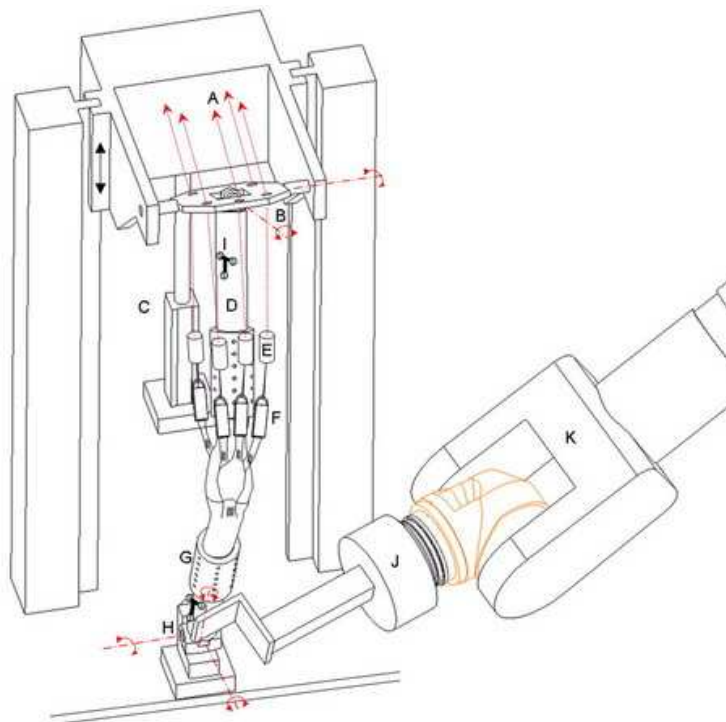
### 2.3.2 Messungen im Kniekinemator

Zunächst erfolgte die Einspannung des fixierten Gesamtpräparats im Kniekinemator. Dabei wurde zuerst der Adapterzylinder der Tibia mit der Sprunggelenksanordnung im Kinemator verschraubt. Danach wurde die Hüftgelenksanordnung in vertikaler Richtung durch den Hauptmotor so angefahren, dass eine spannungsfreie Fixierung der Femurhalterung des Präparats an der Stahlhalterung der Hüftgelenksanordnung im Kinemator erfolgen konnte. Es wurde dabei verstärkt darauf Wert gelegt, dass sich das Kniegelenk bei der schlussendlichen Fixierung in voller Extension und neutraler Position was die Innen- und Außenrotation, sowie etwaige Valgus/ Varus Stellungen betraf, befand. Diese

Tatsache wurde anhand eines Gonometers überprüft. Dabei bestand aufgrund der Variabilität der Einspannmöglichkeiten im Kinemator durchaus immer die Möglichkeit eventuelle das jeweilige Präparat betreffende physiologische Fehlstellungen in diversen Freiheitsgraden so zu korrigieren, dass für alle Präparate identische Ausgangsbedingungen eingehalten werden konnten.

In diesem vollen Extensionszustand konnte nun per Software die Eichung der Kraftmessdose unter der Fußgelenksanordnung (siehe H in Abbildung 2-9) auf null Newton erfolgen. Gleichzeitig wurde diese Stellung per Softwaresteuerung als Ausgangsstellung mit einem Flexionswinkel von null

Grad definiert. Nun folgte die Verbindung der Sehnenklammern mit den Stahlkabeln der Muskelmotoren. Anschließend kam es zur Anbringung der ZEBRIS®



**Abbildung 2-9:** Roboter/ UFS System am Kinemator Schematik [93]

Eine schematische Zeichnung der experimentellen Anordnung im Kniekinemator. Das System ist in der Lage eine kontinuierliche belastungsabhängige Knieflexion zu simulieren. Kräfte des M. quadriceps wurden durch Elektromotoren mit Stahlkabeln (A) generiert und kontrolliert, ihre Kräfte wurden mit Hilfe von Kraftmesszellen detektiert (E). Die zwei Freiheitsgrade, die durch die Hüftgelenksanordnung ermöglicht wurden, beinhalten Flexion- Extension und Adduktion- Abduktion (B). Vertikale Bewegungen der Hüftgelenksanordnung wurden von einem linearen Elektromotor (Hauptmotor) (C) gesteuert. Sehnenklammern (F) sorgten für die Fixierung der Sehnen an den Motorkabeln. Die Schäfte von Tibia und Femur wurden in Aluminium Adapterzylinder (G) eingebracht, welche wiederum an den Stahlhalterungen (D) der Hüft- und Fußgelenksanordnung mit akkurat fixierten Schrauben befestigt wurden. Die Fußgelenksanordnung (H) ermöglichte drei Freiheitsgrade. Ein Industrieroboter (K) wurde verwendet um externe Belastungen anzubringen, wobei dieser mit einem UFS (J) ausgestattet war, um eine präzise Kraftkontrolle zu ermöglichen. Die Kinematik des Kniegelenks wurde mit einem ZEBRIS® Ultraschall System gemessen, dessen Dreifachmarker (I) an der tibialen und femoralen Stahlhalterung angebracht wurden.

Ultraschall Dreifachmarker an der tibialen und femoralen Komponente des Kinemators sowie zur Definition der Referenzpunkte an der lateralen und medialen Prominenz des Tibiaplateaus unter Verwendung des ZEBRIS® Stylus Markers (siehe 2.4.2).

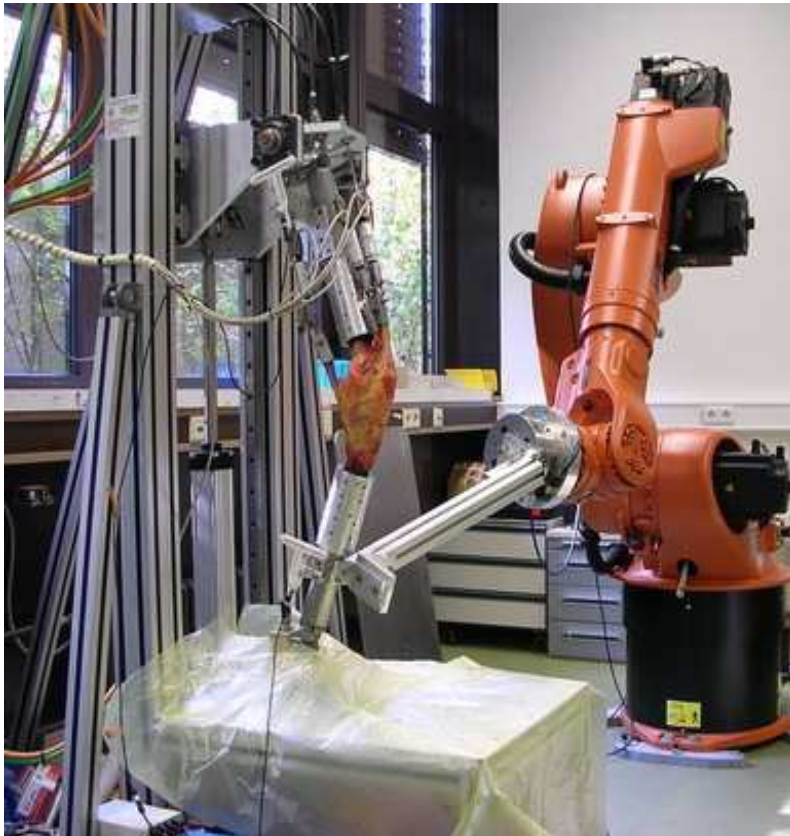
Vor Beginn der eigentlichen Messungen im Kniekinemator wurde nun das Präparat in einen Flexionswinkel von zehn Grad gebracht, um hier die Referenzierungsmessungen von je vier Punkten an den tibialen und femoralen Aluminiumzylindern für die folgende externe Manipulation durch den Roboter durchzuführen (siehe 2.3.2).

Um eine belastungsabhängige Knieflexion zu generieren, sorgte der Hauptmotor für eine kontinuierliche abwärts gerichtete Bewegung der Hüftanordnung mit einer konstanten Knieflexionsrate von  $1^\circ/\text{s}$  und einer Geschwindigkeit von  $1 \text{ mm/s}$ . Während dieser Bewegung richtete das dynamische Kontrollsystem des Kinemators die Kräfte in den Seilzügen der drei Quadricepsmuskeln so aus, dass eine konstante Fußgelenks-Reaktionskraft von  $100 \text{ N}$  erreicht wurde, welche in der Kraftmessdose unter der Fußgelenksanordnung simultan detektiert wurde. Die Kraft des *M. biceps femoris* und des *M. semimembranosus* wurde dabei regeltechnisch so eingestellt, dass während der kompletten Flexion konstant pro Muskelzug zehn Newton wirkten. Diese Messung entspricht somit einer Körpergewichtssimulation von  $100 \text{ N}$  auf einem Bein (diese Situation wird im Folgenden als "BW only" bezeichnet). Unter simultaner Aufzeichnung der Bewegungsdaten durch das Ultraschallmesssystem wurde diese Messung bei vollständiger Flexion von  $15$  bis  $90^\circ$  jeweils für je des Präparat zwei Mal wiederholt.

Danach folgte der Einsatz eines Roboter/ UFS Systems (KUKA KR 60-3, Augsburg, Deutschland; ATI UFS: Theta SI1000-120, siehe 2.5) um externe tibiale Belastungen im Kniekinemator zu simulieren. Dabei wurde der Roboterarm an die tibiale Halterung der Kinemators angebracht und das Koordinatensystem der Roboter/ UFS Kombination so kalibriert, dass es zur Kongruenz mit dem lokalen tibialen Koordinatensystem kam. Mit dieser Anordnung (Abbildung 2-9) wurden in jeweils zwei getrennten Durchläufen die folgenden externen Belastungszustände an der Tibia simuliert: Eine nach anterior gerichtete Kraft mit ei-



nem Ausmaß von 50 N (im Folgenden als "ATF" bezeichnet) und ein internes Drehmoment von fünf Nm (im Folgenden "ITT"). Während dieser externen Belastung durch das Roboter/ UFS System simulierte der Kniekinemator weiterhin kontinuierlich eine Flexion mit einem Körpergewicht von 100 N. Die Vektoren der externen Belastungszustände wurden während der gesamten Flexion konstant im tibialen Koordinatensystem gehalten.



**Abbildung 2-10:** Roboter/ UFS System am Kinemator

## 2.4 ZEBRIS® Ultraschall System

### 2.4.1 Gerät und Software

Um das Bewegungsausmaß des Gelenks im Kniekinemator zu erfassen, wurde eine PC-gestützte Anlage zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse verwendet. Hierbei handelte es sich um ein Ultraschallmesssystem der Firma ZEBRIS® (ZEBRIS®, CMS100, Isny, Deutschland), welches auf Basis der Ultraschalllaufzeitmessung arbeitet. Das System besteht dabei aus vier Ultraschallmikrofonen, acht Direktanschlüsse für Marker und einen Eingang für einen ex-

ternen Kabeladapter. Die acht Direktanschlüsse wurden in der Versuchsanordnung jeweils durch zwei Dreifachmarker und einen ZEBRIS® Stylus Marker belegt. Die verwendeten Ultraschallmarker senden dabei mit einer Frequenz von ca. 35 kHz bei einem Abstrahlungs-Öffnungswinkel von mind. 120°. Die Messgenauigkeit dieses Systems für dreidimensionale Bewegungen beträgt somit ca. 0,1 mm.

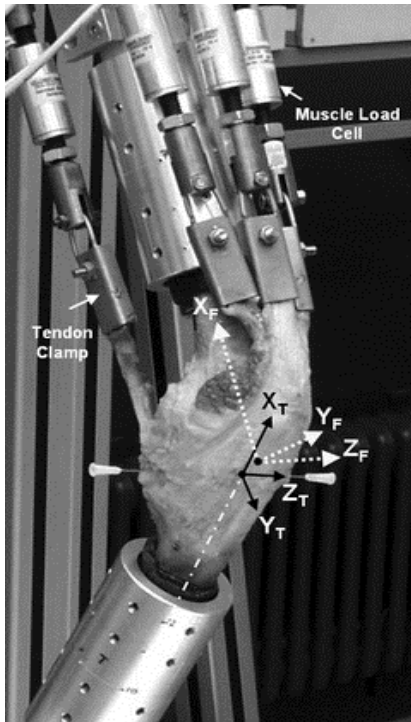
Die Übertragung der Bewegungsdaten der Zentraleinheit des ZEBRIS® CMS 100 erfolgte auf einem IBM kompatiblen Computer. Die Steuerung wurde mit der standardmäßigen Kontrollsoftware (ZEBRIS®, WinData® v2.11, Isny, Deutschland) gewährleistet. Diese Software ermöglicht die Ansicht der absoluten Position der jeweiligen Markerpunkte in der x-, y-, und z-Ebene. Die gewonnenen Daten wurden in ASCII Files gespeichert und zur weiteren Verarbeitung exportiert.

### **2.4.2 Messung mit dem ZEBRIS® Ultraschall System**

Das ZEBRIS® Ultraschall System diente zur Erfassung der Bewegungsdaten des Kniegelenks während der Messungen im Kniekinemator. Diese Daten galten als Basis für die sich anschließenden Messungen im Roboter/ UFS System. Zusätzlich zur Erfassung der reinen Bewegungsdaten wurden mit Hilfe des ZEBRIS® Stylus Markers jeweils vier Punkte an den Aluminiumzylindern der Tibia und des Femurs definiert, um zum einen die exakte Übereinstimmung der Koordinatensysteme von Tibia und Roboter bei der Anbringung von externen Kräften und Drehmomenten des Roboters im Kniekinemator zu gewährleisten und zum anderen die exakte Reproduzierbarkeit der Bewegung im Roboter sicherzustellen.

Um die relativen Bewegungen des Femur und der Tibia zu messen, wurde je ein Dreifachmarker an den Halterungszylindern der Tibia und des Femur angebracht. Für die Definition eines auf zwei Körper beschränkten Koordinatensystems der Tibia und des Femurs folgte zuerst die Identifikation der Referenzpunkte in Form der lateralen und medialen Prominenz des Tibiaplateaus in voller Extension des Kniegelenks mithilfe des ZEBRIS® Stylus Markers. Es wurde angenommen, dass bei voller Extension beide Koordinatensysteme identisch wären und ihr gemeinsamer Ursprung wurde als der Mittelpunkt der beiden digi-

talisierten Referenzpunkte definiert. Jedes der tibialen und femoralen Koordinatensysteme wurde dabei nach dem Paradigma von Grood and Suntay [64] wie folgt definiert (siehe Abbildung 2-11): die Flexionsachse (z-Achse) wurde entlang der Linie zwischen den beiden Referenzpunkten definiert. Die y-Achse definierte sich als Normalenvektor zur Ebene, die durch die z-Achse und der longitudinalen Achse der respektiven Segmente gebildet wurde.



**Abbildung 2-11:** Koordinaten System Anordnung [93] Die Pfeile repräsentieren die ungefähren Richtungen der Basisvektoren in jedem der beiden tibialen und femoralen Koordinatensysteme. X, Y, und Z bezeichnen die Koordinatenrichtungen, die tiefergestellten Buchstaben T und F stehen für "Tibia" und "Femur".

Die x-Achse wiederum wurde als Kreuzprodukt der z-, und y-Achse definiert. Die tibiofemorale Translation und Orientierung wurde als Positionsdifferenz zwischen den Mittelpunkten der zwei sich bewegenden Koordinaten festgelegt und in Form von Euler Winkeln berechnet (Rotationssequenz: Flexion-Extension, Abduktion-Adduktion, interne und externe Rotation). Die gesamten Messungen mit dem Ultraschallsystem erfolgten bei einer Frequenz von zehn MHz.

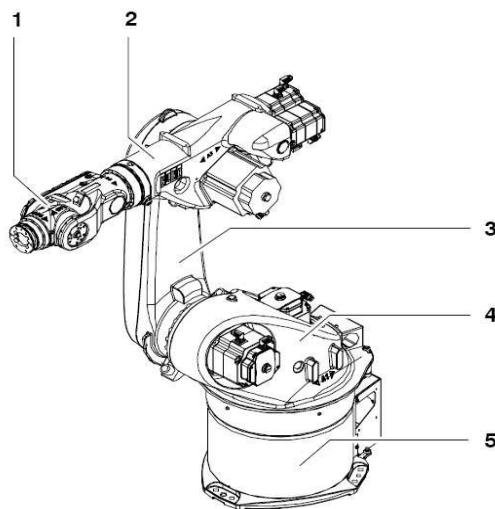
Zudem wurde das Ultraschallsystem herangezogen, um die Genauigkeit der Bewegungsausführung im Kuka Roboter/ UFS Messungssystem zu validieren. Vor Beginn der ersten Kraftmessung im Roboter erfolgte die Messung der Kniebewegung im Roboter/ UFS System. Somit konnte die Bewegung des Knies im Kniekinemator mit der als Basis für die anschließende Kraftmessung dienenden Bewegung im Roboter/ UFS System verglichen werden.



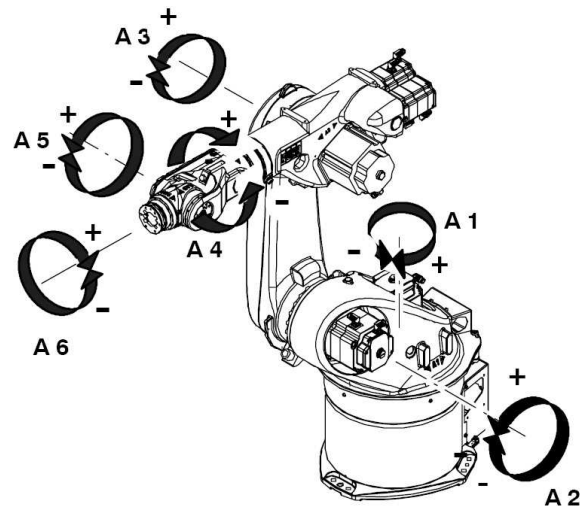
## 2.5 Kuka Roboter/ UFS Messungssystem

### 2.5.1 Kuka KR 60-3

Bei dem verwendeten Roboter (KR 60-3, KUKA, Augsburg, Deutschland) handelt es sich um einen sechssachsigen Industrieroboter mit Gelenkinematik für alle Bahnsteuerungsaufgaben. Dieser Roboter besteht dabei aus einem feststehenden Grundgestell, auf dem sich um eine senkrechte Achse das Karussell mit Schwinge, Arm und Hand dreht (siehe Abbildung 2-13).



**Abbildung 2-12:** Bewegungsachsen des KUKA KR 60-3



**Abbildung 2-13:** Bestandteile des KUKA KR 60-3

Hand (1), Arm (2), Schwinge (3), Karussell (4), Grundgestell (5)

Die Hand dient mit ihrem Anbauanflansch der Aufnahme von Werkzeugen (im vorliegenden Versuchsaufbau der Universal Force Sensor). Die Bewegungsmöglichkeiten der Roboterachsen gehen aus Abbildung 2-12 hervor.

Die Wegmessung für die Grundachsen (A1- A3) und Handachsen (A4- A6) erfolgt über ein zyklisch absolutes Wegmesssystem mit einem Resolver für jede Achse. Der Antrieb wird durch transistorgesteuerte, trägheitsarme AC- Servomotoren gewährleistet, wobei in den Motoreinheiten Bremse und Resolver platzsparend integriert sind. Mit einer installierten Motorleistung von ca. 14,9 kW zeichnet sich der Roboter durch eine Wiederholgenauigkeit nach ISO 9283 von  $\pm 0,2$  mm. aus. Der Arbeitsbereich des Roboters wird in allen Achsen über

Software-Endschalter begrenzt. Mit einer Nenntaglast von 60 kg verfügt der KR 60-3 über folgende Bewegungswinkel und Geschwindigkeiten:

**KR 60-3**

**Zentralhand, Nenn-Traglast 60 kg**

Achse	Bewegungsbereich softwarebegrenzt	Geschwindigkeit
1	$\pm 185^\circ$	128 °/s
2	+35° bis -135°	102 °/s
3	+158° bis -120°	128 °/s
4	$\pm 350^\circ$	260 °/s
5	$\pm 119^\circ$	245 °/s
6	$\pm 350^\circ$	322 °/s

**Abbildung 2-14:** Bewegungsbereiche und Geschwindigkeiten des KUKA KR 60-3

**2.5.2 Universal Force Moment Sensor UFS und Software**

Im vorliegenden Versuchsaufbau wurde der Kuka Kr 60-3 mit einem Multiachsen Kraft- und Drehmomentsensor gekoppelt. Bei diesem Sensor handelte es sich um einen universalen Kraft Drehmoment Sensor (UFS) vom Typ Theta SI1000-120 (ATI, Theta SI1000-120, Apex, USA). Das Kraft/ Drehmoment Sensorensystem misst alle sechs Kraft- und Drehmomentkomponenten ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $T_x$ ,  $T_y$ ,  $T_z$ ) mithilfe eines monolithischen Messwandlers. Der Messwandler benutzt dabei einen aus Silikon bestehenden Dehnungsmessstreifen um eine niedrige Störanfälligkeit zu gewährleisten. Die Verwendung von Silikon- Dehnungsmessstreifen ermöglicht eine hohe Steifigkeit und gleichzeitig eine erhöhte Überladungssicherheit. Das gesamte UFS System im hier verwendeten DAQ (Data Acquisition) Aufbau besteht aus dem eigentlichen Messwandler, einer im Messwandler integrierten Schnittstelleneinheit, der Stromversorgungseinheit, einer Daten- Akquirierungskarte für den Computer, der Software und speziell abgeschirmten Kabeln, die die Einheit vor äußeren elektrischen Störeinflüssen

schützen. Im Informationsfluss werden die Signale des Dehnungsmessstreifens konditioniert und an die Daten- Akquirierungskarte weitergegeben. Die ATI Software konvertiert dann die Daten des Dehnungsmessstreifens in Kraft- und Drehmomentdaten am PC. Gleichzeitig werden die Daten des UFS in der Kontrolleinheit des Roboters eingelesen. Die technischen Spezifikation mitsamt der Genauigkeit der Detektion in jeder Achse sind aus Tabelle 2-1 ersichtlich.

**Tabelle 2-1:** Technische Spezifikationen Theta SI1000-120

<b>Belastungsbereich</b>	
Achsen	
Fx, Fy ( $\pm$ N)	1000
Fz (N)	2500
Tx, Ty ( $\pm$ Nm)	120
Tz (Nm)	120
<b>Genauigkeit</b>	
Achsen	
Fx, Fy ( $\pm$ N)	1/16
Fz (N)	1/16
Tx, Ty ( $\pm$ Nm)	1/320
Tz (Nm)	1/320
<b>Einzel Achsen Überladung</b>	
Fxy	$\pm$ 25000 N
Fz	$\pm$ 61000 N
Txy	$\pm$ 2500 Nm
Tz	$\pm$ 2700 Nm
<b>Steifigkeit (berechnet)</b>	
X- Achsen und Y Achsen Kraft (Kx, Ky)	74x10 <sup>6</sup> N/m
Z- Achsen Kraft (Kz)	120x10 <sup>6</sup> N/m
X- Achsen und Y- Achsen Drehmoment (Ktx, Kty)	340x10 <sup>3</sup> Nm/rad
Z- Achsen Drehmoment (Ktz)	540x10 <sup>3</sup> Nm/rad
<b>Resonanzfrequanz (gemessen)</b>	
Fx, Fy, Tz	680 Hz
Tx, Ty, Fz	820 Hz
<b>Physische Spezifikationen</b>	
Gewicht	5 kg
Durchmesser	155 mm
Höhe	61,1 mm

Da die Steuerung von industriell verwendeten KUKA Robotern in der Regel mit Hilfe von Kuka Robot Language (KRL,Kuka, Augsburg, Deutschland) nur positionsbezogen erfolgt, wurde für die vorliegende Arbeit zur Steuerung des Kuka

Roboters in Abhängigkeit vom UFS ein speziell für diesen Zweck entworfenes Programm namens FTCtrl (Force Torque Control, Amatec Robotics GmbH, Germering, Deutschland) verwendet. Durch FTCtrl ist der Benutzer des Robot/ UFS Systems in der Lage, den Roboter mit Hilfe der Messungen des UFS positions- und kraftgesteuert zu bewegen. FTCtrl kann somit als eine Software-Verknüpfung von Roboter und UFS mit entsprechenden Möglichkeiten verstanden werden. Mit Hilfe eines entsprechend Programms in der Programmiersprache C konnten somit die ZEBRIS® Bewegungsdaten aus den Kniekinematomessungen in die Steuerungsroutine des Kuka Roboters übertragen werden. Die Offline- Daten mit den Kraftresultaten aus dem FTCtrl Programm wurden nach den Kraftmessungen mit Hilfe einer Programmierkonvertierung von MATLAB (MATLAB, The MathWorks inc., Natick, USA) ausgewertet.

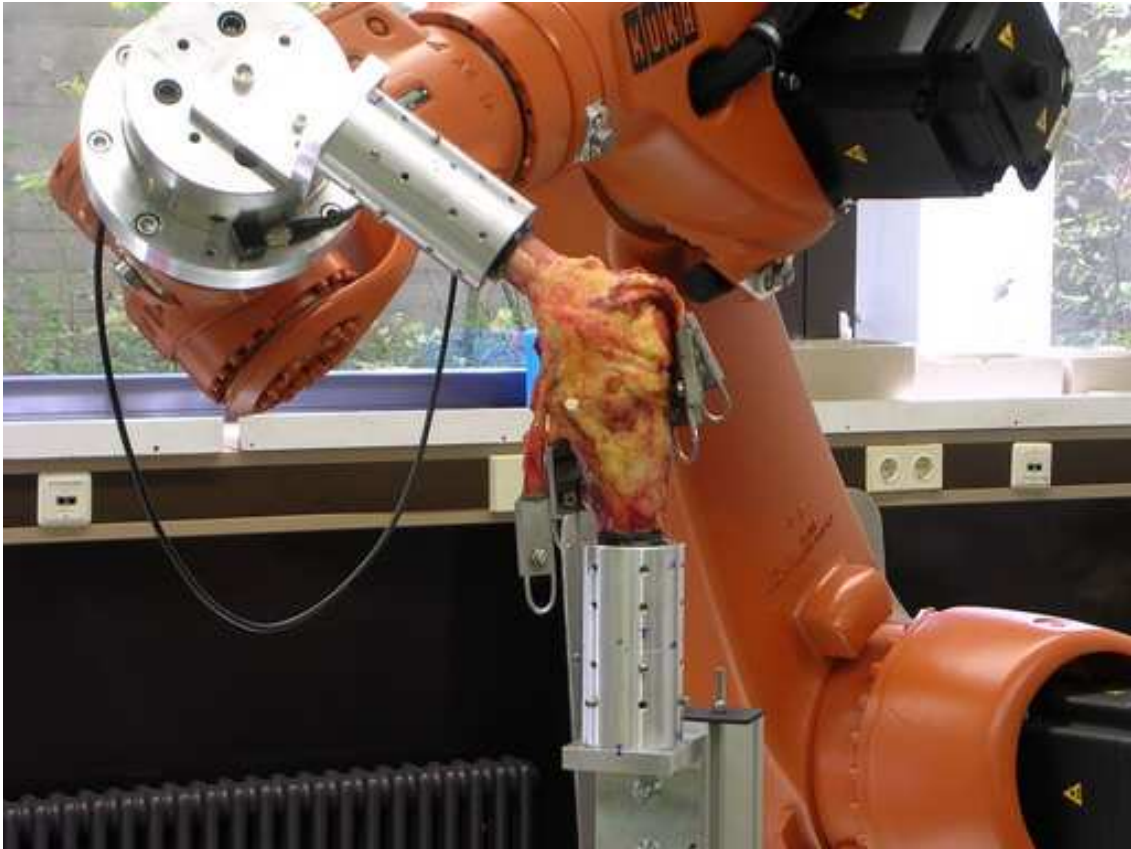
### **2.5.3 Messungen mit dem Kuka Roboter/ UFS Messungssystem**

Die Kombination von Kuka Kr 60-3 und dem UFS wurde in der vorliegenden Arbeit in zwei Aufgabengebieten eingesetzt. Zum einen diente das Roboter/ UFS System zum Anbringen von anterioren Translationskräften in Höhe von 50 N und einem internen Drehmoment von fünf Nm bei der Messung im Kniekinemator (siehe 2.3.2). Die Bewegungsdaten der Messungen im Kniekinemator unter Einwirkung der oben beschriebenen Kräfte und Drehmomenten dienten als Grundlage für die Realisierung der eigentlichen Messung der Kreuzbandbelastung im Roboter/ UFS Messsystem. Die Messung der resultierenden Kraft im vorderen Kreuzband entspricht somit dem zweiten und elementaren Aufgabengebiet in der angeführten Versuchsanordnung. Um den jeweiligen Anforderungen in den hier genannten Aufgabengebieten gerecht zu werden, verfügt das Roboter/ UFS System über zwei unterschiedliche Betriebsmodi. Bei diesen Modi handelt es sich zum einen um den so genannten kraftkontrollierten Modus und zum anderen um den positionskontrollierten Modus. Woo et al. [181] erklären diese unterschiedlichen Modi wie folgt: Im kraftkontrollierten Modus wird eine äußere Belastung oder eine Anzahl von gewünschten Kräften und Drehmomenten am Gelenk angebracht. Die resultierende Bewegung des Roboters wird durch einen Vergleich der aktuell vom UFS gemessenen Kräfte und Drehmomente und der gewünschten Zielkräfte und Drehmomente ermittelt. Der Roboter

wird dann instruiert die Bewegung so zu gestalten, dass die gewünschte Zielkräfte und Drehmomente erreicht werden. Basierend auf der Differenz zwischen den gewünschten Zielkräften und Drehmomenten und der neuen Kräfte und Drehmomente, die vom UFS gemessen werden, wird eine neue Bewegung errechnet und der Roboter angewiesen, das Gelenk entsprechend zu bewegen. Dieser sich wiederholende Prozess ermöglicht es dem Robotersystem das Knie so zu bewegen, dass die gewünschten Zielkräfte und Drehmomente während der Bewegung erreicht werden können.

Der kraftkontrollierte Modus wurde bei den Messungen im Kniekinemator genutzt. Dabei wurde das Roboter/UFS System so programmiert, dass es während der gesamten Bewegung, welche durch den Kniekinemator gesteuert wurde, entweder 50 N anteriorer Translationskraft oder fünf Nm internes Drehmoment an der Tibia entfaltet. Durch den oben beschriebenen kraftkontrollierten Modus veränderte das Roboter/ UFS System die Bewegung des Knies im Kinemator exakt in einem Ausmaß, welches dazu diente, die entsprechenden Kräfte und Drehmomente (50 N anteriore Translation bzw. 5 Nm interne Rotation) zu garantieren. Aufgrund der durch Kalibrierung erreichten Kongruenz zwischen dem Roboter/ UFS Koordinatensystem und des der Tibia bestand während der gesamten Flexion die Möglichkeit anteriore Translationskräfte strikt orthogonal zur Tibialängsachse sowie interne Drehmomente exakt in der transversalen Tibiaebene anzubringen.

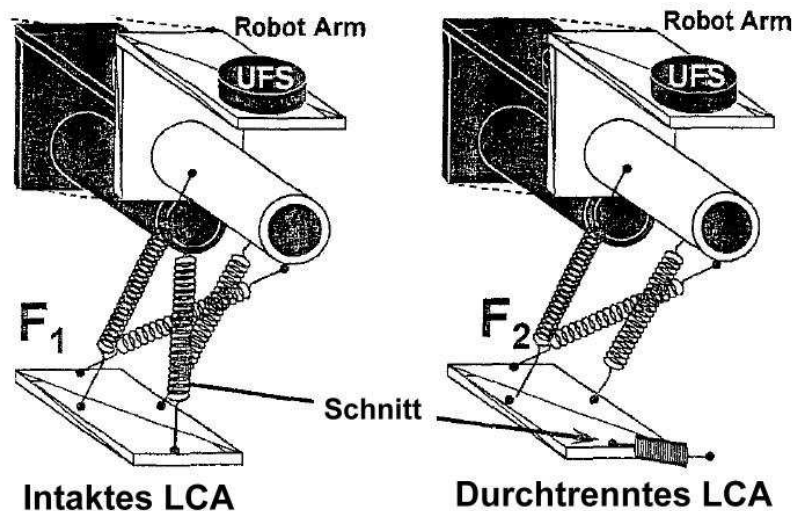
Nach der Erfassung der Bewegungsdaten im Kniekinemator für die zu vergleichenden Situationen (1. "BW only" 2. "ATF" 3. "ITT") erfolgte der Transfer des Präparats vom Kinemator an das Roboter/ UFS System und die sich anschließenden Hauptmessungen der Kreuzbandkräfte. Bei der Montage am Roboter/ UFS System wurde der femorale Adapter Zylinder mit dem UFS am Roboterarm und der tibiale Adapterzylinder mit der Roboter Basis fest verschraubt (siehe Abbildung 2-15)



**Abbildung 2-15:** Präparat im Roboter/ UFS System

Die Messungen im Roboter/ UFS System erfolgten im positionskontrollierten Modus, welcher sich nach Woo et al.[181] folgendermaßen darstellt: Im positionskontrollierten Modus wird der Roboter dazu verwendet Gelenkpositionen akkurat zu reproduzieren, um so die in situ Kraft in einem Ligament (z.B. LCA) zu ermitteln. Der Roboter ist dabei in der Lage nicht nur Positionen von synovialen Gelenken an der maximalen oder minimalen Belastungsstelle, sondern auch an allen dazwischen liegenden Positionen, die benötigt werden, um eine finale Position zu erreichen, zu reproduzieren. Somit kann dieses System jede Bewegungssequenz, welche zum Bewegungspfad eines zweigliedrigen Gelenks gehört, reproduzieren. Um die in situ Kraft in einem Band zu ermitteln, wird eine bestimmte Bewegung des Gelenks im Roboter durchgeführt und die resultierende Kraft ( $F_1$ ) wird aufgezeichnet. Danach wird das LCA durchtrennt (symbolisch dargestellt durch die entfernte Feder in Abbildung 2-16) und der Roboter reproduziert die vorherige Bewegung nun mit dem Knie ohne LCA. Dabei werden simultan neue Kraftdaten ( $F_2$ ) detektiert. Da die Bewegung des

Knies für beide Testbedingungen identisch ist, kann das Prinzip der Superposition angewendet werden und die in- situ Kraft im vorderen Kreuzband durch die die Vektordifferenz zwischen den aufgezeichneten Kräften (Kraft des durchtrennten Elements:  $\Delta F = F_1 - F_2$ ) ermittelt werden.



**Abbildung 2-16:** Prinzip der Superposition modifiziert nach [181]

Die Bewegungsdaten, die während der Messungen im Kinemator durch das ZEBRIS® Ultraschallmesssystem gewonnen werden konnten, wurden dann für die exakte Reproduktion der Flexion unter den verschiedenen Untersuchungsbedingungen ("BW only", "ATF", "ITT") transformiert und in die Steuerungssoftware des Roboters eingelesen. Somit erfolgte die genaue Wiederholung der jeweiligen Flexionsbewegung im Kinemator nun mit dem Präparat am Roboter/ UFS System. Die Messung im Roboter/ UFS System erfolgte dabei für jede der zu untersuchenden Situationen jeweils in zwei separaten Durchläufen. Dabei zeichnete der UFS bei der Flexion von 15°-90° in Abständen von jeweils 1° die entstehenden Kräfte in allen sechs Freiheitsgraden kontinuierlich auf. Da die LCA Spannung durch die relativen tibiofemorale Positionen definiert wird, wurde dem Effekt der Muskelbelastungssimulation in diesem Bewegungsreproduktionsprozess bereits Rechnung getragen. Die Durchtrennung des LCA erfolgte unter strikter Schonung des Corpus adiposum infrapatellare arthroskopisch durch eine Miniarthrotomie medial des Lig. patellae. Anschließend erfolgte der

Nahtverschluss mit Ethicon Prolene 3-0 (Johnson & Johnson, New Brunswick, NJ, USA) mit Hilfe von Einzelknopfnähten.

### **2.6 Statistische Auswertung**

Um die Veränderungen der LCA in situ Kraft zu evaluieren, wurde eine zweifaktorielle Wiederholungsmessung der Varianzanalyse (ANOVA) mit den Belastungsarten und den Flexionswinkeln als Einschlussfaktoren durchgeführt. Um das statistische Modell zu vereinfachen, wurden nur 16 unterschiedliche Winkelniveaus (von 15° 90° in Abständen von 5°) für die ANOVA verwendet. Um die individuellen Effekte der Belastungsart und der Flexionswinkel zu untersuchen, wurde ein post-hoc test unter Benützung der Tukey-Kramer Methode verwendet. Die statistische Analyse erfolgte mit der Computer Software SAS® (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA).



### 3 Ergebnisse

Zunächst einmal gilt es zu erwähnen, dass alle neun für den hier vorliegenden Versuchsaufbau verwendeten Präparate den gesamten Messzyklus sowohl im Kniekinemator als auch im Roboter/ UFS System schadlos überstanden.

#### 3.1 Validierungsmessung der Kniebewegung

Um die exakte Reproduzierbarkeit der Kniebewegung im Kinemator und im Roboter/ UFS System zu überprüfen, wurde vor Beginn der Kraftmessungen eine Validierungsmessung mit dem ZEBRIS® Ultraschall System durchgeführt.

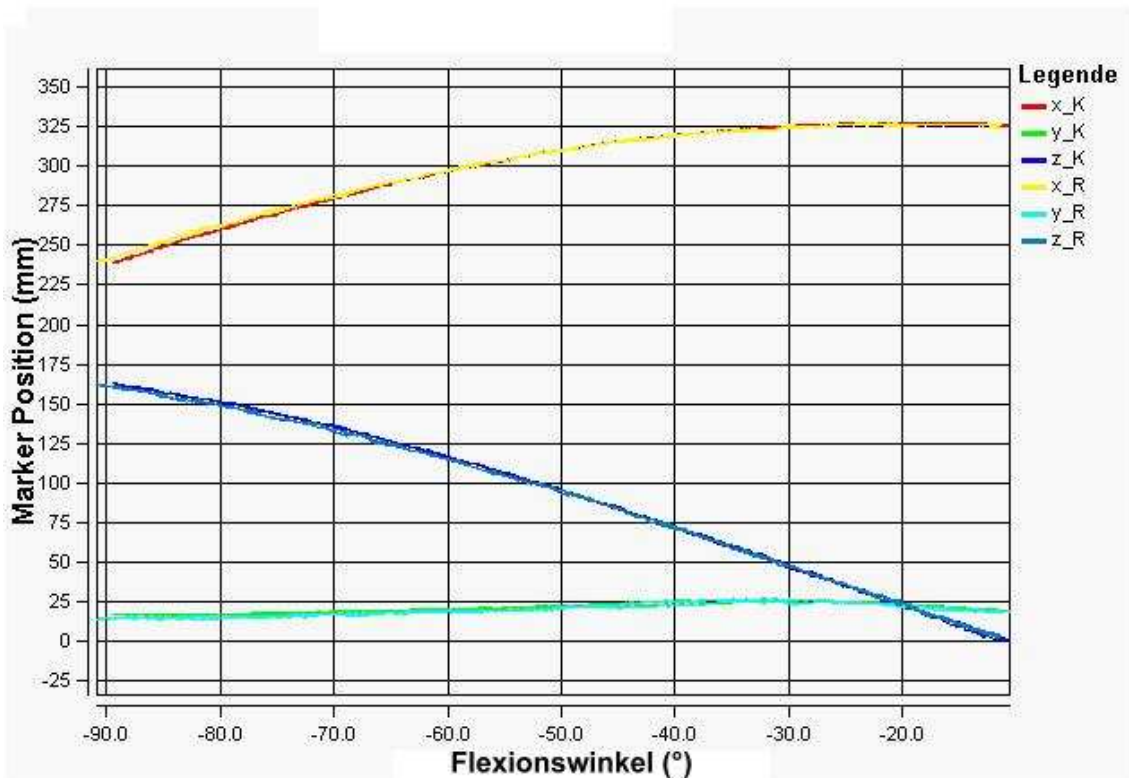


Abbildung 3-1: Bewegungsvergleichsmessung

Abbildung 3-1 zeigt vergleichend die Bewegung eines Marker- Punktes in den 3 Raumrichtungen bei der Bewegungsmessung im Kniekinemator ( $x_K$ ,  $y_K$ ,  $z_K$ ) und der Bewegungsmessung im Roboter/ UFS System ( $x_R$ ,  $y_R$ ,  $z_R$ ). Die Genauigkeit der Reproduzierbarkeit der Bewegung liegt wie aus der Abbildung ersichtlich nur knapp oberhalb der Messgenauigkeit des Ultraschallmesssystems.

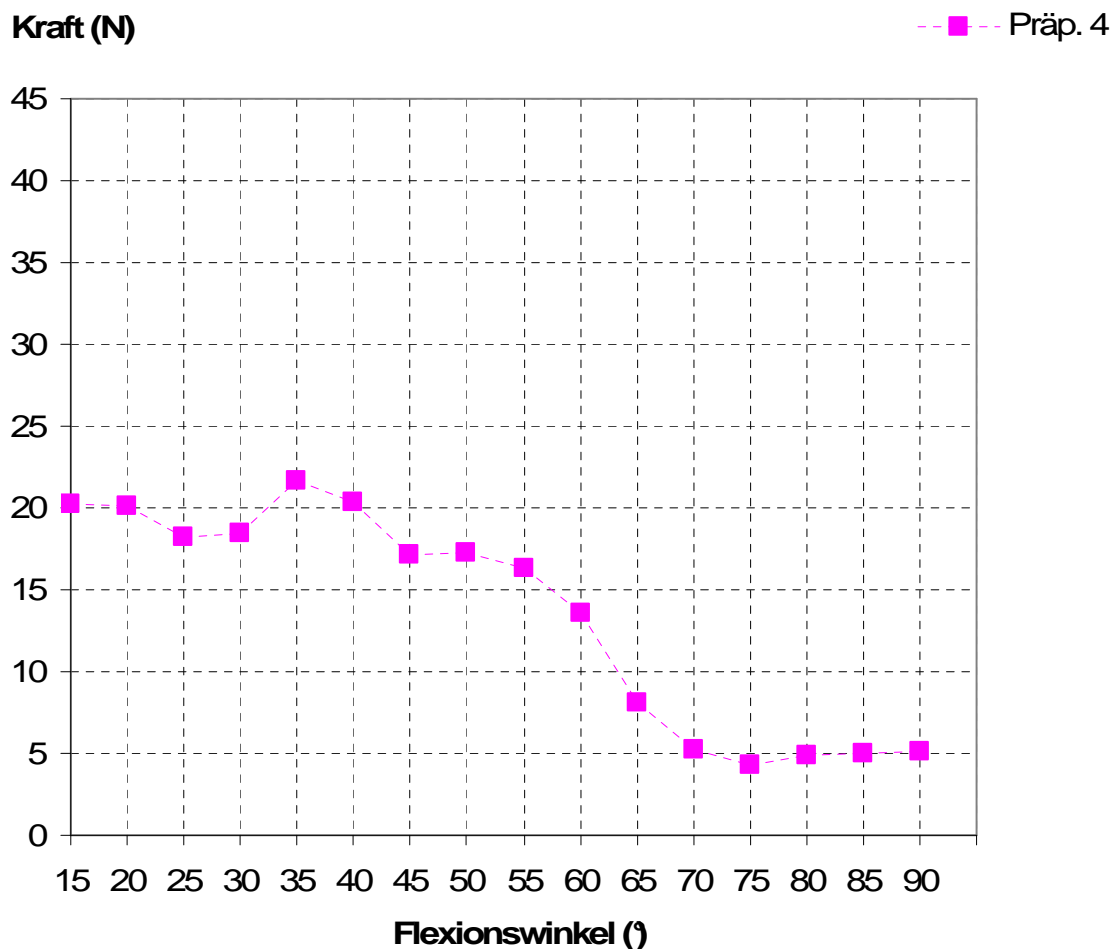
### 3.2 Kraftaufnahme bei Belastung von 100 N Körpergewichtssimulation

Der Übersichtlichkeit wegen wird hier für die simulierte Messung bei einer Einbeinbelastung von 100 N zuerst einmal das Ergebnis eines Präparates stellvertretend für die Gesamtheit aller Präparate ausgeführt.

**Tabelle 3-1:** Kraftaufnahme Präparat 4 bei "BW only" 100 N Belastung

Winkel (°)	LCA Kraftaufnahme (N)	Prozentuale Änderung
15	20,24	
20	20,11	-0,64
25	18,26	-9,22
30	18,48	1,22
35	21,65	17,16
40	20,35	-6,03
45	17,10	-15,96
50	17,28	1,07
55	16,35	-5,37
60	13,56	-17,10
65	8,15	-39,89
70	5,22	-35,95
75	4,26	-18,38
80	4,91	15,25
85	4,98	1,38
90	5,10	2,38

Die Tabelle 3-1 zeigt die Kraftaufnahme des Präparat 4 für die festgelegten 16 Messwinkelkategorien von 15°-90°. Initial in der Ausgangsposition der Extension in 15° zeigt sich eine Kraftbelastung von 20,24 N, die von der LCA Struktur aufgenommen wird. Die Kraftaufnahme des LCA bei Präparat 4 nimmt dann über die nächsten zwei Messpunkte von 20°-25° zunächst um 0,64 bzw. 9,22 % ab, bevor sie bei 30° wieder um 1,22 % auf 18,48 N ansteigt. Die maximale Kraftaufnahme des gesamten Flexionswegs bei simulierten 100 N Belastung zeigt sich beim o.a. Präparat bei einem Winkel von 35° mit einer Spitzenkraftaufnahme von 21,65 N, was somit 21,65% des getesteten Körpergewichts entspricht. Dieser Wert sinkt dann bei zunehmender Beugung auf ein Minimum von 4,26 % bei 75° ab.



**Abbildung 3-2:** LCA Kraft Präp. 4 bei “BW only“ 100 N Belastung

Die Abbildung 3-2 verdeutlicht diese Ergebnisse grafisch in einem Flexions-Kraft Linien Diagramm.

Betrachtet man die Durchschnittswerte aller neun Knie bei reiner Körpergewichtsbelastung von 100 N, so stellen sich diese wie folgt dar: Bei Extension von 15° streuen die Werte um einen Mittelwert von 27,2 N. Dieser Wert steigt dann im nächsten Flexionsintervall um ca. 5 N auf ein erstes Maximum (32,57 N) an um dann anschließend wieder leicht abzufallen. Die mediane maximale Kraftaufnahme zeigt im Flexionsverlauf zwei Spitzen welche bei den Winkeln 20 und 40 Grad liegen. Nach dem Erreichen des zweiten Maximums von 32,56 N fällt die mediane Kraftaufnahme aller Präparate unter der “BW only“ Belastung von 100 N stetig entsprechend des zunehmenden Flexionsverlaufs ab. Diese Abnahme gipfelt in einem Minimum von 9,64 % der simulierten Körper-

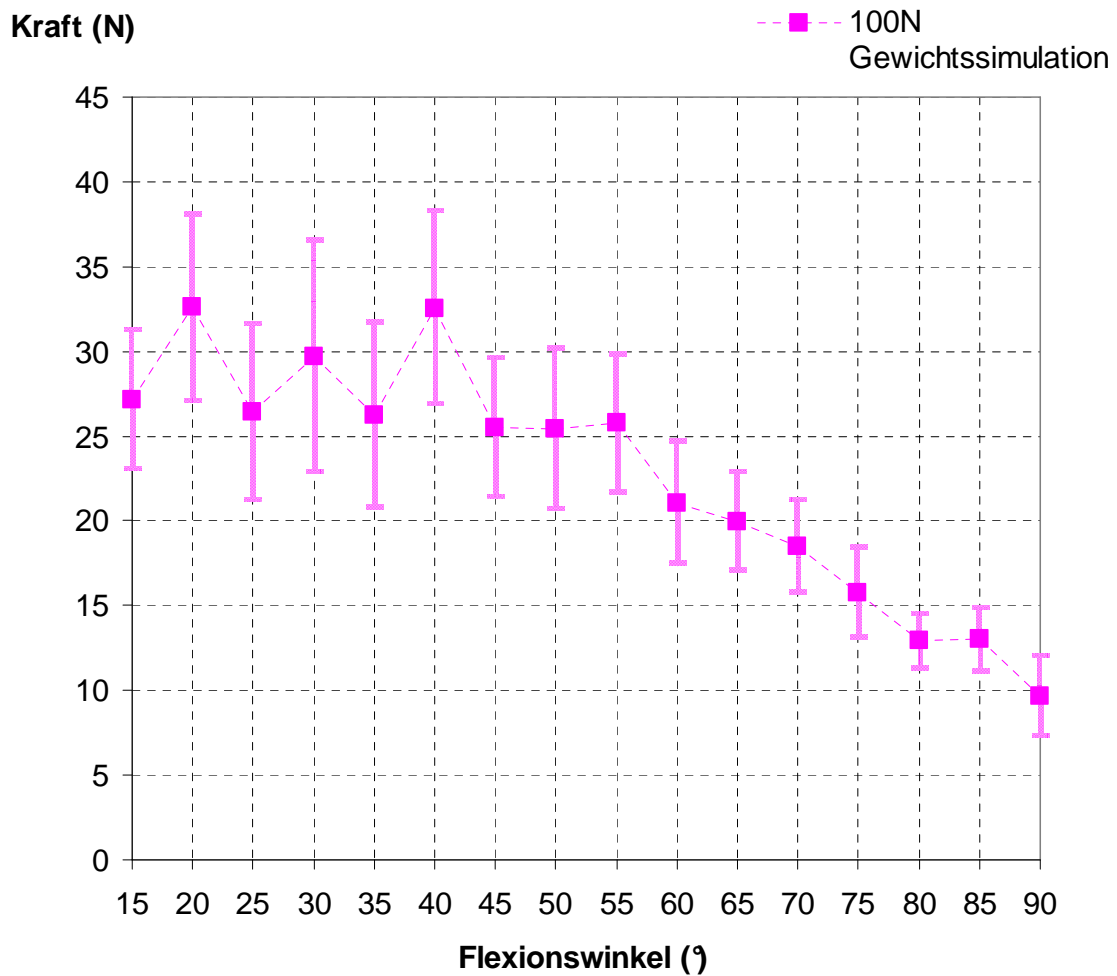
gewichtbelastung bei voller Beugung von 90°. Was die Standardabweichung betrifft, so lässt sich feststellen, dass diese bei 30 Grad Flexion mit 41,01 N am größten erscheint, wohingegen dieser Wert bis auf 9,63 N bei 80° Flexion minimiert wird.

**Tabelle 3-2:** Durchschnittliche LCA Kraft mit SD und StdErr bei “BW only“ mit 100 N, n=9

Winkel (°)	Durchschnittliche Kraftaufnahme (N)	Standardabweichung (N)	Standardfehler (N)
15	27,16	24,75	8,25
20	32,57	33,12	11,04
25	26,46	31,29	10,40
30	29,67	41,01	13,67
35	26,26	32,88	10,96
40	32,56	34,02	11,34
45	25,52	24,45	8,15
50	25,41	28,29	9,43
55	25,77	24,30	8,10
60	21,06	21,48	7,16
65	19,96	17,28	5,76
70	18,48	16,23	5,41
75	15,76	15,81	5,27
80	12,92	9,63	3,21
85	12,98	11,28	3,76
90	9,64	14,10	4,70

Der Standardfehler nimmt für die getesteten Knie bei den dargebotenen Flexionsintervallen Werte zwischen 3,21 N (bei 80° Flexion) und 13,67 N (bei 30° Flexion) an.

Die oben erläuterten Ergebnisse der Durchschnittswerte aller Knie sind mitsamt der grafischen Illustration eines Standardfehlers in Abbildung 3-3 dargestellt. Die Länge eines jeden Fehlerbalkens repräsentiert dabei genau einen Standardfehler.



**Abbildung 3-3:** Durchschnittliche LCA Kraft bei "BW only" mit 100 N

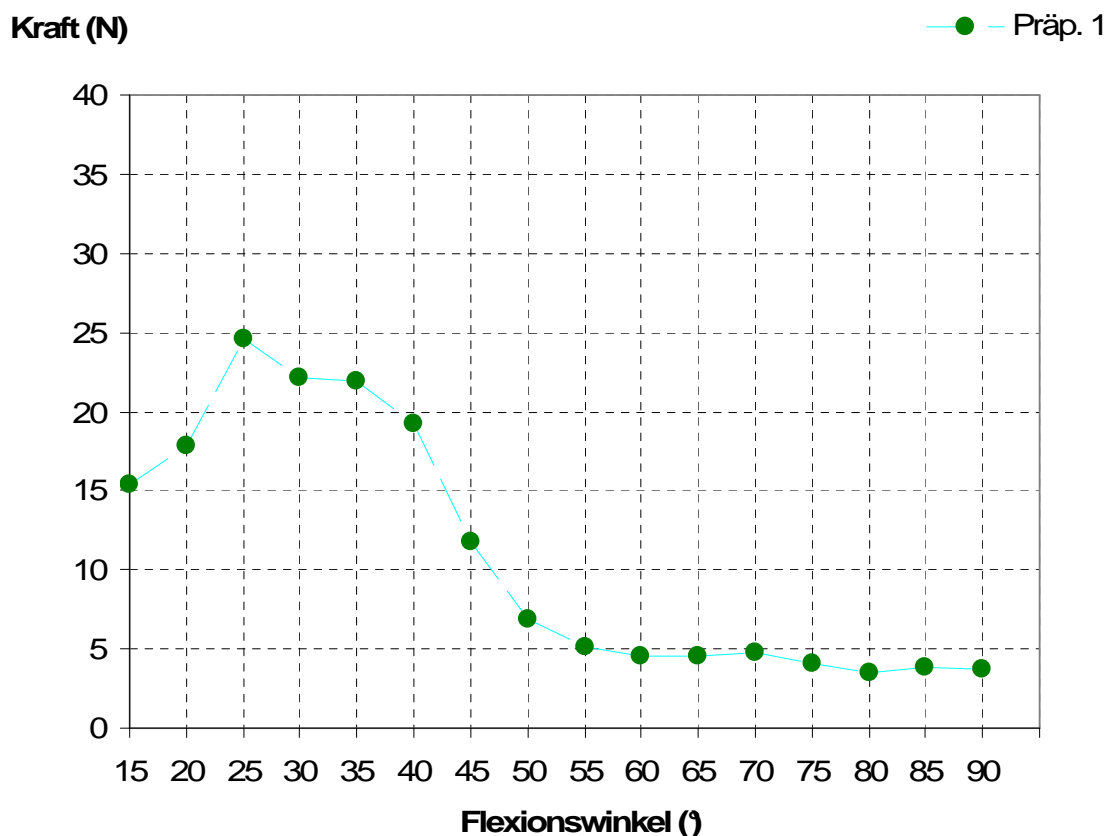
### 3.3 Kraftaufnahme bei Belastung von 5 Nm interner Rotation

Veranschaulichend für die Ergebnisse der Messungen bei einer simulierten Körpergewichtsbelastung von 100 N und einem zusätzlich angebrachten internen Drehmoment in Höhe von 5 Nm werden hier zu Beginn die Resultate vom ersten Präparat der Versuchreihe dargestellt.

**Tabelle 3-3:** Kraftaufnahme Präp. 1 bei "ITT" mit 5 Nm internem Drehmoment Belastung

Winkel (°)	LCA Kraftaufnahme (N)	Prozentuale Änderung
15	15,37	
20	17,80	15,81
25	24,63	38,41
30	22,16	-10,05
35	21,90	-1,18
40	19,22	-12,22
45	11,83	-38,44
50	6,92	-41,49
55	5,19	-25,07
60	4,53	-12,64
65	4,51	-0,51
70	4,80	6,39
75	4,05	-15,51
80	3,55	-12,49
85	3,88	9,37
90	3,75	-3,38

Zu Beginn der Messung zeigt sich hier in 15° Flexionsstellung eine sehr geringe vordere Kreuzbandbelastung mit einem Ausmaß von ca. 15 N. Nach 2 weiteren Flexionsintervallen steigt die Belastung um ca. 60% des Ausgangswertes auf ein totales Maximum von ungefähr 25 N an. Im weiteren Beugungsverlauf findet sich bis auf 2 Ausnahmen (von 65° zu 70° und von 80° zu 85°) eine stetige Verminderung der vorderen Kreuzbandbelastung. Minimal wird die Kraftaufnahme an der Endposition der Messung bei einem Flexionswinkel von 90°. Hier nimmt das Kreuzband unter zusätzlicher interner Rotationsbelastung nur 3,75 % des simulierten Körpergewichts von 100 N auf.



**Abbildung 3-4:** LCA Kraft Präp. 1 bei "ITT" mit 5 Nm internem Drehmoment

Die Kraftspitze bei 25° und der progressive Abfall der Belastung ab 40° Flexion für das Präparat Nummer eins sind in Abbildung 3-4 grafisch hervorgehoben.

Bei näherer Betrachtung der Durchschnittswerte aller Knie unter interner Rotationsbelastung lässt sich zunächst feststellen, dass, nach einem Anfangswert von ca. 23 N ähnlich wie bei den Ergebnissen des bereits ausgeführten Präparates 1, das Maximum der Belastung bei einem Winkel von 25° anzutreffen ist. Im Durchschnitt wirken hier Kräfte von ca. 35 % des Körpergewichts auf das LCA. Diese Kräfte reduzieren sich sukzessive mit abnehmender Streckung mit einer Rate von ca. 2-4 N/ 5° Flexionsintervall auf ein Minimum von 4,38 N bei voller Beugung. Was die jeweilige Standardabweichung angeht, so gilt es zu erwähnen, dass diese in jedem der 16 gemessenen Flexionsintervalle von 15°-90° unter dem jeweiligen Messwert liegt und so im Durchschnitt Werte zwischen 0,99 N (90 ° Flexion) und 23,01 N (40° Flexion) annimmt. Es fällt zudem auf,

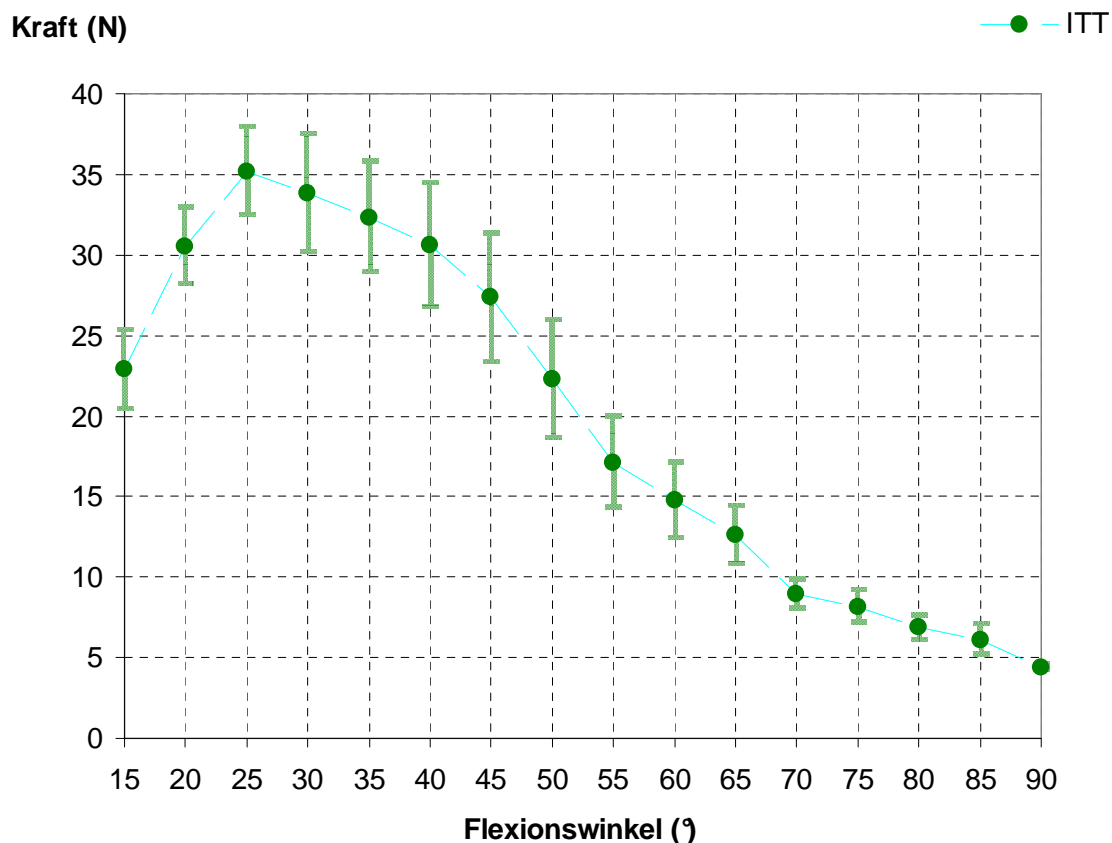
dass die Standardabweichung im Bereich der maximalen Kraftaufnahme die größten Werte annimmt.

**Tabelle 3-4:** Durchschnittliche LCA Kraft mit SD und StdErr bei ITT 5 Nm internem Drehmoment, n=9

Winkel (°)	Durchschnittliche Kraftaufnahme (N)	Standardabweichung (N)	Standardfehler (N)
15	22,86	14,76	4,92
20	30,55	14,31	4,77
25	35,19	16,44	5,48
30	33,84	21,87	7,29
35	32,33	20,76	6,92
40	30,61	23,01	7,67
45	27,34	23,67	7,89
50	22,29	22,20	7,40
55	17,12	17,04	5,68
60	14,79	10,95	4,69
65	12,62	10,95	3,65
70	8,93	5,37	1,79
75	8,18	6,39	2,13
80	6,89	4,59	1,53
85	6,11	5,58	1,86
90	4,38	0,99	0,33

Wie aus Tabelle 3-4 und Abbildung 3-5 ersichtlich bewegen sich die Werte des Standardfehlers zwischen 0,33 N (90°) und 7,89 N (45°). Im Bereich der maximalen Kreuzbandbelastung bei interner Rotationssimulation beträgt der Standardfehler 5,48 N, was ungefähr 16 % der LCA Kraft entspricht.





**Abbildung 3-5:** Durchschnittliche LCA Kraft bei "ITT" mit 5 Nm internem Drehmoment

### 3.4 Kraftaufnahme bei Belastung von 50 N anteriorer Translation

Wie aus

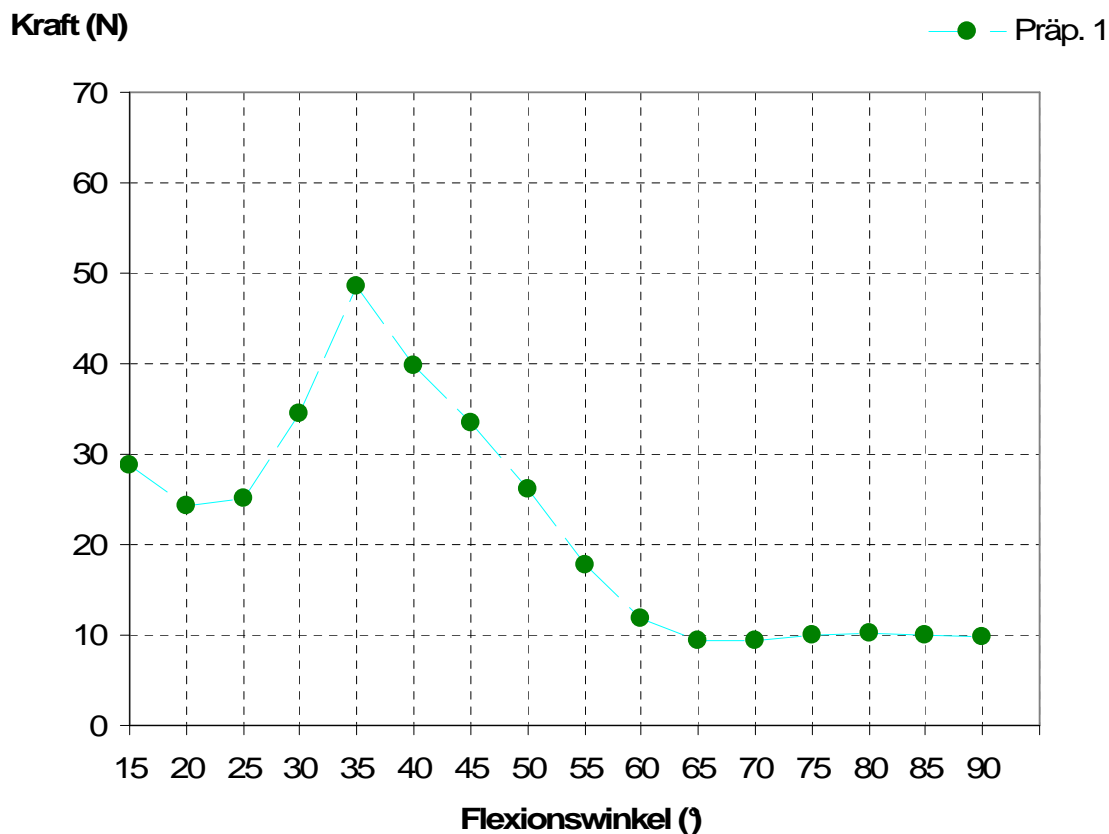
Tabelle 3-5 ersichtlich ergeben sich bei der Simulation einer vorderen Schublade mit 50 N Kraft, entsprechend für das ausgewählte Präparat 1 vergleichsweise hohe Werte für die jeweilige Kraftbelastung des LCA. Bereits in Ausgangsstellung wirken bei 15° Flexion 28,74 N auf das vordere Kreuzband ein. Es folgt dann zunächst ein leichter Abfall um ca. 15 % bis es dann zu einem deutlichen Anstieg um über 40 % bei einem Winkel von 35° kommt. Mit 48,48 N nimmt das LCA somit bei einer Körpergewichtsbelastung von 100 N und einer zusätzlich simulierten vorderen Schublade von 50 N fast die Hälfte des Körpergewichts auf.

Im weiteren Verlauf der Messung mit zunehmender Beugung minimiert sich die Kraftaufnahme des Kreuzbands konstant auf ein schlussendliches Minimum von ungefähr 9 N in voller Beugung mit 90°.

**Tabelle 3-5:** Kraftaufnahme Präp. 1 "ATF" mit 50 N anteriorer Translation Belastung

<b>Winkel (°)</b>	<b>LCA Kraftaufnahme (N)</b>	<b>Prozentuale Änderung</b>
15	28,74	
20	24,36	-15,26
25	25,19	3,42
30	34,46	36,79
35	48,48	40,70
40	39,83	-17,84
45	33,56	-15,75
50	26,11	-22,20
55	17,77	-31,93
60	11,85	-33,32
65	9,37	-20,95
70	9,46	1,00
75	9,90	4,64
80	10,15	2,54
85	10,04	-1,10
90	9,84	-2,01

Der extrem steile Anstieg der Kraftkurve von 25° 35° und der sofortige rapide Abfall derselben zeigt sich deutlich in der grafischen Auswertung des ersten Präparates in Abbildung 3-6.



**Abbildung 3-6:** LCA Kraft Präp. 1 bei "ATF" mit 50 N anteriorer Translation

Vergleicht man die Ergebnisse von Präparat 1 mit den Durchschnittswerten aller 9 im Versuchsaufbau verwendeten Kadaverknie, so zeigt sich sogar eine noch größere Belastung der vorderen Kreuzbandstruktur. In Extensionsstellung wirken hier bereits Kräfte auf das LCA ein, die knapp unterhalb der angelegten anterioren Translationskraft liegen. Diese LCA Kräfte steigern sich dann analog zur bereits ausgeführten Entwicklung bei Präparat 1 um weitere 8,19 N auf einen absoluten Höchstwert von 53,65 N. Dieses Maximum wird wiederum bei einer Beugung nahe der Streckung bei 35° erreicht. Bis zu einem Beugewinkel von 55° bleibt die Kraftaufnahme des LCA stets über 30 N; daran anschließend folgt eine stetige Kraftminimierung auf ein Extrem von 4,38 N bei einem Winkelintervall von 90°.

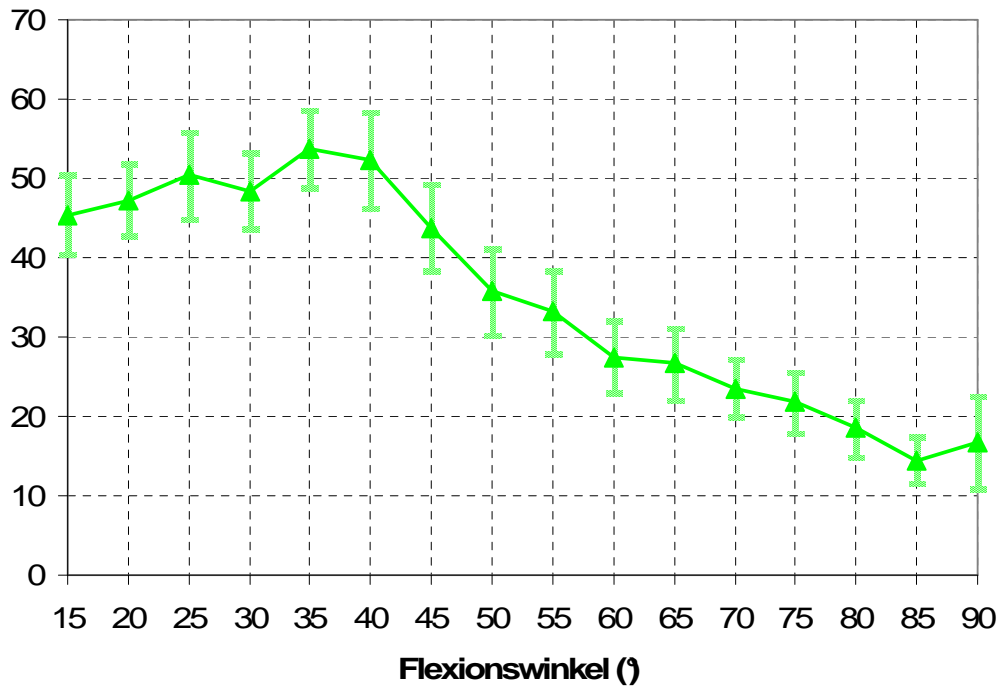
**Tabelle 3-6:** Durchschnittliche LCA Kraft mit SD und StdErr bei ATF mit 50 N anteriorer Translation, n=9

Winkel (°)	Durchschnittliche Kraftaufnahme (N)	Standardabweichung (N)	Standardfehler (N)
15	45,46	29,70	9,90
20	47,29	27,66	9,22
25	50,35	33,00	11,00
30	48,48	28,74	9,58
35	53,65	29,37	9,79
40	52,43	36,30	12,10
45	43,79	32,58	10,86
50	35,76	32,88	10,96
55	33,19	31,38	10,46
60	27,55	27,54	9,18
65	26,65	27,15	9,05
70	23,53	21,48	7,16
75	21,78	22,86	7,62
80	18,50	22,08	7,36
85	14,51	17,10	5,70
90	16,66	35,01	11,67

Die Ergebnisse der Standardabweichung liegen bei den kompletten Messungen mit 50 N anteriorer Translation bei den Winkeln von 15°-60° stets unterhalb der durchschnittlichen Messgrößen. Veranschaulicht ist dies in Tabelle 3-6, welche Standardabweichungen von 17,10 N (85°) bis 36,30 N (40°) zeigt. Die höchste Standardabweichung bei 40° korreliert dabei nicht mit dem Maximum der Kraftaufnahme, welcher sich wie bereits oben angeführt bei 35 ° befindet.

Kraft (N)

—▲ ATF

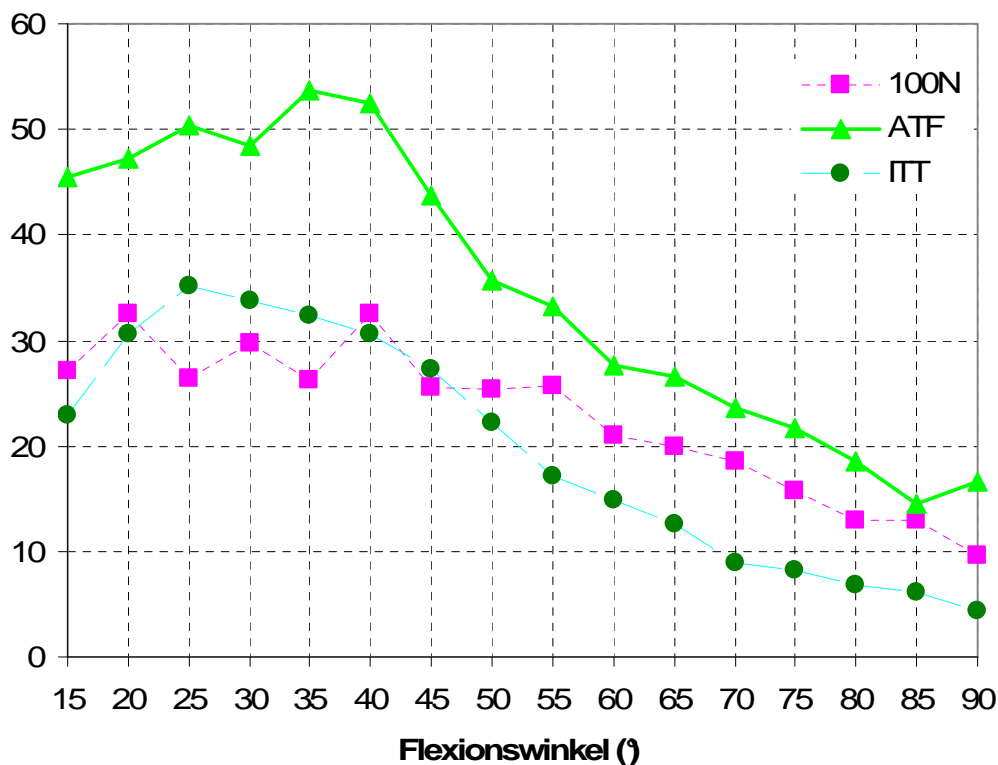


**Abbildung 3-7:** Durchschnittliche LCA Kraft bei "ATF" mit 50 N anteriorer Translation

Der Standardfehler welcher in Abbildung 3-7 durch die Länge des Fehlerbalkens erkennbar wird, bewegt sich in einem Intervall zwischen 5,70 N bei nahezu voller Beugung und 12,10 N bei 40° Flexion.

### 3.5 Zusammenhang zwischen Kraftaufnahme und Flexionswinkel

Kraft (N)



**Abbildung 3-8:** Durchschnittliche Kraftaufnahme der Belastungsarten “BW only 100 N“, “ATF“ und “ITT“

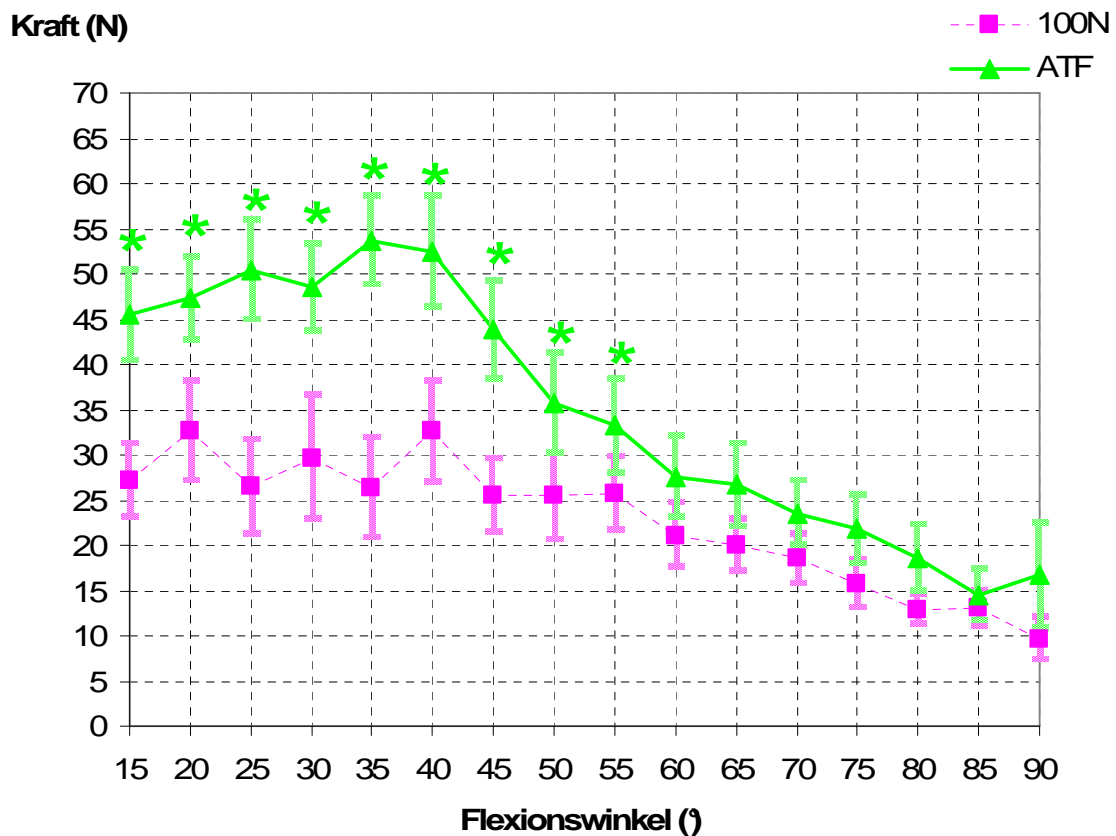
Wie aus Abbildung 3-8 sowie den vorangegangenen Ergebnissen ersichtlich, konnte die erste Nullhypothese  $H_0$  (1), welche die Annahme beinhaltet, dass sich kein signifikanter Unterschied der Kraftaufnahme des LCA bei verschiedenen Flexionswinkeln zeigen wird, verworfen werden. Die Ergebnisse zeigen eindeutig eine Beeinflussung der Kraftwerte durch den jeweiligen Flexionswinkel. Bei keinem der getesteten Kniepräparate sowie auch bei näherer Betrachtung der Durchschnittswerte für jede Belastungsart waren die Kraftwerte des vorderen Kreuzbands für zwei unterschiedliche Flexionswinkel identisch. Für die Durchschnittswerte aller neun Kadaverknie zeigt sich, dass der jeweilige Flexionswinkel signifikant die LCA- Kraftaufnahme beeinflusst. Dabei ergab sich bei der statistischen Auswertung dieser Abhängigkeit ein p- Wert von  $< 0,001$ , was bei einem festgelegte Signifikanzniveau von 0,05 deutlich für die signifikante Beeinflussung der Kraftentwicklung durch den jeweils getesteten Flexions-

winkel spricht. Für den Kraftverlauf der drei Belastungsarten zeigt sich zunächst ein Anstieg der Werte im ersten Drittel der Flexion auf ein Maximum von  $33 \pm 11$  N (Durchschnitt  $\pm$  Standardfehler),  $35 \pm 5$  N und  $54 \pm 10$  N wenn man einzeln die untersuchten Belastungsarten "BW only", "ITT" und "ATF" vergleicht. Bei jeder Belastungsart resultierte aus einer weiteren Zunahme der Flexion nach Belastungsmaximum fast durchgängig eine kontinuierliche Abnahme der LCA Kraft. Einzige Ausnahmen sind hierbei in der "BW only" Kurve zwischen  $50$  und  $55^\circ$  (1,4 % Kraftzunahme) und  $80$ -  $85^\circ$  (0,46 % Kraftzunahme), sowie bei "ATF" im letzten Flexionsintervall von  $85$ -  $90^\circ$  (12,9 % Kraftzunahme) zu erkennen.

### **3.6 Zusammenhang zwischen Kraftaufnahme und Belastungsart**

Bezüglich der Nullhypothese  $H_0$  (2), welche den Zusammenhang zwischen jeweiliger Belastungsart und Kraftaufnahme verneint, muss klar festgestellt werden, dass auch diese These zu verwerfen ist. Die zusätzliche tibiale Belastung von 5 Nm internem Drehmoment und 50 N anteriorer Translationskraft sorgte gemeinsam betrachtet für eine signifikante Änderung der LCA in situ Kraft ( $p < 0,003$ ). Jedoch gilt es zu erwähnen, dass die Verlaufsmuster der LCA in situ Kraft nicht von der tibialen Belastungsform beeinflusst wurde, d.h., die Profile der LCA Kraft bei den verschiedenen Belastungsformen verliefen parallel: es fand sich kein signifikanter Interaktionseffekt zwischen Flexionswinkel und tibialer Belastungsform, was aus einem p- Wert von 0,09 hervorgeht.

Die Ergebnisse der LCA Kraft in Abhängigkeit der Knieflexion für die Belastungsarten "BW only" und "ATF" werden in Abbildung 3-9 grafisch illustriert. Vergleicht man die "BW only" Belastungsergebnisse mit denen der "ATF", so sorgt die Addition von 50 N anteriorer Translationskraft für eine signifikante Erhöhung der LCA Kraft bei Flexionswinkeln zwischen  $15$  und  $55^\circ$  ( $p < 0,04$ ); nach  $55^\circ$  Flexion ist dieser Effekt nicht mehr signifikant ( $p > 0,05$ ).

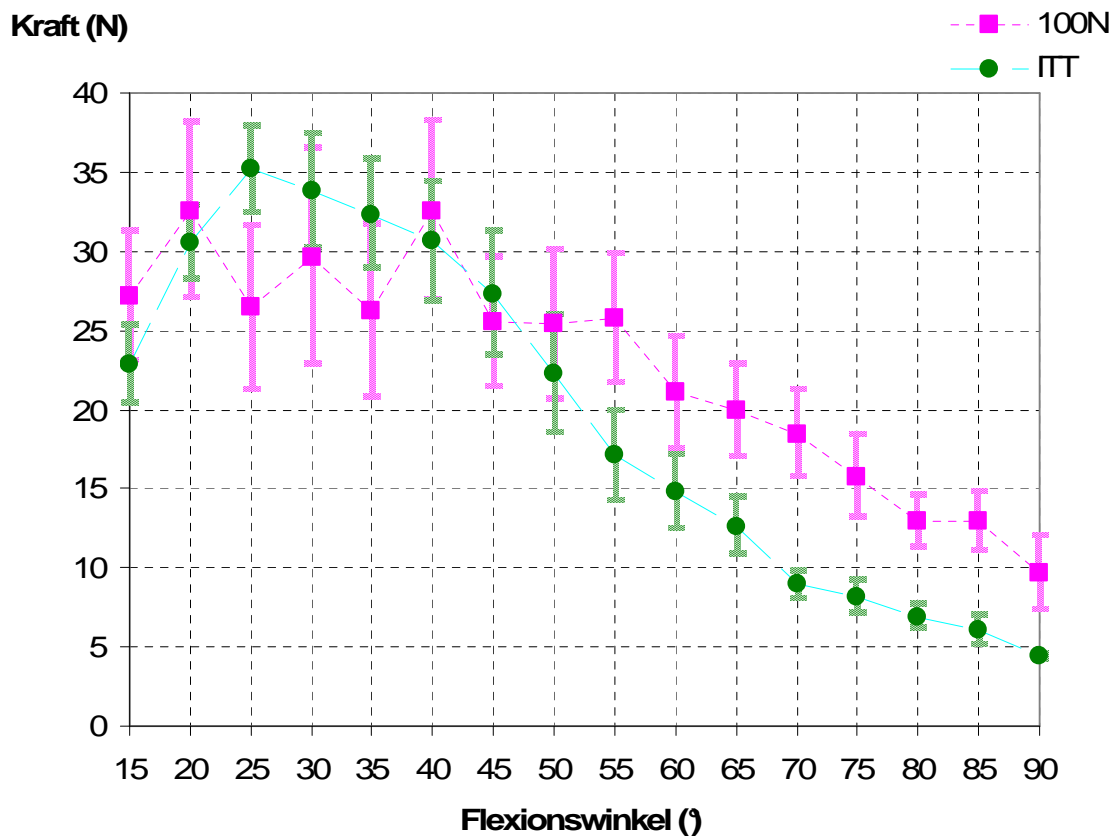


**Abbildung 3-9:** Kraftaufnahme des LCA bei "BW only 100 N" und "ATF" .

Die Werte repräsentieren den Durchschnitt von 9 Präparaten und die Länge der Fehlerbalken einen Standardfehler. Das \* indiziert eine signifikante Differenz.

Es konnte jedoch kein signifikanter Unterschied der LCA Kraft zwischen den Versuchen mit 100 N simulierten Körpergewicht und der zusätzlichen Addition von 5 Nm internem Drehmoment gezeigt werden. Für alle 16 Flexionsintervalle ergab sich hierbei ein p-Wert von  $> 0,05$ . Abbildung 3-10 zeigt diesen Umstand mit keinen signifikanten Unterschieden der Kurvenverläufe im gesamten getesteten Flexionsbereich.





**Abbildung 3-10:** Kraftaufnahme des LCA bei "BW only 100 N" und "ITT" .

Die Werte repräsentieren den Durchschnitt von 9 Präparaten und die Länge der Fehlerbalken einen Standardfehler.

Zudem muss man feststellen, dass die resultierende Kraft im LCA, welche durch die zusätzliche Belastung von 50 N anteriorer Translation erzeugt wurde für alle Flexionsintervalle signifikant über derjenigen lag, welche durch die zusätzliche Anbringung von 5 Nm internem Drehmoment generiert wurde ( $p < 0,05$ ).

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion von Material und Methoden

#### 4.1.1 Verwendete Präparate

Die in der heutigen Zeit angewandten Methoden im Bereich der biomechanischen Forschung werden zunehmend umfangreicher und komplexer; ein Umstand, der zum Teil erklärt, warum viele Studien speziell im Sektor der Kniegelenksthematik auf frisch gefrorene Leichenpräparate als Versuchsmaterial zurückgreifen. Dabei ist das Einfrieren der Präparate post mortem, sowie das spätere Auftauen zur Präparation und anschließender Versuchsdurchführung eine gängige Vorgehensweise, die zahlreiche Autoren [60, 87-90, 92, 93, 105, 109, 181-186] in der Vergangenheit angewandt haben und wohl auch aufgrund der einfachen Handhabbarkeit auch in Zukunft anwenden werden. Der Effekt des Einfrierens auf die biomechanischen Eigenschaften des LCA wurde unter anderem von Jackson et al. [73] in einem in vivo Versuch an Ziegen untersucht, wobei hier durch einen chirurgischen Zugang mithilfe einer Kryosonde das LCA fünfmalig auf  $-40^{\circ}$  Celsius abgekühlt und anschließend wieder erwärmt wurde. Nach 26 Wochen zeigten sich im Vergleich zum kontralateralen LCA keine signifikanten Unterschiede in der relativen ap.- Translation, der maximalen Zerreißungskraft, der ultimativen Spannung und Dehnung, der linearen Steifheit sowie im Elastizitätskoeffizient. Versuche an vorderen Kreuzbändern von Rhesusaffen zeigten zudem beim Vergleich von gefrorenen Präparaten und umgehend nach dem Tod getesteten Kniegelenken keine signifikanten Unterschiede, was die mechanischen Eigenschaften oder den Breitendurchmesser des LCA betraf [124]. Betrachtet man das durchschnittliche Alter der in der hier vorliegenden Arbeit verwendeten Präparate so gilt es zu erwähnen, dass Kreuzbänder von älteren Spendern geringere ultimative Belastungswerte aufweisen [182]. Für den vorliegenden Versuchsaufbau, dürfte diese Tatsache jedoch zu vernachlässigen sein, da die absorbierten Kräfte des LCA weit unter dem ultimativen Belastungswert selbst von älteren Kreuzbändern lagen. Auch was den Geschlechtsunterschied in der biomechanischen Eigenschaft der isolierten LCA Struktur betrifft, sind in der Literatur keine spezifischen, für die biomechanische

Kraftbelastungsmessung relevanten, Unterschiede zu finden. Unbestreitbar bleibt jedoch die Tatsache, dass das Risiko für weibliche Athleten eine komplette Ruptur des vorderen Kreuzbands zu erleiden, erhöht ist. Die extrinsischen und intrinsischen Gründe hierfür wurden bereits in der Einleitung erläutert. Da die extrinsischen Faktoren im vorliegenden Versuchsaufbau jedoch durch identische Achseinstellung und Muskelbelastung stringent kontrolliert wurden und sich zudem bei der gesamten Testung keine spontane LCA Ruptur ereignete, dürfte das erhöhte weibliche Rupturrisiko für die Relevanz der Ergebnisse als unwesentlich zu deklarieren sein.

### **4.1.2 Angewandte Methode**

#### **4.1.2.1 Vorgehen bei Fixierung der Präparate**

Was das Vorgehen der Präparation und der anschließenden Fixierung betrifft, so finden sich durchweg Gemeinsamkeiten mit anderen Studien, welche sich die Vorteile der biomechanischen Testung von Kniegelenken mit Hilfe von Kinematoren oder kombinierten Roboter/ UFS Messungssystemen zu Nutze machen. Zahlreiche Autoren fixieren femorale und tibiale Komponenten mit Knochenzement auf Epoxid- [77, 78, 89, 183, 185] oder Polymethylmethacrylat- [37, 99-101, 190] Basis. Zudem scheint sich der Einsatz von Aluminiumadapterzylinder zur Einbettung des jeweiligen Präparats und dessen Konnektivierung an Kinemator oder UFS bzw. Roboter als Goldstandard in den letzten Jahren etabliert zu haben [37, 77, 78, 89, 92, 99-101, 152, 183, 185, 186, 190]. Um jegliche Bewegung der Fibula zu unterbinden und die Integrität des LCF während der Versuche zu gewährleisten, wurde in der vorliegenden Arbeit die Fibula mittels doppelter Verschraubung an der proximalen Tibia fixiert; ein Vorgehen, das in identischer Ausführung auch in anderen Studien [37, 89, 152, 190] zur Durchführung von Kreuzbandbelastungsmessungen in Roboter/ UFS Systemen getroffen wird.

#### **4.1.2.2 Kniekinemator**

Im Gegensatz zu allen bisher veröffentlichten Studien wird bei der nun hier vorgestellten Methode die Versuchsdurchführung so gewählt, dass die Möglichkei-

ten und Vorteile der Messungen eines Kniekinemators mit denen eines Roboter/ UFS Messungssystems kombiniert werden. Dabei müssen die Bewegungsdaten, die aus den Kinematormessungen gewonnen werden konnten, als Basis für die weiteren Messungen im Roboter/ UFS Messungssystem angesehen werden. Was die Technik und Ausführung von Kinematoren betrifft, so muss man feststellen, dass in der Literatur durchaus diverse Apparaturen [191] beschrieben werden, die in der Lage sind, dynamische Kniebewegungen mit durch Muskelkraft initiierten Körpergewichtsbelastungen zu simulieren. Die meisten der bisher in der biomechanischen Forschung der Kniegelenksbewegung verwendeten Kinematoren und deren Weiterentwicklung leiten sich von den Grundmodellen des sog. Oxford- Rig [191] oder dem John Hopkins Knee Simulator [98] ab. Diese und ähnliche Modelle [25, 31, 43, 44, 115, 131, 133, 143], die eine "geschlossene Kette"- Situation im dynamischen Zusammenhang mit Muskelkraft und entsprechenden Körpergewichtskräften zu simulieren versuchen, verwenden zur Kraftübertragung der vier Muskeln des M. quadriceps nur eine gemeinsame Zugeinheit an der Quadricepssehne. Nähere Ausführungen zur Verwendung der Quadricepssehne werden überwiegend nicht im Detail beschrieben, es ist jedoch aufgrund ihrem nahezu senkrechten Einstrahlen am oberer Patellapol und ihrem anatomischen Verlauf anzunehmen, dass größtenteils die sehnenhaltigen Anteile des M. vastus intermedius und M. rectus femoris als Quadricepssehne für die Versuche herangezogen werden. Im Gegensatz hierzu versucht die vorliegende Arbeit, die Kraftübertragung des M. quadriceps nicht durch eine einzelne, sondern durch drei getrennte Sehnenansätze an der Patella zu realisieren. Zusätzlich zur kombinierten Einspannung des M. rectus femoris und M. vastus intermedius in eine Sehnenklammer erfolgte die Anbringung zweier weiterer Muskelzüge an den distalen Sehnenanteilen des M. vastus medialis und M. vastus lateralis. Dabei ist der Autor der hier vorgelegten Arbeit der Meinung, dass die anatomischen Gegebenheiten in Form der unterschiedlichen Einstrahlungsrichtungen der einzelnen Muskelkomponenten des M. quadriceps in die gemeinsame Sehne am oberen Patellapol dieses Vorgehen durchaus rechtfertigen. Kernspintomographische Studien [128] belegen zum einen unterschiedliche Einstrahlungswinkel der Komponenten des M.

quadriceps an der Patella und auf der anderen Seite, die Tatsache, dass die gemeinsame Sehne des M. quadriceps aus unterschiedlichen Schichten besteht, welche sich eindeutig den jeweiligen Muskeln zuordnen lassen [164]. In Anbetracht der Tatsache, dass sich die Anzahl der Schichten interindividuell unterscheiden kann, ist es jedoch äußerst selten, dass die Sehnenanteile der vier Muskeln zu einer Sehnenplatte konvergieren und gemeinsam an der Patella ansetzen [164]. Diese Tatsache konnte in der Präparation der Versuchssubjekte für die Einspannung der einzelnen Muskeln bestätigt werden. Aufgrund des Faserverlaufes der Sehnen und der Verfolgung des jeweiligen Muskels von proximal nach distal zum Ansatz an der Patella war eine eindeutige Zuordnung der jeweiligen Sehnenanteile im zentralen (M. rectus femoris und M. vastus intermedius), lateralen (M. vastus lateralis) und medialen (M. vastus medialis) Bereich fast immer augenscheinlich gegeben. Andere Studien, die unterschiedliche EMG- Aktivitäten [42, 49, 135, 161, 192], Kraftverteilungen [42, 193] und Morphologien [45] der einzelnen Teile des M. quadriceps, sowie deren unterschiedliche Auswirkungen auf die Kniebewegung erläutern, sind ein Beleg dafür, dass die hier beschriebenen Vorgehensweise mit dem Ziel gewählt wurde, eine möglichst naturgetreue in vivo Situation bei der Knieflexionsbewegung zu simulieren.

### **4.1.2.3 Auswahl der simulierten Kräfte**

Im Kontext dieses Ziels stellt sich zudem die Frage, wie die Aussagekraft der hier simulierten einbeinigen Körpergewichtsbelastungen von 100 N im Vergleich zu in vivo auftretenden Belastungen zu bewerten ist. Ausgehend von dem Durchschnittsgewicht der kompletten Leichen von ungefähr 70 kg, entspricht diese Simulation mit 100 N Gewichtskraft etwa 29 % des Körpergewichts. Vergleicht man diese Zahlen mit anderen Studien, so trifft man bei näherer Betrachtung der bisherigen Versuchsanordnungen, die in der Lage waren die Kinematik und Kinetik des Kniegelenks unter physiologischen Muskelbelastungen und realistischen Bodenreaktionskräften zu quantifizieren, auf ähnliche Werte der Körpergewichtssimulation. Diese bewegen sich je nach Versuchsaufbau zwischen 30 % Körpergewicht [98], 100 N [25, 44]- 120 N [43] vertikaler Belas-

tung und 40- 50 Nm [31, 131, 133] angelegten Knieflexionsmoment, was bei einem projizierten Hebelarm des Femurs von ca. 0,5 m einer Belastung von 80-100 N entspricht. Man muss jedoch beachten, dass ein größeres Körpergewicht zu einer erhöhten Kontaktkraft zwischen Femur und Tibia führt, was wiederum die Stabilität des Kniegelenks erhöht und die Rolle des LCA bei der Herstellung der Kniestabilität verringern würde. Deshalb ist der Autor der Überzeugung, dass die Auswahl eines Teils des vollen Körpergewichts wohl die Schlussfolgerungen dieser Studie nicht beeinflussen wird. Zudem haben andere Versuche [117] in dem hier vorgestellten Kniekinemator, die den Einfluss der Höhe des simulierten Körpergewichts auf die Kinematik des Kniegelenks im Detail beschreiben, bereits gezeigt, dass sich die Form der Bewegungsprofile bei unterschiedlichen Körpergewichtsbelastungen nicht ändert. Somit kann man folglich davon ausgehen, dass qualitative klinische Erkenntnisse auch aus Messungen gewonnen werden können, die nur ein Teil des Körpergewichts simulieren, wobei dieser Teil jedoch sinnvoll gewählt werden muss. Müller et al. [117] stellen zudem die Vermutung an, dass eine weitere Erhöhung der Muskelkräfte nicht zwingend zu besseren klinischen Ergebnissen und Untersuchungen führen muss. Man muss bedenken, dass die Durchführung von Kadaver Studien nicht zwangsweise beinhaltet, jedes Präparat bis zu seinem Limit zu belasten. Da unter Umständen das Risiko einer Zerstörung des Präparats nicht zu unterschätzen ist, ist es durchaus schwierig Muskelkräfte auf physiologischem Niveau zu simulieren. Deswegen erscheint es sinnvoller, geringere Belastungen zu simulieren und das jeweilige Präparat so vor Zerstörung zu schützen, um somit die Möglichkeiten multipler Manipulation am gleichen Präparat voll auszunutzen zu können [117].

Weiterhin zu diskutieren bleibt bei dem hier durchgeführten Versuchsprotokoll die Tatsache, dass eine Simulation der ischiocruralen Muskulatur in Form einer konstanten Zugbelastung von je 10 N des M. biceps femoris und des M. semimembranosus durchgeführt wurde. Dieser Wert mag im Vergleich mit dem simulierten Körpergewicht und denen um ein Vielfaches höheren Kräften der Muskeln an der Oberschenkelvorderseite zunächst als verhältnismäßig gering erscheinen. Jedoch muss man beachten, dass sich bei dem hier beschriebe-

nen Vorgehen der Simulation einer Knieflexion unter Körpergewichtsbelastung diverse Besonderheiten ergeben. Um eine möglichst reale Situation zu simulieren wurde bewusst die Fußgelenks- Reaktionskraft als zu erreichende Zielvorgabe von 100 N gewählt und die Knieflexion regelungstechnisch so eingestellt, dass die Muskelzüge des M. quadriceps einen entsprechende Gegenkraft aufbringen und eben jene 100 N Körpergewicht zu erreichen. Das System besteht somit aus einer determinierten Größe in Form der Fußgelenks- Reaktionskraft und einer Variablen bestehend aus den Muskelkräften des M. quadriceps, die sich im Verlauf der simulierten Flexion entsprechend der Zielvorgabe jener Fußgelenks- Reaktionskraft anpassen, um die Konstanz derselben zu gewährleisten. Würde man die Muskelzüge der ischiocruralen Muskulatur als nicht konstant wählen, sondern als zweite Variable in das System mit einbeziehen, würde damit ein indeterminantes System [96] resultieren, welches rein regelungstechnisch schwer zu kontrollieren wäre. Nach dem Prinzip der Ko- Kontraktion [72, 89, 96, 98, 120, 129, 187] sind in einer "geschlossenen Kette"- Situation, wie sie in der vorliegenden Arbeit beschrieben wird, neben den Muskeln der Oberschenkelvorderseite auch die der Rückseite aktiv, um eine Gegenkraft zum Körpergewicht zu bilden und somit eine kontrollierte Flexion zu ermöglichen. Nach dieser Hypothese stellen die ischiocruralen Muskeln einen Gegenkraft dar, indem sie eine posteriore tibiale Kraft entwickeln, die der anterioren tibialen Kraft des M. quadriceps entgegenwirkt und somit eine stabilisierende Wirkung auf das Kniegelenk hat. Neuere Studien [46, 72], die die Hypothese der Ko- Kontraktion in der Flexionsphase bei einer Kniebeuge mittels EMG in vivo näher untersuchen, zeigen jedoch minimale Aktivität der ischiocruralen Muskeln ( 4-12 % der maximalen willentliche auslösbaeren isometrischen Kontraktion) im Vergleich zur Aktivität des M. vastus medialis (22- 68 % maximalen willentliche auslösbaeren isometrischen Kontraktion) und Vastus lateralis (21- 63 % der maximalen willentliche auslösbaeren isometrischen Kontraktion). Es erweist sich somit als sinnvoll, die Hauptkraft mit den Muskeln des M. quadriceps zu simulieren und die Kraft der ischiocruralen Muskeln vergleichsweise gering zu regeln. In vivo Versuche [14], welche die Auswirkungen von isometrischen Kontraktionen der ischiocruralen Muskulatur auf die Dehnung des LCA unter-

suchten, kamen darüber hinaus zu dem Ergebnis, dass bei Winkeln von 15, 30, 60 und 90 Grad Flexion die isometrische Kontraktion der ischiocruralen Muskeln keinen signifikanten Einfluss auf die Dehnung des vorderen Kreuzbands zu haben scheint, wenn man den Dehnungswert bei relaxiertem Zustand der Muskeln als Vergleichswert zur Signifikanzüberprüfung heranzieht. Aus der Sicht des Autors erscheint es auch wenig sinnvoll konstante Kräfte in Höhe des simulierten Körpergewichts [98] an den Muskeln der Oberschenkelrückseite anzubringen, da diese, sofern sie als konstante Kräfte [89] angebracht werden, nicht der Situation in vivo entsprechen und zudem durch das Erzeugen einer posterioren tibialen Kraft die physiologische Kniekinematik unter Umständen verfälschen können.

#### **4.1.2.4 Gewählter Bereich der Flexion**

Weiterhin zu diskutieren bleibt in der vorliegenden Arbeit der gewählte Flexionsbereich von 15- 90°. Die Wahl von 15° als Ausgangspunkt für die erfolgten Messungen lässt sich aus mehreren Überlegungen rechtfertigen. Zuerst anzuführen ist hier die Tatsache, dass einige Präparate aus anatomischen Gegebenheiten nicht ohne vermehrte Kraftaufwendung in eine volle Extensionsstellung gebracht werden konnten. Um eine homogene und identische Versuchsanordnung zu gewährleisten, fiel die Entscheidung alle Messungen bei 15° zu starten. Zudem wird durch diesen Startwert zusätzlich gewährleistet, dass es unter der Berücksichtigung der Möglichkeit der Erzeugung von großen Distraktionskräften im Kniekinemator bei Hyperextension des Kniegelenks zum Schaden und somit zur weiteren Unverwendbarkeit der Präparate kommen kann. Um diese Hyperextension zu vermeiden erschien die Wahl von 15° als Ausgangsflexionswinkel für die Messungen als sinnvoll und sicher. Was die Art des verwendeten Einspannprotokolls im Kniekinemator betrifft ergeben sich im Vergleich zu anderen Einspannprotokollen, die teilweise auf röntgentechnologisch unterstützte Rahmen [97] basieren, durchaus einige Unterschiede. Um die "0 Position" für den vertikalen Motor, welche 0° Flexion entspricht, zu bestimmen wurde das jeweilige Präparat ohne das Anlegen von etwaigen Muskelkräften bis kurz vor dem Erreichen der vollen Extension gestreckt. Danach wurde diejeni-



ge Position, bei welcher sich die Fußgelenksreaktionskraft kurz davor befand negative Werte anzuzeigen (d.h. das Knie würde unter Zugbelastung stehen) als volle Extension definiert. Somit konnte ein "kraftfreies" Einspannen gewährleistet werden, was im Hinblick auf die Steuerung über die Fußgelenksreaktionskraft als Indikator für die Simulation des entsprechenden Körpergewichtes als elementare Voraussetzung im vorliegenden Versuchsaufbau gewertet werden muss. Mit Hilfe dieses Protokolls konnte in anderen Studien [117] im selben Kinemator bereits gezeigt werden, dass wiederholtes Einspannen nur sehr geringfügige Effekte auf die kinematischen Daten zu haben scheint.

### **4.1.2.5 Externe Belastungszustände mit Kopplung des Roboter/ UFS Messungssystem am Kniekinemator**

Weiter gilt es zu erwähnen, dass die bisher gebräuchlichen Kniekinematoren [25, 31, 44, 98, 115, 131, 133] bis auf einige wenige Ausnahmen [43, 102, 143] nicht in der Lage waren, während der Simulation einer dynamischen Kniebewegung externe Belastungszustände wie etwa eine anteriore Translationskraft oder Drehmomente am Kniegelenk zu initiieren. Einzelne Versuche mit Kabelzugsystemen [43, 143] beschränken sich lediglich auf die Möglichkeit bei bestimmten statischen Flexionswinkeln eine externe Kraft anzubringen. Die Auswirkungen einer simulierten vorderen Schublade konnten somit bisher nur getrennt und einzeln für bestimmte Flexionswinkel untersucht werden, da durch manuelle Kontrolle sicher gestellt werden musste, dass die anteriore Translationskraft strikt orthogonal auf die tibiale Längsachse einwirken konnte und es durch zusätzlichen Zug nicht zur Beeinflussung der Bewegung in anderen Ebenen kommt. Es war deshalb bis jetzt nicht ausreichend möglich Aussagen über den Einfluss von anterioren Translations- oder internen Rotationskräften auf den gesamten dynamischen Flexionsablauf einer gewichtsbelasteten Simulation in Kniekinematoren zu treffen. Die vorliegende Arbeit ist ein Versuch mit einem neuen Ansatz dieses Problem gezielt anzugehen. Dabei wurde erstmals die Kopplung eines Roboter/ UFS Messungssystems an einen Kniekinemator realisiert, um vordefinierte externe Belastungszustände in Form von anteriorer Translation und isolierter interner Rotation zu simulieren. Durch die Kalibrierung

zur exakten Übereinstimmung des internen Koordinatensystems der Roboter/ UFS Messungssystem mit dem lokalen tibialen Koordinatensystem im Kniekinemator konnte sichergestellt werden, dass die Vektoren der jeweilig getesteten Belastungskraft bei Manipulation durch den Roboter konstant in der jeweiligen Ebene des lokalen tibialen Koordinatensystems gehalten werden konnten. Hierbei operierte das Roboter/ UFS Messungssystem im kraftkontrollierten Modus, der es ihm ermöglicht, in jeder Phase der Flexion die gewählte Kraftbelastung (anteriore Translationskraft bzw. internes Drehmoment) strikt in der jeweiligen Ebene und deren zugehörigen Freiheitsgrad auszuüben, ohne dabei die kraftgesteuerte dynamische Bewegung des Knies im Kinemator in anderen Freiheitsgraden maßgeblich zu beeinflussen. Was die Quantität der gewählten externen Belastung von 50 N anteriorer Translations- und 5 Nm interner Rotationskraft betrifft, wurden diese Werte gezielt gewählt, um der Situation im klinischen Alltag Rechnung zu tragen. Diese Werte entsprechen ungefähr den Belastungen, welche in den weit verbreiteten klinischen Test zur Detektion von Kreuzbandinstabilitäten (z.B. vorderer Schubladentest, Lachmann Test oder Pivot Shift Test) anzutreffen sind [93].

#### **4.1.2.6 Vorgehensweise und Verwendungsart des Roboter/ UFS Messungssystem**

Bei genauerer Betrachtung der Art der Verwendung des Roboter/ UFS Messungssystem im vorliegenden Versuchsaufbau finden sich zudem diverse Alterationen im Hinblick auf den Vergleich dieser Technik in bereits erschienen Studien. Aufgrund des methodischen Vorgehens waren diese Änderungen unabdingbar mit der bereits diskutierten Kopplung des Kniekinemators mit dem Roboter/ UFS Messungssystem verbunden. Wie aus der genaueren Erläuterung der Messungen des Roboter/ UFS Messungssystem im Abschnitt 2.5.3 hervorgeht, dienten die mit Hilfe des ZEBRIS® Ultraschall Systems gewonnen Bewegungsdaten aus dem Kinemator als Basis für die abschließende Kraftmessung im Roboter/ UFS Messungssystem. Dieses wurde somit im positionsgesteuerten Modus betrieben mit dem Ziel resultierende Kräfte und Momente zu detektieren. Die bisher in der Literatur veröffentlichten Studien [56, 57, 77, 78,

88-90, 92, 149, 152, 165, 183, 186, 189] mit Roboter/ UFS Messungssystemen bedienen sich einer anderen Vorgehensweise, die in der Art der Zielsetzung begründet liegt. Die Zielsetzung dabei war bisher die Simulation einer passiven Bewegung des Knies, bei welcher den durch Körpergewicht erzeugten Belastungen in keiner Weise Rechnung getragen wird. Nach Anbringung des Knies im Roboter/ UFS Messungssystem wird hierzu zunächst im kraftkontrollierten Modus diejenige Position beim gewählten Flexionswinkel vom Roboter angesteuert, bei welcher sich die Kräfte in den übrigen 5 Freiheitsgraden (ein Freiheitsgrad ist durch die gewählte Flexion vorgegeben) auf einen Wert von 0 reduzieren, sich also ein passives Gleichgewicht einstellt. Diese Kräfteinstellung gelingt mit Hilfe des UFS. Die ermittelte Position für welche diese Gleichgewichtsbedingung gilt, wird im Roboter gespeichert. In identischer Weise wird somit für alle gewünschten Flexionswinkel verfahren, um den so genannten "passiven Weg" der Flexions-/ Extensionsbewegung zu erlangen. Zusätzlich besteht die Möglichkeit in dieser Phase externe Kräfte wie etwa eine anteriore Translation oder eine kombinierte Rotationsbelastung mit Valgus- und Innenrotationskraft anzubringen und somit einen neuen "passiven Weg" zu generieren. Nachfolgend steuert der Roboter die zuvor gespeicherten Positionen des "passiven Wegs" gezielt an und detektiert nun im positionsgesteuerten Modus die resultierenden Kräfte und Momente. Nach der Durchtrennung des LCA wird dieser Schritt wiederholt und aus der Differenz mit Hilfe der Superpositionsmethode (siehe 2.5.3) die eigentliche Kraft des LCA errechnet. Auch ist es möglich mit dieser Vorgehensweise Muskelkräfte über zusätzlich angebrachte Zugrollen zu simulieren, wie es in den Arbeiten von Li et. al [89, 90] bereits realisiert wurde. Es findet sich jedoch in der Literatur bisher keine Veröffentlichung, die nach dieser Vorgehensweise gleichzeitig entsprechende Muskelkräfte und zusätzliche externe Manipulationen simuliert. Aus diesem Grund wurde in der nun hier vorliegenden Arbeit ein anderer Ansatz gewählt, um die Kreuzbandbelastung unter simuliertem Körpergewicht mit zusätzlicher anteriorer Translations- und interner Rotationsbelastung gezielt zu quantifizieren. Durch das Einlesen der Bewegungsdaten aus den Ergebnissen im Kinemator, die sowohl der Simulation des Körpergewichts als auch der externen Manipulation bereits Rechnung

tragen, in die Robotersteuerungsroutine, konnte mit Hilfe des positionsgesteuerten Modus im Roboter/ UFS Messungssystem die entsprechende in situ LCA Kraft ermittelt werden. Zudem wurde bei der Anbringung des Präparats im Roboter/ UFS Messungssystem gezielt das Femur als bewegter Abschnitt des Gelenks gewählt, um eine möglichst reelle Simulation einer "geschlossenen Kette" Situation zu gewährleisten. Diese Vorgehensweise unterscheidet sich von den bisher gebräuchlichen, bei welchen durchweg die Tibia am Roboterarm befestigt wurde.

Weiterhin zu diskutieren bleibt der Einfluss der Miniarthrotomie bei der Durchtrennung des LCA am Roboter/ UFS Messungssystem auf die Bewegung des Kniegelenks. Es wurde jedoch bereits in anderen Studien gezeigt, dass die alleinige Inzision der Gelenkkapsel für keine Artefakte in der Bewegung und deren Messung verantwortlich zu machen ist [108].

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **4.2.1 Diskussion des Zusammenhangs zwischen Kraftaufnahme und Flexionswinkel**

Wie durch die Verwerfung der ersten Nullhypothese in den Ergebnissen bereits gezeigt werden konnte, findet sich eine signifikante Beeinflussung des jeweiligen Flexionswinkels auf die Kraftaufnahme des LCA in allen drei simulierten Belastungszuständen. Die jeweiligen Maxima der Kraftbelastung liegen bei "BW only 100 N" und bei "ITT" konstant im ersten Drittel des Flexionsabschnitts, respektive mit 33 N bei 20° und 35 N bei 25°. Was das Maximum für die simulierte vordere Schublade unter Körpergewichtsbelastung angeht, so findet sich das Maximum ebenfalls im ersten Abschnitt der Flexion bei 35° mit 54 N Kraftaufnahme des LCA. Eine weitere Steigerung des Beugungswinkels nach dem jeweiligen Maximum resultiert bis auf 3 Ausnahmen in einer kontinuierlichen Reduktion der LCA Belastung. Die Ausnahmen sind hierbei wie bereits geschildert der Bereich 50- 55°, 80-85° bei "BW only 100 N" und 85-90° bei "ATF". Diese Ausnahmen lassen sich wohl in Anbetracht der Tatsache der geringen Anzahl der Kniepräparate auf natürliche Unregelmäßigkeiten der Messung zurückführen. Da sie bei 48 getesteten Flexionsintervallen aber nur 6,25% ausmachen,

haben diese Ausnahmen keinen Einfluss auf den Signifikanzwert der bei  $<0,001$  liegt. Es zeigt sich somit in den hier aufgeführten Ergebnissen, dass das LCA nahe der Extension maximale Kräfte aufnimmt, welche sich mit zunehmender Beugung minimieren. Die Tatsache, dass dies unabhängig von der jeweils getesteten Belastungsart zu zutreffen scheint, bestärkt die Vermutung, dass das vordere Kreuzband auch in vivo diesen Verlauf der Kraftbelastung während der Flexion zu haben scheint. Bestärkt wird diese Vermutung durch den Fakt, dass es in der Literatur heutzutage als fast unbestritten gilt, dass das LCA in niedrigen Flexionsbereichen maximal beansprucht wird. Diverse ältere und neuere Studien [53, 77, 78, 88, 89, 104, 152, 189] zeigen einen Kraftverlauf des vorderen Kreuzbands, der sein Maximum in Nähe der vollen Extension und sein Minimum bei zunehmenden Flexionswerten findet. Auch Studien, die an lebenden Personen durchgeführt wurden und somit wohl als Goldstandard zu werten sind, kommen zu ähnlichen Ergebnissen [13, 14, 18]. Die folgenden Tabellen zeigen eine Übersicht über die Winkel der maximalen Kraftaufnahme des LCA während passiven Bewegungen (Tabelle 4-1) und im dynamischen Kniemodell (Tabelle 4-2).

**Tabelle 4-1** : Winkel der maximalen Kraftaufnahme während passiver Bewegung

<b>Autoren</b>	<b>Methode</b>	<b>Winkel der maximalen Kraftaufnahme (°)</b>
Markolf et al. [104, 105, 109]	Materialtestungsmaschine mit implementierter Kraftmesszelle am tibialen Ansatzpunkt des LCA	-5 Hyperextension
Wascher et al. [177]	Materialtestungsmaschine mit implementierter Kraftmesszelle am tibialen Ansatzpunkt des LCA	0
Li et al. [88]	Roboter/ UFS Messungssystem	15
Sakane et al. [152]	Roboter/ UFS Messungssystem	15
Kanamori et al. [77, 78]	Roboter/ UFS Messungssystem	15
Woo et al. [183]	Roboter/ UFS Messungssystem	15
Gabriel et al. [59]	Roboter/ UFS Messungssystem	15
Takai et al. [165]	Materialtestungsmaschine mit Kraftmesszelle	30
Vahey et al. [171]	Fräsmaschine mit mathematischer Berechnungsformel	30
Zantop [189]	Roboter/ UFS Messungssystem	30
Xerogeanes et al. [186]	Materialtestungsmaschine mit UFS	30

**Tabelle 4-2:** Winkel der maximalen Kraftaufnahme im dynamischen Kniemodell

<b>Autoren</b>	<b>Methode</b>	<b>Winkel der maximalen Kraftaufnahme (°)</b>
Draganich et al. [40]	Leichenpräparate in Fräsmaschine mit Quecksilber- Dehnungs- Messstreifen unter 200 N Quadriceps und resultierender ischiocruralen Kraftbelastung	0-10
Pope et al. [138]	In vivo Messung bei Kniebeuge und HEST im anteromedialen Bündel des LCA	10
Beynnon et al. [18]	In vivo Messung bei aktiver Flexion und bei Kniebeuge mit DVRT im LCA	10
Beynnon et al. [13, 14]	In vivo Messung bei isometrischer Quadricepskontraktion mit HEST im LCA	15
Li et al. [89]	Roboter/ UFS Messungssystem mit 200 N Quadriceps Kraft und 80 N Kraft der ischiocruralen Muskeln	15
Arms et al. [10]	Leichenpräparate mit HEST und 400 N Quadriceps Kraft	15-30
Beynnon et al. [12]	In vivo Messung bei aktiver Flexion mit HEST im anteromedialen Bündel des LCA	20
Li et al. [90]	Roboter/ UFS Messungssystem mit 400 N Quadriceps Kraft und 200 N Kraft der ischiocruralen Muskeln	30
Dürselen et al. [41]	Kniekinemator mit $\Omega$ Dehnungsüberträgern am anteromedialen Bündel des LCA und ca. 140 N Quadriceps Kraft	30

Zudem zeigen andere Versuche von Butler et al. [24], dass das LCA den wichtigsten Widerstand zur anterioren Translation darstellt und dass dieser Widerstand bei einem Winkel von 30° Flexion maximal wird. Weiterhin finden sich in

vivo Studien, die zeigen, dass sich das vordere Kreuzband als eine Reaktion auf anteriore Translationsbelastung bei 30° durchaus signifikant stärker dehnt als bei 90° Flexion [12].

Die Ergebnisse der hier vorgestellten Arbeit, sowie die Erkenntnisse der o.a. Studien werfen im Hinblick auf die klinische Testung der Insuffizienz des LCA einige bedeutende Fragen auf. Es scheint aus der Sicht des Autors als wohl nicht sinnvoll den weit verbreiteten vorderen Schubladentest als Referenz zur Erkennung von LCA-Instabilitäten heran zu ziehen. Dieser Test, der in 90° Flexion durchgeführt wird, wurde bereits von vielen anderen Autoren im Hinblick auf seine Reliabilität und Validität in der Diagnose der vorderen Kreuzbandverletzungen als äußerst fragwürdig eingestuft [167]. Neben der Tatsache, dass die Kreuzbandbelastung bei 90° Flexion im Vergleich zu 30° Flexion minimal ist, sprechen drei andere Gründe gegen die Ausführung des vorderen Schubladentests [167]:

1. Im akuten Verletzungsfall verhindert die Schwellung und der eventuell mögliche Erguss die Beugung des zu untersuchenden Knies auf bis zu 90°
2. Protektive Muskelspasmen der ischiocruralen Muskeln aufgrund von Gelenkschmerzen können vor allem in muskulösen und gut trainierten Personen eine posteriore tibiale Kraft entwickeln, welche von den meisten Untersuchern wohl nicht überwunden werden kann, um eine anteriore Translation zuverlässig auszulösen
3. Die anatomischen Gegebenheiten des medialen Kompartiments sorgen bei 90° Flexion für eine Einklemmung des Cornu posterius des Meniscus medialis am hintersten Rand des Condylus medialis femoris und verhindern so eine anteriore Translation der Tibia

Aus diesen Gründen hat sich in den letzten Jahren zunehmend der so genannte Lachman-Test [167] als Testverfahren für LCA Verletzungen etabliert. Dieser einfache, verlässliche und reproduzierbare Test wurde ursprünglich zwischen voller Extension und 15° Flexion durchgeführt, jetzt ist eine Durchführung in 30° jedoch weit verbreitet [95]. Der Lachman-Test zeichnet sich durch eine



hohe Sensivität und Spezifität (fast 95%) [80] aus, wobei falsch negative Ergebnisse vor allem begleitenden Korbhenkel Meniskusrissen oder vernarbten Kreuzbändern zugeschrieben werden, die mit der anterioren tibialen Translation interferieren [167], obwohl einige Daten die Vermutung nahe legen, dass zusätzliche Meniskus- oder Bandverletzungen grundsätzlich die Testsensivität nicht beeinflussen [39].

Zusätzlich zu dem hier erörterten Lachman- Test sprechen auch die beiden weiteren zentralen Verfahren zur manuellen Kreuzbanddiagnostik für die Richtigkeit der Winkeldaten der hier vorgelegten Studie. Sowohl der Pivot Shift Test [61] als auch die Messverfahren mit dem KT-1000 oder KT-2000 [32] haben ihre größte Aussagekraft bei 30° Flexion. Weiterhin sind zahlreiche Untersucher [11, 32-34, 58, 106, 167], welche die vordere Instabilität, die durch eine Zerstörung des LCA ausgelöst wird, näher quantifiziert haben, übereinstimmend zu dem Ergebnis gekommen, dass diese Instabilität am Besten bei Winkeln zwischen 15-40° Flexion detektiert werden kann.

### **4.2.2 Diskussion des Zusammenhangs zwischen Kraftaufnahme und Belastungsart**

Die vorliegende Arbeit untersucht den Effekt von externen tibialen Belastungen und die durch diese Kräfte hervorgerufene Spannung während einer Knie Flexion mit physiologischer Muskelbelastung. Die Resultate zeigen, dass während einer simulierten mit Körpergewicht belasteten Flexion ("BW only") die in situ Kraft im LCA einen Spitzenwert von 33 N bei 15° erreicht, welcher mit zunehmender Flexion abnimmt. Zudem sorgt das Anlegen einer zusätzlichen anterioren Translationskraft von 50 N ("ATF") zu einer signifikanten Steigerung der in situ Kraft bis 55° Flexion, wohingegen das zusätzliche Anbringen eines internen Drehmoments von 5 Nm ("ITT") in keiner signifikanten Änderung der Kraftaufnahme resultiert. Was die Ergebnisse der Kraftaufnahme bei "BW only" betrifft, so lässt sich eine klare Übereinstimmung mit bisherigen Werten von experimentell ermittelten [89] und durch Simulation errechneten [169] Ergebnissen feststellen. Vergleicht man die hier gezeigten Ergebnisse mit der mittleren Bruchlast von 2160 N oder ungefähr 300% des Körpergewichts von jungen Personen

mit normalem LCA [182], so stellt man fest, dass die hier ermittelten Werte während der simulierten Knieflexion nur etwa ein Zehntel dieser Bruchlast entsprechen. Dies untermauert die Einschätzung, dass die LCA Kräfte während einer Kniebeuge relativ klein zu scheinen sind [96, 129, 155]. Die Resultate der Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbands legen den Schluss nahe, dass das LCA wohl scheinbar als Struktur des Widerstands zur anterioren Translation der Tibia dient, jedoch sein Widerstand gegenüber interner Tibiarotation nicht von Bedeutung zu sein scheint. Diese Annahme verhält sich konträr zu bisher veröffentlichten Studien [5, 53, 78, 105, 109], welche zu dem Schluss kommen, dass das LCA eine entscheidende Rolle bei der Limitierung der internen Rotation einnimmt. Der Autor ist jedoch der Meinung, dass diese Diskrepanz vor allem dadurch zu Stande kommt, dass die vorliegende Studie die Kraftaufnahme bei interner Rotationsbelastung in einer gewichtsbelasteten Flexion mit Muskelbelastung untersucht hat, wohingegen die o.a. Studien sich auf eine Flexion in der offenen Kette Situation ohne Muskelbelastung fokussierten. Aus diesem Grund zeigen die hier veröffentlichten Ergebnisse, dass Muskelbelastung entweder den Bewegungspfad der Knieflexion ändert oder in der Lage ist das angelegte interne Rotationsmoment in einer Weise auszubalancieren, die dafür sorgt, dass das LCA keine zusätzliche Spannung aufnimmt.

In diesem Zusammenhang erscheint es als durchaus notwendig die Rolle der Muskeln zu diskutieren. Einige Autoren [2], die vor allem Studien der passiven Bewegung veröffentlicht haben, bemerken, dass das Vorhandensein von aktiver Spannung im M. quadriceps wohl Auswirkungen auf die ligamentären Strukturen zu haben scheint und dies vor allem im Bezug auf die axiale Rotation der Tibia von Bedeutung sei. Dies begründet sich durch die Tatsache, dass der Ort des Zentrums der tibialen axialen Rotation in gewisser Weise durch Spannung, welche durch den Zug am Lig. patellae erzeugt wird, beeinflusst wird. Somit sei die direkte Interpretation von Ergebnissen aus passiven Studien im Hinblick auf etwaige Verletzungsmechanismen von Bandstrukturen nicht möglich. Andere Autoren [22] stellen die Vermutung an, dass der Muskeltonus bei lebenden Patienten unter Umständen das Ausmaß der Tibiatranslation im Bereich der Möglichkeiten, welche durch die Kreuzbänder festgelegt werden, zu reduzieren in

der Lage sei. Dass die Kraft und die Bewegung der Tibia relativ zum Femur durch Muskeln und speziell durch die Extensoren und die ischiocrurale Muskulatur, limitiert werden kann, zeigt sich auch deutlich im klinischen Alltag; eine gewisse Muskelrelaxation ist notwendig um anteroposteriore Instabilität des Kreuzbands zu testen. Zudem fand DeHaven [34] heraus, dass der Lachman-Test bei Patienten mit akuten Traumata in 80% der Fälle positiv wird. Diese Ziffer erhöht sich aber auf annähernd 100 % wenn die Patienten lokal betäubt werden. Man könnte somit mutmaßen, dass diese 20 % Differenz nicht zuletzt auf muskuläre sowie schwellungsbedingte Reaktionen und Stabilisatoren zurückgeführt werden können. Diese Vermutung würde die Annahme unterstützen, dass muskuläre Faktoren synergistisch mit dem vorderen Kreuzband wirken und somit die Kraftaufnahme bei anteroposterioren und innenrotatorisch bedingten Belastungen im vorderen Kreuzband zu reduzieren in der Lage zu sein scheinen. Auch Ergebnisse von Untersuchungen mit dem KT-1000 Arthrometer, die die Resultate bei Patienten mit LCA Rupturen im wachen und betäubten Zustand verglichen, zeigen deutlich signifikant bessere Resultate bei voll narkotisierten Patienten.

Es wurde bisher gezeigt, dass das LCA als primärer Widerstand gegenüber einer anterioren Translation anzusehen ist [24, 58]. Dabei wird immer noch kontrovers diskutiert, ob das vordere Kreuzband auch an der Limitierung von internen Rotationsbewegungen beteiligt ist. Lane et al. [85, 143] glauben, dass das LCA keine signifikante Rolle in der Limitierung der internen Tibiarotation spielt, wohingegen andere [5, 78] davon überzeugt sind, dass das Kreuzband die interne Rotation kontrolliert. Obwohl der Effekt von internen Drehmomenten auf die Kniekinematik bereits intensiv erforscht worden ist, haben nur einige wenige Studien ihr Augenmerk auf die LCA Spannung als Reaktion auf eine extern angebrachte Rotationskraft in einer gewichtbelasteten Flexion gelegt.

Nähert man sich der Frage der Rolle des LCA bei der internen Rotation rein anatomisch, so finden sich diverse Hinweise, die für eine eher geringe Rolle des LCA sprechen dürften. Rein biomechanisch betrachtet hat das LCT aufgrund seines Verlaufs weitaus bessere Hebelverhältnisse als das LCA und somit auch definitiv bessere Möglichkeiten als Widerstand für eine Torsion zu die-

nen [162]. Dies könnte somit ein Grund für die geringe Kraftaufnahme des LCA sein, kann man doch vermuten, dass das LCT neben den Muskeln einen großen Teil der Rotationskraft aufnimmt. Untermuert wird dies durch Studien, die zeigen, dass eine Entfernung des LCT in einer weitaus größeren Rotationsinstabilität resultiert als die solitäre Entfernung des vorderen Kreuzbands [162]. Weitere Ergebnisse zeigen zudem, dass das LCT den größten Widerstand bei interner Rotation darstellt [53] und dass die interne Widerstandskraft des LCA nicht signifikant die interne Rotation limitiert [62]. Es ist laut Shoemaker et. al [163] zudem vor allem die Muskelaktivität, die die Rotationsbewegung des Knies verhindert und somit auch Verletzungen vorbeugt. Das vordere Kreuzband nimmt somit, wie in der hier vorliegenden Studie gezeigt, weitaus weniger Rotationskraft auf wie bisher vermutet.

Ein weiterer Grund für die geringe Rotationsbelastung des LCA könnte die Annahme sein, dass sich die Kinetik und Kinematik bei Gelenkbelastung zu ändern scheint. Durch die Simulation von 100 N Körpergewicht erfolgte in der hier vorgestellten Methode eine Gelenkbelastung, welche nicht zu unterschätzen ist. Dabei ist zu bemerken, dass Gelenkbelastung, sei sie nun bedingt durch Erdanziehung, Dynamik oder Muskelkraft wohl ein wichtiger protektiver Faktor ist, der in der Lage ist, die Dehnung eines Bandes zu verhindern [103]. Außerdem sorgt eine derartige Gewichtbelastung nicht für eine Erhöhung der Instabilität in Rotationsrichtung [162]; somit kann man vermuten, dass in dieser Richtung auch keine vermehrte Kraftaufnahme des LCA angetroffen wird. Durch die Gewichtbelastung kommt es zu einer physiologischen Kompression zwischen den Kondylen des Femurs und dem Tibiaplateau, was wiederum bei etwaigen Rotationsbewegungen zu einem erhöhten Reibungswiderstand führt. Vorangegangene Studien [11, 67, 68, 76, 103, 108, 168] haben gezeigt, dass die durch Körpergewicht ausgelöste Gelenkbelastung die Stabilität des Gelenks im Vergleich zum unbelasteten Zustand ohne Muskelaktivität erhöht.

Vergleicht man die Kraftdaten der hier durchgeführten Studie, so stellt man durchgehend fest, dass bisherige Versuche mit Roboter/ UFS Messungssystemen (siehe Tabelle 1-6) von höheren Belastung des vorderen Kreuzbands ausgehen. Dies lässt sich zum einen damit erklären, dass bisherige Versuche hö-

here anteriore Translationskräfte und größere Innenrotationskräfte, sowie kombinierte Rotationskräfte angewendet haben. Zum anderen ignorierten bisherige Methoden die Rolle der Gewichtsbelastung durch Muskelaktivität im dynamischen Kniemodell. Was den Verlauf der Kraftdaten im jeweiligen Flexionsbereich angeht, zeigen sich durchweg einzelne Gemeinsamkeiten, die bereits ausführlich in 4.2.1 diskutiert wurden.

In diversen Veröffentlichungen [69, 112, 137, 148] findet sich ein negativer vorderer Schubladen Test, obwohl das LCA nachweislich gerissen war. Die in der vorliegenden Studie explorierten mit der Literatur verglichen niedrigen Kräfte des vorderen Kreuzbands könnten unter Umständen eine Erklärung für diese Phänomene sein, da v.a. die Muskulatur der Oberschenkelvorderseite als unterstützende Struktur bei gerissenem vorderem Kreuzband dienen könnte [24].

Ähnliche Ergebnisse liefern auch Untersuchungen von Markolf et al. [107], die herausfanden, dass es zwischen Testuntergruppen mit verschiedenen zusätzlichen Weichteilverletzungen (Meniskusrisse, Menisektomien, LCF- und LCT-Rissen) und der Hauptgruppe bestehend aus 35 Personen mit kompletten LCA Rupturen was die ap. Translation betrifft, keine signifikanten Unterschiede zu verzeichnen gilt. Testpersonen mit isolierten vorderen Kreuzbandrissen verfügten über annähernd identische Werte der ap. Translation der Tibia wie Testpersonen mit kombiniertem vorderem Kreuzbandriss und Innenmeniskusriss. Dies könnte u.U. ein Indikator dafür sein, dass supportive Muskelstrukturen Bewegungsdysbalancen aufgrund von zusätzlichen Weichteilschäden (Meniskusrisse, LCT-, LCF- Risse) auszugleichen in der Lage zu sein scheinen.

Die hier vorgelegten mit der bisherigen Literatur verglichen niedrigen Kraftbelastungen des LCA während einer simulierten Kniebeuge, können auch für weitere Erkenntnisse in der Rehabilitation nach erfolgter Kreuzbandruptur oder Kreuzbandplastik sorgen. Es stellt sich mit den Ergebnissen dieser Veröffentlichung heraus, dass Übungen in einer "geschlossenen Kette"- Situation weitaus weniger belastend für das LCA sind als bisher angenommen. Es sollte deswegen nicht nur aus Sicht des Autors [96] in der frühen Phase der Rehabilitation nach Kreuzbandersatz Wert auf Übungen der "geschlossenen Kette"- Situation

gelegt werden, um eine größtmögliche Sicherheit für das Implantat und eine bestmögliche Entwicklung für den Patienten zu gewährleisten.

### 4.2.3 Fazit

Die vorliegende Arbeit stellt eine neue innovative Methode zur Erfassung von Belastungen des vorderen Kreuzbands unter Körpergewichtsbelastung und anterioren Translations- sowie internen Rotationskräften vor. Im Mittelpunkt der biomechanischen Forschung am Kniegelenk steht seit einigen Jahren die Diskussion über die Art und Durchführung des Ersatzes des LCA. Dabei wird vor allem diskutiert, ob es anzustreben ist, das verletzte Kreuzband in "single"- oder "double bundle" Technik zu rekonstruieren. Befürworter der "double bundle" Technik argumentieren, dass diese Technik für eine bessere Wiederherstellung der anatomischen Gegebenheiten, sowie der damit verbundenen Stabilität sorgt [60, 99]. Das besondere Augenmerk liegt dabei auf der Annahme, dass die Rekonstruktion des anteromedialen und posterolateralen Bündels für einen besseren Widerstand des LCA bei der Aufnahme von Innenrotationskräften sorgt [94, 114, 183]. Mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lässt sich zumindest teilweise in Frage stellen, ob dieses Ziel erreicht werden muss, da es doch als fraglich gilt, inwiefern das gesunde LCA überhaupt an der Kontrolle der Innenrotation beteiligt ist. Aus der Sicht des Autors sollte der Fokus der biomechanischen Forschung am LCA eher auf die Rolle der Muskulatur und deren Auswirkung auf die Kinetik und Kinematik des Kniegelenks gelegt werden. Zur erfolgreichen Behandlung einer LCA Ruptur gehören neben der richtigen Indikationsstellung, der sorgfältigen Rekonstruktion mit entsprechenden Implantaten und Techniken auch eine ausführliche Rehabilitation, bei welcher die Wiederherstellung der ursprünglichen Beweglichkeit sowie der muskulären Stabilität im Vordergrund stehen sollte. Die Bedeutung der Muskulatur und die entscheidende Rolle auch bei intaktem vorderem Kreuzband, wurden in der vorliegenden Arbeit ausführlich beleuchtet. Abschließend müssen jedoch auch einige Einschränkungen der vorgestellten Arbeit ausgeführt werden:

1. Die Untersuchungen der Flexion konnten nur von 15 bis 90° durchgeführt werden
2. Die Präparate stammten von Spendern mit einem Durchschnittsalter von 71 Jahren
3. Die Simulation der Kraft der ischiocruralen Muskulatur erfolgte mit einem konstanten Wert von je 10 N
4. Das simulierte Körpergewicht betrug nur ca. 30 % des vollen Körpergewichts
5. Die Anzahl der Präparate betrug 9 Kadaverknie

Es gilt jedoch noch zu erwähnen, dass die hier durchgeführte Methode alle Vorteile der in vitro Untersuchung bietet und dabei gleichzeitig möglichst nahe am in vivo Versuch orientiert ist. Humane in vivo Versuch im Bereich der invasiven Kraftmessung am LCA zeichnen sich vor allem durch die schwere Durchführbarkeit im Hinblick auf die ethische Komponente aus. Auch beinhalten sie den Nachteil, dass keine multiplen Manipulationen am selben Präparat durchgeführt werden können und dass das entsprechende Patientengut äußerst schwer zu rekrutieren ist. Durch die Simulation von Muskelkräften wie sie in vivo auftreten ist es somit hier gelungen, die Vorteile der in vitro Messung mit denen der in vivo Messung zu kombinieren.

#### **4.2.4 Ausblick**

Mit der hier vorgestellten Methode ist es in Zukunft möglich nicht nur Kraftbelastungen im nativen LCA zu messen, sondern auch andere Tests valide und reliabel durchzuführen. Denkbar wäre hier z.B. die biomechanische Analyse von Kreuzbandersatzplastiken und deren Auswirkung auf den Kraftverlauf im LCA. Weiterhin bietet sich nun die Möglichkeit die Auswirkung von verschiedenen Anteilen des Körpergewichts eingehend zu untersuchen. Zudem wäre eine schrittweise Untersuchung von Muskelkräften und deren Bezug zum vorderen Kreuzband denkbar. Studien zu diversen Knieprothesen im Bereich der Endoprothetik sind bereits mit einem abgeänderten methodischen Vorgehen durchgeführt worden, und werden wohl in Kürze veröffentlicht werden.

Die erstmalige Kombination eines Kniekinemators mit einem komplexen Roboter/ UFS Messungssystem eröffnet zahlreiche Möglichkeiten der Belastungsmessung mit diversen Alterationen von externen Kräften, die nicht nur auf eine anteriore Translation oder eine interne Rotation beschränkt bleiben müssen. Abschließend ist der Autor der Meinung, dass das in der Studie vorgestellte Testprotokoll in der Zukunft dazu benutzt werden kann, um weitere Einblicke in die biomechanischen Funktionen von bandartigen Strukturen in einem physiologisch belasteten Kniegelenk zu erhalten. Diese Kenntnisse sind im Hinblick auf die Verbesserung von chirurgischen Prozeduren und post-operativen Rehabilitationsübungen von dringender Notwendigkeit.



## 5 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie untersucht die in vitro Kraftverläufe und beleuchtet den Effekt von externen tibialen Belastungszuständen auf den Kraftverlauf im vorderen Kreuzband während einer simulierten Knieflexion mit Körpergewichtsbelastung. Neun humane Kadaverknie wurden an einen dynamischen Kniesimulator angebracht, um gewichtbelastete Knieflexionen mit einer Bodenreaktionskraft von 100 N zu simulieren. Gleichzeitig kam ein Roboter/ UFS Messungssystem zum Einsatz, welches im Kniekinemator dazu benutzt wurde externe tibiale Belastungszustände während der Bewegung zu simulieren. Drei externe tibiale Belastungszustände mit 100 N Gewichtssimulation ("BW only 100 N"), 50 N anteriore Translation ("ATF") und 5 Nm internes tibiales Drehmoment ("ITT") wurden simuliert. Die tibiale und femorale Kinematik wurde mit Hilfe eines ultraschallgesteuerten Bewegungsmesssystem gemessen. Diese Bewegungspfade wurden dann exakt auf einem Roboter Messsystem reproduziert, worauf die Messung der in situ Kraft des LCA mittels des Prinzips der Superposition erfolgte. Die jeweiligen Maxima der Kraftaufnahme lagen bei "BW only" bei 15° mit  $33 \pm 11$  N (Durchschnitt  $\pm$  Standardfehler), bei "ITT" bei 25° mit  $35 \pm 5$  N und bei "ATF" bei 35° mit  $54 \pm 10$  N. Die Resultate zeigen, dass "ATF" die in situ Kraft des LCA im Flexionsbereich 0-55° signifikant um bis zu 60% erhöht ( $p < 0,04$ ), wohingegen das Anbringen von 5 Nm internem Drehmoment nicht zu einer signifikanten Änderung führte ( $p > 0,05$ ). Das Ausmaß der LCA Kraft verringerte sich mit der Erhöhung des Flexionswinkels für alle drei Belastungszustände; somit beeinflusste der Flexionswinkel signifikant die Kraftaufnahme ( $p < 0,001$ ). Diese Daten legen den Schluss nahe, dass das vordere Kreuzband als Widerstand von externen anterioren Translationen dient, jedoch für die Limitierung der internen Rotation keinen signifikanten Effekt zu haben scheint.

## 6 Anhang

### 6.1 Abkürzungs-/ Symbolverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
*	Signifikanz
~	ungefähr
A.	Arteria
ap	anterior / posterior
C	Celsius
ca.	circa
cm.	Zentimeter
DVRT	Differential Variable Reluctance Transducer (differentialer variabler Widerstandsmesswandler)
et al.	et alii
etc.	et cetera
HEST	Hall Effect Strain Transducer (Dünnschicht- Dehnungs- Messwandler)
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
LCA	Ligamentum cruciatum anterius
LCF	Ligamentum collaterale fibulare
LCP	Ligamentum cruciatum posterius
LCT	Ligamentum collaterale tibiale
Lig.	Ligamentum
ISO	Internationale Organisation für Normung
m	Meter
med.	medial
M.	Musculus
min.	Minute
mm.	Millimeter
M	Mega

n	number (Anzahl)
N	Newton
Nm	Newtonmeter
o.a.	oben angeführt
OP	Operation
pa	posterior anterior
Pa	Pascal
re.	rechtes
ROM	Range of Motion
s	Sekunde
s.o.	siehe oben
Std.	Standard
u.U.	unter Umständen
v.a.	vor allem
z.B.	zum Beispiel
$\mu$	Reibungskoeffizient
$\mu\text{m}$	Mikrometer

## 6.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: re. Kniegelenk in Extension .....	2
Abbildung 1-2: re. Ligamentum collaterale fibulare von lateral .....	4
Abbildung 1-3: re. Ligamentum collaterale tibiale von medial .....	4
Abbildung 1-4: Lig. Cruciatum anterius eines rechten Kniegelenks .....	5
Abbildung 1-5: Lig. cruciatum posterius eines rechten Kniegelenks .....	6
Abbildung 1-6: Achsen, Kräfte und Momente im Kniegelenk .....	7
Abbildung 1-7: Menisci des re. Kniegelenks von proximal und Anheftungsstellen .....	9
Abbildung 1-8: Menisci des re. Kniegelenks in Extension von lateral und proximal sowie in Flexion von lateral und proximal .....	10
Abbildung 1-9: Schematische Belastungs- Verlängerungs- Kurve für ein Band .....	12
Abbildung 1-10: Schematische Spannungs- Dehnungs- Diagramm resultierend aus Zugtests eines Bandes .....	13
Abbildung 1-11: Kraftdaten des LCA nach France et al. ....	18
Abbildung 1-12: Elevations- und Deviationswinkel im re. Knie .....	21
Abbildung 1-13: Kraftaufnahme in Abhängigkeit von Flexion und anteriorer Belastung .....	23
Abbildung 1-14: In- situ LCA Kräfte bei unterschiedlichen Flexionswinkeln und Muskelbelastungen .....	28
Abbildung 2-1: Tiefgefrorenes Leichenkniepräparat .....	40
Abbildung 2-2: Hautpräparation eines Knies .....	41
Abbildung 2-3: Knie mit präparierten Sehnen .....	41
Abbildung 2-4: Femur mit Kirschnerdrähten .....	42
Abbildung 2-5: Tibia mit fixierter Fibula .....	42
Abbildung 2-6: Femur in Technovit Einbettung .....	43
Abbildung 2-7: Fixiertes Gesamtpräparat mit Adapterzylinder und Sehnenklammern .....	43
Abbildung 2-8: Kniekinemator mit Präparat .....	45
Abbildung 2-9: Roboter/ UFS System am Kinemator Schematik .....	46
Abbildung 2-10: Roboter/ UFS System am Kinemator .....	48

Abbildung 2-11: Koordinaten System Anordnung.....	50
Abbildung 2-12: Bewegungsachsen des KUKA KR 60-3 .....	51
Abbildung 2-13: Bestandteile des KUKA KR 60-3.....	51
Abbildung 2-14: Bewegungsbereiche.....	52
Abbildung 2-15: Präparat im Roboter/ UFS System .....	56
Abbildung 2-16: Prinzip der Superposition .....	57
Abbildung 3-1: Bewegungsvalidierungsmessung .....	59
Abbildung 3-2: LCA Kraft Präp. 4 bei "BW only" 100 N Belastung .....	61
Abbildung 3-3: Durchschnittliche LCA Kraft bei "BW only" mit 100 N.....	63
Abbildung 3-4: LCA Kraft Präp. 1 bei "ITT" mit 5 Nm internem Drehmoment .....	65
Abbildung 3-5: Durchschnittliche LCA Kraft bei "ITT" mit 5 Nm internem Drehmoment .....	67
Abbildung 3-6: LCA Kraft Präp. 1 bei "ATF" mit 50 N anteriorer Translation ..	69
Abbildung 3-7: Durchschnittliche LCA Kraft bei ATF mit 50 N anteriorer Translation .....	71
Abbildung 3-8: Durchschnittliche Kraftaufnahme der Belastungsarten "BW only 100 N ", "ATF" und "ITT" .....	72
Abbildung 3-9: Kraftaufnahme des LCA bei "BW only 100 N" und "ATF" .....	74
Abbildung 3-10: Kraftaufnahme des LCA bei "BW only 100 N" und "ITT" .....	75

### 6.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1-1: Wirkung der Muskeln auf das Kniegelenk, geordnet nach Bewegungsrichtung und Stärke .....	10
Tabelle 1-2: Strukturelle Kriterien von Bändern.....	12
Tabelle 1-3: Mechanische Eigenschaften von Bändern .....	13
Tabelle 1-4: Auswirkung von Alter und Belastungsrichtung auf strukturelle Parameter des LCA .....	15
Tabelle 1-5: Kraftaufnahme und Richtung des LCA .....	22
Tabelle 1-6: Kraftaufnahme des LCA bei UFS/ Roboter Messungen .....	24
Tabelle 1-7: LCA Dehnung bei verschiedenen Belastungen .....	26
Tabelle 2-1: Technische Spezifikationen Theta SI1000-120 .....	53
Tabelle 3-1: Kraftaufnahme Präparat 4 bei "BW only" 100 N Belastung .....	60
Tabelle 3-2: Durchschnittliche LCA Kraft mit SD und StdErr bei "BW only" mit 100 N .....	62
Tabelle 3-3: Kraftaufnahme Präp. 1 bei "ITT" mit 5 Nm internem Drehmoment Belastung.....	64
Tabelle 3-4: Durchschnittliche LCA Kraft mit SD und StdErr bei "ITT" 5 Nm internem Drehmoment .....	66
Tabelle 3-5: Kraftaufnahme Präp. 1 "ATF" mit 50 N anteriorer Translation Belastung.....	68
Tabelle 3-6: Durchschnittliche LCA Kraft mit SD und StdErr bei "ATF" mit 50 N anteriorer Translation.....	70
Tabelle 4-1 : Winkel der maximalen Kraftaufnahme während passiver Bewegung.....	88
Tabelle 4-2: Winkel der maximalen Kraftaufnahme im dynamischen Kniemodell .....	89

## 6.4 Literaturverzeichnis

1. Adachi, N., et al., *Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense*. Acta Orthop Scand, 2002. **73**(3): p. 330-4.
2. Ahmed, A.M., et al., *Ligament tension pattern in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation*. J Orthop Res, 1992. **10**(6): p. 854-67.
3. Ahmed, A.M., et al., *In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading*. J.Orthop. Res., 1987. **5**(2): p. 217-230.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. Andersson, C., et al., *Surgical or non-surgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament. A randomized study with long-term follow-up*. J Bone Joint Surg Am, 1989. **71**(7): p. 965-74.
8. Andriacchi, T.P., T.S. Stanwyck, and J.O. Galante, *Knee biomechanics and total knee replacement*. J Arthroplasty, 1986. **1**(3): p. 211-9.
9. 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.
10. Arms, S.W., et al., *The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction*. Am J Sports Med, 1984. **12**(1): p. 8-18.
11. Bargar, W.L., et al., *In vivo stability testing of post-meniscectomy knees*. Clin Orthop Relat Res, 1980(150): p. 247-52.

12. Beynnon, B., et al., *The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo*. Int Orthop, 1992. **16**(1): p. 1-12.
13. Beynnon, B.D. and B.C. Fleming, *Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work*. J Biomech, 1998. **31**(6): p. 519-25.
14. Beynnon, B.D., et al., *Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo*. Am J Sports Med, 1995. **23**(1): p. 24-34.
15. Beynnon, B.D., et al., *Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2*. Am J Sports Med, 2005. **33**(11): p. 1751-67.
16. Beynnon, B.D., et al., *Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I*. Am J Sports Med, 2005. **33**(10): p. 1579-602.
17. Beynnon, B.D., et al., *The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee*. Am J Sports Med, 1997. **25**(3): p. 353-9.
18. Beynnon, B.D., et al., *The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise*. Am J Sports Med, 1997. **25**(6): p. 823-9.
19. Beynnon, B.D., et al., *The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo*. J Bone Joint Surg Am, 1992. **74**(9): p. 1298-312.
20. Blankevoort, L., et al., *Articular contact in a three-dimensional model of the knee*. J Biomech, 1991. **24**(11): p. 1019-31.
21. Boden, B.P., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury*. Orthopedics, 2000. **23**(6): p. 573-8.
22. Bradley, J., J.W. Goodfellow, and J.J. O'Connor, *A radiographic study of bearing movement in unicompartmental Oxford knee replacements*. J Bone Joint Surg Br, 1987. **69**(4): p. 598-601.
23. Brantigan, O.C. and A.F. Voshell, *The mechanics of the ligaments and minisci of the knee joint*. J Bone Joint Surg Am, 1941. **23**: p. 44-66.
24. Butler, D.L., F.R. Noyes, and E.S. Grood, *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study*. J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(2): p. 259-70.
25. Churchill, D.L., et al., *The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1998(356): p. 111-8.



26. 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.
27. Cohen, R.E., C.J. Hooley, and N.G. McCrum, *Viscoelastic creep of collagenous tissue.* J Biomech, 1976. **9**(4): p. 175-84.
28. Colby, S., et al., *Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury.* Am J Sports Med, 2000. **28**(2): p. 234-40.
29. Crawford, C., et al., *Anatomic double bundle ACL reconstruction: a literature review.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(8): p. 946-64; discussion 945.
30. D'Agata, S.D., et al., *An in vitro analysis of patellofemoral contact areas and pressures following procurement of the central one-third patellar tendon.* Am J Sports Med, 1993. **21**(2): p. 212-9.
31. D'Lima, D.D., et al., *Comparison between the kinematics of fixed and rotating bearing knee prostheses.* Clin Orthop Relat Res, 2000(380): p. 151-7.
32. Daniel, D.M., et al., *Instrumented measurement of anterior laxity of the knee.* J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(5): p. 720-6.
33. Daniel, D.M., et al., *Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption.* Am J Sports Med, 1985. **13**(6): p. 401-7.
34. DeHaven, K.E., *Diagnosis of acute knee injuries with hemarthrosis.* Am J Sports Med, 1980. **8**(1): p. 9-14.
35. DeHaven, K.E., K.P. Black, and H.J. Griffiths, *Open meniscus repair. Technique and two to nine year results.* Am J Sports Med, 1989. **17**(6): p. 788-95.
36. DeMorat, G., et al., *Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury.* Am J Sports Med, 2004. **32**(2): p. 477-83.
37. 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.
38. Dionisio, V.C., et al., *Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting.* J Electromyogr Kinesiol, 2008. **18**(1): p. 134-43.

39. Donaldson, W.F., 3rd, R.F. Warren, and T. Wickiewicz, *A comparison of acute anterior cruciate ligament examinations. Initial versus examination under anesthesia.* Am J Sports Med, 1985. **13**(1): p. 5-10.
40. Draganich, L.F. and J.W. Vahey, *An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces.* J Orthop Res, 1990. **8**(1): p. 57-63.
41. Durselen, L., L. Claes, and H. Kiefer, *The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain.* Am J Sports Med, 1995. **23**(1): p. 129-36.
42. Elias, J.J., et al., *Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation.* J Biomech, 2006. **39**(5): p. 865-72.
43. Elias, J.J., et al., *The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament. An in vitro experimental study.* Am J Sports Med, 2003. **31**(2): p. 241-6.
44. Elias, J.J., et al., *In vitro kinematic patterns are similar for a fixed platform and a mobile bearing prosthesis.* J Arthroplasty, 2002. **17**(4): p. 467-74.
45. Erskine, R.M., et al., *In vivo specific tension of the human quadriceps femoris muscle.* Eur J Appl Physiol, 2009. **106**(6): p. 827-38.
46. Escamilla, R.F., et al., *Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises.* Med Sci Sports Exerc, 1998. **30**(4): p. 556-69.
47. Essinger, J.R., et al., *A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses.* J Biomech, 1989. **22**(11): p. 1229-1241.
48. Fauno, P. and B. Wulff Jakobsen, *Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer.* Int J Sports Med, 2006. **27**(1): p. 75-9.
49. Finni, T., P.V. Komi, and V. Lepola, *In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump.* Eur J Appl Physiol, 2000. **83**(4 -5): p. 416-26.
50. Fithian, D.C., et al., *Prospective trial of a treatment algorithm for the management of the anterior cruciate ligament-injured knee.* Am J Sports Med, 2005. **33**(3): p. 335-46.

51. Fonseca, S.T., et al., *Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance*. Res Sports Med, 2005. **13**(1): p. 47-61.
52. France, E.P., et al., *Simultaneous quantitation of knee ligament forces*. J Biomech, 1983. **16**(8): p. 553-64.
53. Fu, F.H., et al., *Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**: p. 1716-1727.
54. 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.
55. Fu, F.H., et al., *Primary Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Preliminary 2-Year Prospective Study*. Am J Sports Med, 2008.
56. Fujie, H., et al., *The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ forces in ligaments: a new methodology*. J Biomech Eng, 1995. **117**(1): p. 1-7.
57. Fujie, H., et al., *The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology*. J Biomech Eng, 1993. **115**(3): p. 211-7.
58. Fukubayashi, T., et al., *An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque*. J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(2): p. 258-64.
59. 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.
60. 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.
61. 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.
62. 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.
63. Goodfellow, J. and J. O'Connor, *The mechanics of the knee and prosthesis design*. J Bone Joint Surg Br, 1978. **60-B**(3): p. 358-69.

64. Grood, E.S. and W.J. Suntay, *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*. J Biomech Eng, 1983. **105**(2): p. 136-44.
65. Harner, C.D., et al., *Allograft versus autograft anterior cruciate ligament reconstruction: 3- to 5-year outcome*. Clin Orthop Relat Res, 1996(324): p. 134-44.
66. 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.
67. Hirokawa, S., et al., *Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction*. Am J Sports Med, 1992. **20**(3): p. 299-306.
68. Hsieh, H.H. and P.S. Walker, *Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(1): p. 87-93.
69. Hughston, J.C., et al., *Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(2): p. 159-72.
70. Hughston, J.C., et al., *Acute tears of the posterior cruciate ligament. Results of operative treatment*. J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(3): p. 438-50.
71. Huston, L.J., M.L. Greenfield, and E.M. Wojtys, *Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors*. Clin Orthop Relat Res, 2000(372): p. 50-63.
72. Isear, J.A., Jr., J.C. Erickson, and T.W. Worrell, *EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat*. Med Sci Sports Exerc, 1997. **29**(4): p. 532-9.
73. Jackson, D.W., et al., *The effects of in situ freezing on the anterior cruciate ligament. An experimental study in goats*. J Bone Joint Surg Am, 1991. **73**(2): p. 201-13.
74. Jarvela, T., et al., *The incidence of patellofemoral osteoarthritis and associated findings 7 years after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-patellar tendon-bone autograft*. Am J Sports Med, 2001. **29**(1): p. 18-24.
75. 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.

76. Jurist, K.A. and J.C. Otis, *Anteroposterior tibiofemoral displacements during isometric extension efforts. The roles of external load and knee flexion angle.* Am J Sports Med, 1985. **13**(4): p. 254-8.
77. Kanamori, A., et al., *In-situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees.* J Orthop Sci, 2000. **5**(6): p. 567-71.
78. 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.
79. Kartus, J., T. Movin, and J. Karlsson, *Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts.* Arthroscopy, 2001. **17**(9): p. 971-80.
80. Katz, J.W. and R.J. Fingerroth, *The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries.* Am J Sports Med, 1986. **14**(1): p. 88-91.
81. Kennedy, J.C., et al., *Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(3): p. 350-5.
82. Kim, D.W., et al., *Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon composite autograft.* Arthroscopy, 2001. **17**(5): p. 546-50.
83. Kim, H., et al., *Rollback in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. A radiographic analysis.* J Arthroplasty, 1997. **12**(5): p. 553-61.
84. 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.
85. Lane, J.G., et al., *The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation. An evaluation of its effect.* Am J Sports Med, 1994. **22**(2): p. 289-93.
86. Lewis, P.B., et al., *Systematic review of single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction outcomes: a baseline assessment for consideration of double-bundle techniques.* Am J Sports Med, 2008. **36**(10): p. 2028-36.
87. Li, G., et al., *In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion.* J Orthop Res, 2005. **23**(2): p. 340-4.

88. 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.
89. Li, G., et al., *The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL*. J Biomech, 1999. **32**(4): p. 395-400.
90. Li, G., et al., *In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation*. J Orthop Res, 2004. **22**(2): p. 293-7.
91. Limbert, G., M. Taylor, and J. Middleton, *Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL*. J Biomech, 2004. **37**(11): p. 1723-31.
92. Livesay, G.A., et al., *Determination of the in situ forces and force distribution within the human anterior cruciate ligament*. Ann Biomed Eng, 1995. **23**(4): p. 467-74.
93. 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.
94. 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.
95. Lubowitz, J.H., B.J. Bernardini, and J.B. Reid, 3rd, *Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee*. Am J Sports Med, 2008. **36**(3): p. 577-94.
96. Lutz, G.E., et al., *Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(5): p. 732-9.
97. MacWilliams, B.A., et al., *A repeatable alignment method and local coordinate description for knee joint testing and kinematic measurement*. J Biomech, 1998. **31**(10): p. 947-50.

98. MacWilliams, B.A., et al., *Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion*. J Orthop Res, 1999. **17**(6): p. 817-22.
99. 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.
100. Mae, T., et al., *Optimization of graft fixation at the time of anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: effect of initial tension*. Am J Sports Med, 2008. **36**(6): p. 1087-93.
101. Mae, T., et al., *Optimization of graft fixation at the time of anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: effect of knee flexion angle*. Am J Sports Med, 2008. **36**(6): p. 1094-100.
102. Maletsky, L.P. and B.M. Hillberry, *Simulating dynamic activities using a five-axis knee simulator*. J Biomech Eng, 2005. **127**(1): p. 123-33.
103. Markolf, K.L., et al., *The role of joint load in knee stability*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(4): p. 570-85.
104. Markolf, K.L., et al., *Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: forces in the graft compared with forces in the intact ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1996. **78**(11): p. 1728-34.
105. Markolf, K.L., et al., *Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique*. J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(4): p. 557-67.
106. Markolf, K.L., A. Graff-Radford, and H.C. Amstutz, *In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(5): p. 664-74.
107. Markolf, K.L., A. Kochan, and H.C. Amstutz, *Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(2): p. 242-52.
108. Markolf, K.L., J.S. Mensch, and H.C. Amstutz, *Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(5): p. 583-94.

109. Markolf, K.L., D.C. Wascher, and G.A. Finerman, *Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures.* J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(3): p. 387-94.
110. Marrale, J., M.C. Morrissey, and F.S. Haddad, *A literature review of autograft and allograft anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(6): p. 690-704.
111. McConkey, J.P., *Anterior cruciate ligament rupture in skiing. A new mechanism of injury.* Am J Sports Med, 1986. **14**(2): p. 160-4.
112. McMaster, J.H., C.R. Weinert, Jr., and P. Scranton, Jr., *Diagnosis and management of isolated anterior cruciate ligament tears: a preliminary report on reconstruction with the gracilis tendon.* J Trauma, 1974. **14**(3): p. 230-5.
113. Menschik, A., *Mechanik des Kniegelenks. I.* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1974. **112**(3): p. 481-95.
114. Meredick, R.B., et al., *Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis.* Am J Sports Med, 2008. **36**(7): p. 1414-21.
115. More, R.C., et al., *Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study.* Am J Sports Med, 1993. **21**(2): p. 231-7.
116. Mountcastle, S.B., et al., *Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population.* Am J Sports Med, 2007. **35**(10): p. 1635-42.
117. Muller, O., et al., *Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator / Simulation von belastungsabhängigen Kniebewegungen in einem neuartigen Knie-Simulator für In-vitro-Studien.* Biomed Tech (Berl), 2009. **54**(3): p. 142-9.
118. Myer, G.D., et al., *Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase.* J Orthop Sports Phys Ther, 2006. **36**(6): p. 385-402.
119. Myklebust, G. and R. Bahr, *Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery.* Br J Sports Med, 2005. **39**(3): p. 127-31.



120. Nakajima, M., K. Kawamura, and I. Takeda, *Electromyographic analysis of a modified maneuver for quadriceps femoris muscle setting with co-contraction of the hamstrings*. J Orthop Res, 2003. **21**(3): p. 559-64.
121. Norwood, L.A. and M.J. Cross, *Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities*. Am J Sports Med, 1979. **7**(1): p. 23-6.
122. Noyes, F.R., et al., *Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee. Incidence of anterior cruciate tears and other injuries*. J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(5): p. 687-95, 757.
123. Noyes, F.R., et al., *Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(3): p. 344-52.
124. Noyes, F.R. and E.S. Grood, *The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(8): p. 1074-82.
125. Noyes, F.R., et al., *The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals*. J Bone Joint Surg Am, 1983. **65**(2): p. 154-62.
126. Odensten, M., et al., *Surgical or conservative treatment of the acutely torn anterior cruciate ligament. A randomized study with short-term follow-up observations*. Clin Orthop Relat Res, 1985(198): p. 87-93.
127. Owings, M.F. and L.J. Kozak, *Ambulatory and inpatient procedures in the United States, 1996*. Vital Health Stat 13, 1998(139): p. 1-119.
128. Pagnano, M.W., R.M. Meneghini, and R.T. Trousdale, *Anatomy of the extensor mechanism in reference to quadriceps-sparing TKA*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **452**: p. 102-5.
129. Palmitier, R.A., et al., *Kinetic chain exercise in knee rehabilitation*. Sports Med, 1991. **11**(6): p. 402-13.
130. Pap, G., et al., *Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees*. J Bone Joint Surg Br, 1999. **81**(5): p. 764-8.
131. Patil, S., et al., *Can normal knee kinematics be restored with unicompartmental knee replacement?* J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(2): p. 332-8.

132. Pena, E., et al., *A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(6): p. 636-44.
133. Petersilge, W.J., et al., *The effect of trochlear design on patellofemoral shear and compressive forces in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1994(309): p. 124-30.
134. Peterson, R.K., W.R. Shelton, and A.L. Bomboy, *Allograft versus autograft patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction: A 5-year follow-up*. Arthroscopy, 2001. **17**(1): p. 9-13.
135. Pincivero, D.M., et al., *Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue*. Eur J Appl Physiol, 2000. **81**(6): p. 504-9.
136. Pioletti, D.P., et al., *Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons*. J Biomech, 1998. **31**(8): p. 753-7.
137. Piziali, R.L. and J.C. Rastegar, *Measurement of the nonlinear, coupled stiffness characteristics of the human knee*. J Biomech, 1977. **10**(1): p. 45-51.
138. Pope, M.H., et al., *Effect of knee musculature on anterior cruciate ligament strain in-vivo*. J Electromyogr Kinesiol, 1991. **1**: p. 191-198.
139. Prodromos, C.C., et al., *A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen*. Arthroscopy, 2007. **23**(12): p. 1320-1325 e6.
140. Putz, R., H. Muhlhofer, and Y. Ercan, *[Ligaments of the knee]*. Orthopade, 2007. **36**(7): p. 612, 614-9.
141. Renstrom, P., et al., *Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity*. Am J Sports Med, 1986. **14**(1): p. 83-7.
142. Renstrom, P. and R.J. Johnson, *Anatomy and biomechanics of the menisci*. Clin Sports Med, 1990. **9**(3): p. 523-38.
143. Reuben, J.D., et al., *Three-dimensional dynamic motion analysis of the anterior cruciate ligament deficient knee joint*. Am J Sports Med, 1989. **17**(4): p. 463-71.
144. 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.

145. Ristanis, S., et al., *Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction*. *Arthroscopy*, 2005. **21**(11): p. 1323-9.
146. Roberts, D., et al., *Clinical measurements of proprioception, muscle strength and laxity in relation to function in the ACL-injured knee*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2007. **15**(1): p. 9-16.
147. Roberts, D., G. Andersson, and T. Friden, *Knee joint proprioception in ACL-deficient knees is related to cartilage injury, laxity and age: a retrospective study of 54 patients*. *Acta Orthop Scand*, 2004. **75**(1): p. 78-83.
148. Robichon, J. and C. Romero, *The functional anatomy of the knee joint, with special reference to the medial collateral and anterior cruciate ligaments*. *Can J Surg*, 1968. **11**(1): p. 36-40.
149. Rudy, T.W., et al., *A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments*. *J Biomech*, 1996. **29**(10): p. 1357-60.
150. Rupp, S. and D. Kohn, *Vorderes Kreuzband im Mittelpunkt des Interesses*. *Orthopade*, 2002. **31**(8): p. 701.
151. Sachs, R.A., et al., *Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction*. *Am J Sports Med*, 1989. **17**(6): p. 760-5.
152. 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.
153. Schiebler, T.H., W. Schmidt, and K. Zilles, *Anatomie*. 6 ed. 1995, Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag.
154. Schünke, M., E. Schulte, and U. Schumacher, *Prometheus*. 2005, Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
155. Shelbourne, K.D. and P. Nitz, *Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction*. *Am J Sports Med*, 1990. **18**(3): p. 292-9.
156. Shelbourne, K.D. and G.A. Rowdon, *Anterior cruciate ligament injury. The competitive athlete*. *Sports Med*, 1994. **17**(2): p. 132-40.
157. Shelbourne, K.D. and R.V. Trumper, *Preventing anterior knee pain after anterior cruciate ligament reconstruction*. *Am J Sports Med*, 1997. **25**(1): p. 41-7.

158. Shelbourne, K.D., et al., *Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The effect of timing of reconstruction and rehabilitation.* Am J Sports Med, 1991. **19**(4): p. 332-6.
159. Shelburne, K.B. and M.G. Pandy, *Determinants of cruciate-ligament loading during rehabilitation exercise.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 1998. **13**(6): p. 403-413.
160. Shelburne, K.B., et al., *Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking.* J Biomech, 2004. **37**(6): p. 797-805.
161. Shields, R.K., et al., *Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise.* Am J Sports Med, 2005. **33**(10): p. 1520-6.
162. Shoemaker, S.C. and K.L. Markolf, *Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments.* J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(1): p. 136-46.
163. Shoemaker, S.C. and K.L. Markolf, *In vivo rotatory knee stability. Ligamentous and muscular contributions.* J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(2): p. 208-16.
164. Staeubli, H.U., et al., *Quantification of intact quadriceps tendon, quadriceps tendon insertion, and suprapatellar fat pad: MR arthrography, anatomy, and cryosections in the sagittal plane.* AJR Am J Roentgenol, 1999. **173**(3): p. 691-8.
165. Takai, S., et al., *Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament.* J Orthop Res, 1993. **11**(5): p. 686-95.
166. Tashman, S., et al., *Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 975-83.
167. Torg, J.S., W. Conrad, and V. Kalen, *Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete.* Am J Sports Med, 1976. **4**(2): p. 84-93.
168. Torzilli, P.A., X. Deng, and R.F. Warren, *The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee.* Am J Sports Med, 1994. **22**(1): p. 105-12.
169. Toutoungi, D.E., et al., *Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000. **15**(3): p. 176-87.
170. Trent, P.S., P.S. Walker, and B. Wolf, *Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint.* Clin Orthop Relat Res, 1976(117): p. 263-70.

171. Vahey, J.W. and L.F. Draganich, *Tensions in the anterior and posterior cruciate ligaments of the knee during passive loading: predicting ligament loads from in situ measurements*. J Orthop Res, 1991. **9**(4): p. 529-38.
172. van Dommelen, J.A., et al., *Nonlinear viscoelastic behavior of human knee ligaments subjected to complex loading histories*. Ann Biomed Eng, 2006. **34**(6): p. 1008-18.
173. van Dommelen, J.A., et al., *Pedestrian injuries: viscoelastic properties of human knee ligaments at high loading rates*. Traffic Inj Prev, 2005. **6**(3): p. 278-87.
174. Vellet, A.D., et al., *Occult posttraumatic osteochondral lesions of the knee: prevalence, classification, and short-term sequelae evaluated with MR imaging*. Radiology, 1991. **178**(1): p. 271-6.
175. Viskontas, D.G., et al., *Bone bruises associated with ACL rupture: correlation with injury mechanism*. Am J Sports Med, 2008. **36**(5): p. 927-33.
176. Warren, L.A., J.L. Marshall, and F. Girgis, *The prime static stabilizer of the medical side of the knee*. J Bone Joint Surg Am, 1974. **56**(4): p. 665-74.
177. Wascher, D.C., et al., *Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(3): p. 377-86.
178. Wirth, C. and M. Jäger, *Praxis der Orthopädie*. 2 ed. 1992, Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
179. Wismans, J., et al., *A three-dimensional mathematical model of the knee-joint*. J Biomech, 1980. **13**(8): p. 677-85.
180. Woo, S.L., et al., *Biomechanics of knee ligaments*. Am J Sports Med, 1999. **27**(4): p. 533-43.
181. Woo, S.L., et al., *Use of robotic technology for diarthrodial joint research*. J Sci Med Sport, 1999. **2**(4): p. 283-97.
182. Woo, S.L., et al., *Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation*. Am J Sports Med, 1991. **19**(3): p. 217-25.

183. 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.
184. Woo, S.L., et al., *Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Surg Res, 2006. **1**: p. 2.
185. Wu, C., et al., *Tension patterns of the anteromedial and posterolateral grafts in a double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Res, 2008.
186. Xerogeanes, J.W., et al., *Effect of knee flexion on the in situ force distribution in the human anterior cruciate ligament.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1995. **3**(1): p. 9-13.
187. Yack, H.J., C.E. Collins, and T.J. Whieldon, *Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee.* Am J Sports Med, 1993. **21**(1): p. 49-54.
188. Yagi, M., et al., *Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 2002. **30**(5): p. 660-6.
189. 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.
190. 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.
191. Zavatsky, A.B., *A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig.* J Biomech, 1997. **30**(3): p. 277-80.
192. Zeller, B.L., et al., *Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat.* Am J Sports Med, 2003. **31**(3): p. 449-56.
193. Zhang, L.Q., et al., *In vivo load sharing among the quadriceps components.* J Orthop Res, 2003. **21**(3): p. 565-71.

## 7 Danksagung

Aufrichtig danke ich Herrn Prof. Dr. med. N. Wülker für die Überlassung des Themas, der entsprechenden Präparate und die Möglichkeit, den Kniekinemator, das Roboter/ UFS Messungssystem sowie weitere Geräte und Computer des Labors für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie benutzen zu dürfen.

Herrn Dr. med. M. Wünschel gilt mein Dank vor allem für die hervorragende Betreuung und die gute Kommunikation während des Anfertigens der Arbeit.

Besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. rer. nat. O. Müller für die immer 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. Zudem verdanke ich ihm die intensive Einarbeitung in den Kinemator und in diverse Programme zur Auswertung.

Von enormer Wichtigkeit war zudem Dr. J. Lo für die Arbeiten und Programmierungen am Roboter/ UFS Messungssystem, ohne welches die vorliegende Arbeit nicht zu realisieren gewesen wäre. Zusätzlicher Dank gebührt ihm auch für die hervorragenden statistischen Auswertungen.

Für mich von besonderer Bedeutung war auch C. Obloh, der als Doktorand durch gegenseitige Hilfe und Unterstützung zu einer guten Arbeitsatmosphäre beigetragen hat.

Danken möchte ich besonders meiner Familie, insbesondere meiner Schwester Britta für das Korrekturlesen sowie meiner Freundin, die mir während der gesamten Zeit der Arbeit durchweg geduldig und unterstützend zu Seite stand.

## **8 Lebenslauf**

Name: Theodor Steffen Bauer  
Geburtstag: 05.10.1983  
Geburtsort: Lich  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: ledig  
Eltern: Dr. med. vet. Theodor Bauer, Veterinär  
Irene Bauer, Flugbegleiterin  
Geschwister: Britta Bauer, Dipl.- Forsting. (FH)

### **Schulbildung**

1990 – 1994 Grundschole Gniebel- Dörnach  
1994 – 2000 BZN Gymnasium Reutlingen  
8/2000 – 7/2001 Perry Central High, Perry, NY, USA  
7/2003 Allgemeine Hochschulreife

### **Hochschulausbildung**

10/2004 Beginn des Studiums der Sportwissenschaften an  
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen  
4/2005 Beginn des Studiums der Medizin an  
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen  
4/2007 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
21.04.2011 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung