

**Aus der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik  
Tübingen**

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

**Biomechanische Untersuchungen zur Evaluation der  
Kinematik und Stabilität  
einer bikompartimentellen, kreuzbanderhaltenden  
Kniegelenks-Endoprothese**

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

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

**vorgelegt von  
Torsten Dilger**

**aus  
Esslingen am Neckar**

**2012**

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

**1. Berichterstatter:** Professor Dr. N. Wülker

**2. Berichterstatter:** Privatdozent Dr. S. Grau

**„CAUSARUM ENIM COGNITIO  
COGNITIONEM EVENTORUM FACIT.“**

*(„Die Kenntnis der Ursachen  
bewirkt  
die Erkenntnis der Ergebnisse.“)*

*- Marcus Tullius Cicero -  
(106 v. Chr. – 43 v. Chr.)*

# Inhalt

## Inhalt IV

<b>1</b>	<b>Einführung</b> .....	<b>7</b>
1.1	Allgemein .....	7
1.2	Bedeutung der Studie.....	8
1.3	Ziele der Arbeit.....	9
<b>2</b>	<b>Anatomie / Pathologie / Biomechanik</b> .....	<b>11</b>
2.1	Anatomie .....	11
2.1.1	Knochen und Gelenkflächen .....	11
2.1.2	Kapsel-Band-Apparat.....	14
2.1.3	Muskelapparat.....	16
2.2	Pathologie .....	18
2.2.1	Gonarthrose – klinische Aspekte.....	18
2.2.2	Pathophysiologie der Gonarthrose .....	19
2.2.3	Risikofaktoren .....	21
2.2.4	Epidemiologische und wirtschaftliche Aspekte.....	21
2.2.5	Therapie der Gonarthrose .....	22
2.3	Biomechanik des Kniegelenks .....	24
2.3.1	Beinachsen und Kniebewegung.....	24
2.3.2	Bewegungsführung .....	27
2.3.3	Kniegelenks-Kinematik.....	27
2.3.4	Bedeutung des vorderen Kreuzbandes für die Kinematik .....	28
2.3.5	Knie-Endoprothetik.....	29
2.3.6	Literarischer Überblick der Endoprothetik .....	31
2.3.7	Fragestellung .....	33
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>35</b>
3.1	Kniepräparate.....	35
3.1.1	Ethische Fragen .....	35
3.1.2	Präparation.....	36
3.2	Knie-Kinemator .....	38
3.2.1	Funktionsweise und Bewegungsausmaß .....	38
3.2.2	Muskelzüge .....	39
3.2.3	Kraftverhältnisse .....	40

---

3.2.4	Eichung und Einspannung .....	41
3.3	Industrieroboter .....	42
3.3.1	Funktionsweise .....	42
3.3.2	Passive Beugung .....	44
3.3.3	Testung der Gelenk-Stabilität.....	44
3.4	Ultraschall-Bewegungsmesssystem.....	46
3.4.1	Funktionsprinzip .....	46
3.4.2	ZEBRIS® System beim Knie-Kinemator .....	48
3.4.3	ZEBRIS® System beim Industrieroboter .....	52
3.5	Prothesensystem und Operationsverfahren .....	56
3.5.1	Prothesensystem .....	56
3.5.2	Operationsverfahren.....	58
3.6	Versuchsdurchführung .....	60
3.6.1	Messvorgang am Knie-Kinemator .....	60
3.6.2	Messvorgang am Industrieroboter.....	60
3.6.3	Chirurgische Manipulation des Kniegelenks.....	61
3.6.4	Übersicht der Versuchsdurchführung.....	63
3.7	Statistische Auswertung .....	64
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>66</b>
4.1	Vorversuche .....	66
4.1.1	Einfluss der Muskelkräfte .....	66
4.2	Knie-Kinemator .....	68
4.2.1	Evaluation des Prothesensystems am belasteten Knie.....	68
4.3	Industrieroboter .....	74
4.3.1	Evaluation der Gelenk-Stabilität .....	74
4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	83
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>84</b>
5.1	Allgemein .....	84
5.2	Diskussion der verwendeten Materialien.....	85
5.2.1	Kadaverpräparate .....	85
5.3	Diskussion der angewendeten Methoden .....	87
5.3.1	Operationsverfahren.....	87
5.3.2	Implantation des Prothesensystems .....	88
5.3.3	Ultraschall – Bewegungsmesssystem .....	88
5.3.4	Knie-Kinemator .....	90
5.3.5	Industrieroboter .....	93

---

5.4	Diskussion der Ergebnisse.....	95
5.4.1	Die Beweglichkeit nativer Kadaverpräparate.....	95
5.4.2	Die Funktionalität des bikompartimentellen Gelenkersatzes .....	97
5.4.3	Die Auswirkungen des fehlenden LCA bei einem Gelenkersatz .....	101
5.4.4	Die Folgen des fehlenden LCA .....	104
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>107</b>
<b>7</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>110</b>
7.1	Abbildungsverzeichnis.....	110
7.2	Tabellenverzeichnis.....	112
7.3	Abkürzungsverzeichnis .....	113
7.4	Literaturverzeichnis .....	115
<b>8</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>132</b>
<b>9</b>	<b>Veröffentlichung.....</b>	<b>133</b>
<b>10</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>134</b>

# 1 Einführung

## 1.1 Allgemein

Die Orthopädie beschäftigt sich mit Erkrankungen des Bewegungsapparates. Hierbei haben operative Therapiemaßnahmen im Alltag orthopädischer Kliniken mittlerweile eine große Bedeutung erlangt.

Bei der häufigsten Pathologie der Gelenke im zunehmenden Alter handelt es sich um degenerative Veränderungen in Form von Arthrose. Knie- und Hüftgelenk sind die am häufigsten betroffenen Gelenke und stehen in ihrer Wichtigkeit für den Lebensalltag an erster Stelle. Eine erfolgreiche Therapiemöglichkeit bei einer degenerativen Gelenkerkrankung ist eine chirurgische Intervention in Form einer implantierten Endoprothese. Durch neue Erkenntnisse und technische Möglichkeiten im Bereich der Biomechanik und Endoprothetik wurden im Laufe der Zeit neue und bessere Modelle entwickelt, die sich in ihren Eigenschaften und Anwendungsgebieten voneinander unterscheiden. Dabei ist das gemeinsame Ziel der operativen Therapiemaßnahme stets die Wiederherstellung der Gelenkfunktion. Um diese Anforderung zu erfüllen, ist ein detailliertes Wissen über den physiologischen Bewegungsablauf, den begleitenden mechanischen Belastungen und dem zugrunde liegenden biomechanischen Verhalten von Bedeutung. Dabei spielt auch die individuelle Erfahrung des behandelnden Arztes eine große Rolle, die korrekte Indikation für die operative Versorgung mit der entsprechenden Endoprothese zu stellen [192]. Nur auf diese Weise kann sichergestellt werden, dass der Patient die bestmögliche Versorgung erhält und dabei keinen Einschränkungen im Alltag ausgesetzt ist.

## 1.2 Bedeutung der Studie

Die Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung gab in ihrer Bundesauswertung von 2008 bekannt, dass an 1017 teilnehmenden Kliniken in Deutschland 146.052 Knie-Total-Endoprothesen implantiert wurden [27]. Die Zahl der Hüft-Endoprothesen belief sich im selben Jahr bei 1158 erfassten Kliniken auf 156.887 Erst-Implantationen [26]. Diese Zahlen veranschaulichen die enorme Bedeutung der zugrundeliegenden Erkrankung und der damit verbundenen operativen Versorgung. Aufgrund der stetigen Zunahme des durchschnittlichen Lebensalters und dem Anteil der älteren Bevölkerungsgruppen werden die Ärzte auch in Zukunft vermehrt mit derartigen Problemen konfrontiert sein.

Neben der Bedeutsamkeit für die Medizin geraten auch Wirtschaft und Wissenschaft immer mehr in den Fokus der diskutierten Thematik, da außer einer optimalen Patientenversorgung auch ökonomische und wissenschaftliche Faktoren in den Vordergrund treten. Im Hinblick auf die finanzielle Situation werden zusätzlich Ansprüche in Form von Kosteneffizienz und Einsparungen geltend gemacht. Derzeit übliche Maßnahmen sind kürzere Krankenhausverweildauern mit frühzeitigen Entlassungen und fallbezogenen Abrechnungspauschalen. Dies wird hauptsächlich durch schonende Operationsverfahren erreicht, die in minimal-invasiver Technik durchgeführt werden. Für eine optimale Patientenversorgung ist die postoperative Funktionalität des künstlichen Gelenkes von großer Bedeutung. Daher werden hohe Anforderungen an das jeweilige Prothesensystem gestellt, um die Lebensqualität der Patienten nachhaltig zu verbessern. Moderne Konzepte in der Biomechanik und Endoprothetik spielen dabei eine wichtige Rolle, die im Rahmen der Forschung entwickelt wurden.

Wesentlichen Anteil an der Patientenversorgung mit erstklassigen medizinischen Produkten bilden die Erkenntnisse aus den forschenden Bereichen. Viele Lösungsansätze für orthopädische Erkrankungen und deren Behandlungsoptionen wurden dabei auf der Grundlage biomechanischer Forschungsarbeiten in den Laborräumen erarbeitet und optimiert.



### 1.3 Ziele der Arbeit

Die klinische Testung von Prothesenmodellen ist ein verbreitetes Forschungsfeld. Hauptuntersuchungspunkte sind dabei postoperative Beweglichkeit, Stabilität, Funktionalität sowie patientenabhängige Untersuchungen der arthrotisch veränderten Kniegelenke. Diese Punkte entsprechen auch der gemeinsamen Problematik, mit der die Operateure stets konfrontiert sind.

Die verfügbaren Prothesenmodelle lassen sich anhand ihres Designs und ihrer Funktion verschiedenen Kategorien zuordnen und bieten je nach Konzept unterschiedliche Vorteile. Die Wahl des geeigneten Modells wird dabei im Wesentlichen vom Ausmaß der Gelenkschädigung bestimmt. Zwangsläufig stellt sich die Frage, ob und in welcher Form, eine Prothese die kinematischen Eigenschaften eines intakten Knies wieder herstellen kann.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit kinematischen Messungen eines neuentwickelten, unicondylären, bikompartimentellen Oberflächenersatzes der Firma Smith & Nephew® an humanen Kadaverpräparaten. Das verwendete „Journey Deuce®“ – Prothesensystem weist gegenüber den bisher etablierten Modellen einige Besonderheiten auf, die an anderer Stelle näher erläutert werden. Zudem ist dieses Modell erst seit kurzer Zeit in klinischer Verwendung. Daher liegen bisher noch keine biomechanischen Untersuchungen vor, welche diese Prothese näher klassifizieren. Die Aufgabe ist es, qualitative Aussagen über die Kinematik unter Verwendung des neuartigen Modells zu treffen. Diese Anforderung ist am ehesten erfüllt, wenn ein Vergleich mit der Kinematik des unveränderten intakten Kniegelenks angestellt wird. Computergesteuerte Messungen liefern die erforderlichen kinematischen Daten, durch deren Analyse vergleichende Aussagen über die Kinematik des jeweiligen Zustandes im Kniegelenk getroffen werden können.

Mit Hilfe der verfügbaren Materialien und dem Wissen der Beteiligten soll diese experimentelle Studie darüber hinaus zu neuen Denkansätzen und Innovationen verhelfen. Einerseits besteht die Möglichkeit, auf neue Fragen Antworten zu finden. Andererseits lassen sich durch veränderte Versuchseinstellungen andere Bereiche in der Knie-Kinematik abdecken. Zusätzlich können weitere

Prothesenmodelle nach ähnlichem Schema getestet werden. Auf diese Weise eignen sich die gewonnenen Daten zu vergleichenden Analysen zwischen den verschiedenen Modellen. Sie geben Aufschluss über eventuelle Vor- und Nachteile.

Ein angestrebtes Ziel sollte sein, in naher Zukunft über Prothesen zu verfügen, deren biomechanisches Verhalten sich nur wenig vom natürlichen unterscheidet. Dadurch ist es möglich, die Lebensqualität der betroffenen Patienten noch weiter zu verbessern.

## 2 Anatomie / Pathologie / Biomechanik

### 2.1 Anatomie

#### 2.1.1 Knochen und Gelenkflächen

##### 2.1.1.1 Makroskopischer Aufbau

Zu den artikulierenden Knochen des Gelenks zählen Femur, Tibia und Patella. Das distale Ende des Femurs besteht aus dem breiteren Condylus lateralis und dem schlankeren Condylus medialis. Beide Femurcondylen sind nicht komplett kreisförmig, sondern setzen sich aus verschiedenen Kreisbögen mit abnehmendem Radius zusammen [79; 117; 181]. Ventral von beiden Condylen befindet sich die knorpelige Facies patellaris femoris. Diese bildet zusammen mit der Facies articularis patellae das retropatellare Gleitlager. Der vordere Anteil der Oberfläche des Condylus medialis steigt nach ventral um  $11^\circ$  an (engl. „*upward slope*“) [155]. Der hintere Anteil ist dagegen eben und berührt das Hinterhorn des Meniskus. Die Oberfläche des Condylus lateralis ist im Zentrum eben, nach anterior und posterior fällt sie jedoch ab (engl. „*downward slope*“). Dadurch passt sie sich den Bewegungen der Hörner des lateralen Meniskus an [117; 155; 181]. In Abbildung 1 ist der anatomische Aufbau der artikulierenden Knochen, Menisken und stabilisierenden Bändern dargestellt. Abbildung 2 zeigt MR-Schnittbilder der Femurcondylen, um die Formgebung zu verdeutlichen.

Die Patella als Sesambein (*Os sesamoideum*) ist so in die Quadricepssehne eingefügt, dass die Apex patellae nach kaudal zeigt. Sie dient der Führung der Quadricepssehne und der Reibungsminderung zwischen Sehne und Knochen. Zusätzlich steigert sie als eine Art Umlenkrolle das Drehmoment des *M. quadriceps femoris*.

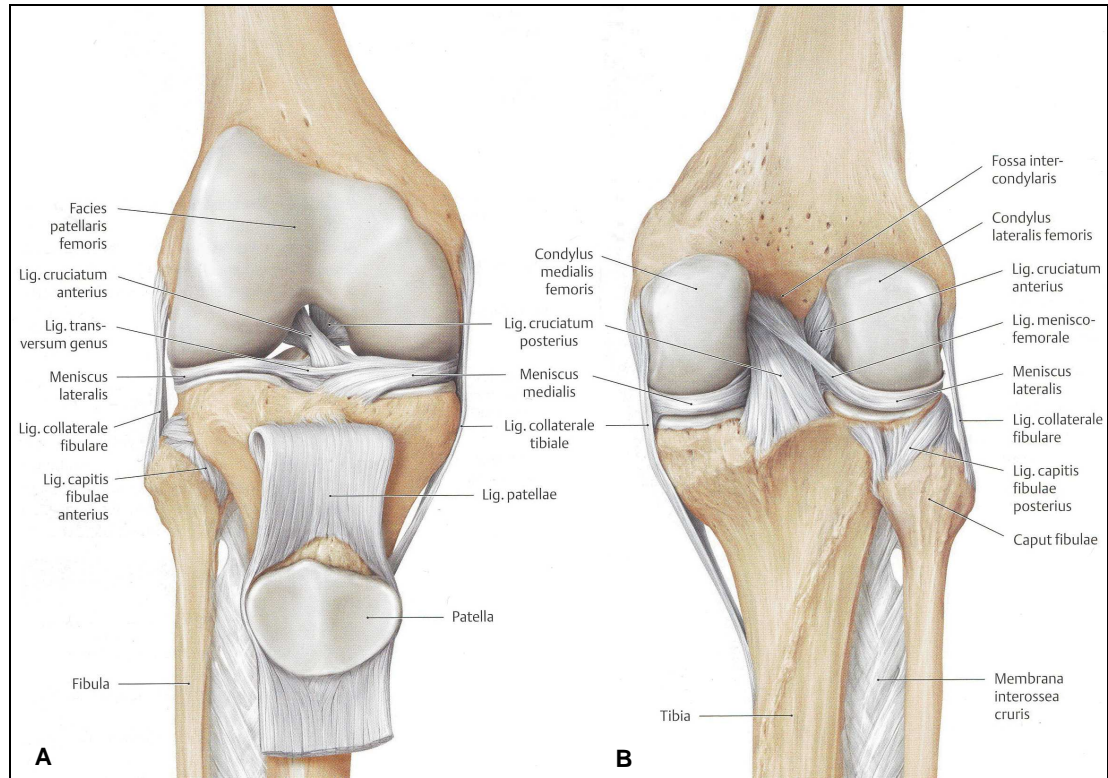


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines rechten Kniegelenks mit den zugehörigen Bändern, Ansicht in Extension von ventral (A) und dorsal (B) [203]

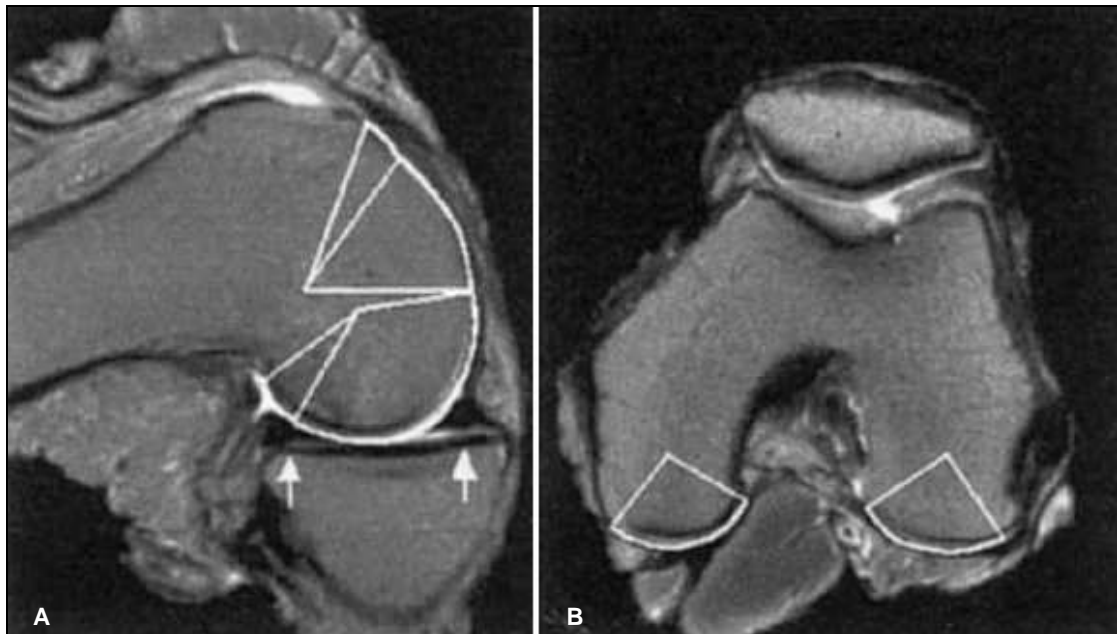


Abbildung 2: MR – Tomogramm zur Darstellung der femoralen Condylenform und der Menisken (Pfeile), sagittales (A) und coronares (B) Schnittbild [155]

### 2.1.1.2 Mikroskopischer Aufbau

Der hyaline Gelenkknorpel zählt zur Gruppe der Stützgewebe und besteht aus zellulären Bestandteilen und Interzellulärschubstanz. Der Knorpel enthält weder Blut-, noch Lymphgefäße und Nervenstränge, sondern wird durch Diffusion der Nährstoffe aus der synovialen Flüssigkeit versorgt. Die hoch spezialisierten Chondrozyten bilden die zelluläre Komponente und enthalten zahlreiche Organellen zur Matrixsynthese [92]. Aus den Bestandteilen der Extrazellulärmatrix (ECM) bilden sie ein Molekülgerüst und sorgen für die Formgebung des hyalinen Knorpels. Im Laufe des Alterns nehmen Synthesekapazität und Stoffwechsellätigkeit der Chondrozyten ab. Es finden kaum mehr Zellteilungen statt. Die Syntheseaktivität ist noch soweit vorhanden, um die Knorpelschubstanz durch internes „Remodeling“ aufrecht zu halten [32].

Die Extrazellulärmatrix (ECM) besteht aus interzellulären Substanzen wie Gewebeflüssigkeit und einem Gerüst aus Makromolekülen („Aggrecane“). In der Gewebeflüssigkeit befindet sich neben kleinen Proteinen und Metaboliten auch eine hohe Konzentration von Kationen. Den Hauptbestandteil der Flüssigkeit bildet Wasser. Dies verursacht bis zu 80% des Nassgewichts des hyalinen Knorpels [141; 233]. Zu den Makromolekülen zählen Kollagene, Proteoglycane und Glycoproteine. Dabei macht das Kollagen Typ II circa 90-95% aus und bildet durch seine überkreuzte Faseranordnung ein regelrechtes Maschenwerk. Die Proteoglycane bestehen aus einem Proteinkern mit mehreren Ketten von Glycosaminoglykanen, wie zum Beispiel Hyaluronsäure, Chondroitin- und Kerasulfat. Die Seitenketten haben stets eine negativ geladene Gruppe und ziehen dadurch verstärkt Kationen an. Gleichzeitig werden Anionen abgestoßen [195]. Durch die erhöhte Gesamtkonzentration anorganischer Ionen entsteht aufgrund der Impermeabilität für zahlreiche Proteine ein „Donnan-Potential“ [233]. Daher steigt der osmotische Druck an und bewirkt eine vermehrte Anziehung und Bindung von Wasser. Somit erhält der Knorpel seine mechanischen Eigenschaften in Form von Festigkeit, Formstabilität, Druckelastizität und Belastbarkeit.

## 2.1.2 Kapsel-Band-Apparat

### 2.1.2.1 Wichtige Bandstrukturen

Die beiden Kreuzbänder dienen dem Zusammenhalt beider Gelenkkörper. Sie verhindern das Abgleiten der Femurcondylen von den flachen Gelenkpfannen des Tibiaplateaus in die jeweilige Richtung. Zusammen mit den Kollateralbändern bilden sie mit anderen statischen Elementen wie Knochen, Kapsel und Menisken ein Gerüst. Gemeinsam wird das Gelenk mit dynamischen muskulären Strukturen stabilisiert und der Bewegungsumfang festgelegt [80]. Zudem verfügen die Bänder über eine Mehrzahl von Mechanorezeptoren mit überwiegend propriozeptiver Funktion [2]. In Abbildung 1 und Abbildung 3 sind die Kreuz- und Seitenbänder schematisch dargestellt.

Das Lig. cruciatum anterius (LCA) hat seinen Ursprung an der lateralen Wange der Fossa intercondylaris femoris und zieht von dort in sich verdrillt zur Area intercondylaris anterior. Ein Teil der Fasern inseriert am vorderen Abhang der Eminentia intercondylaris und strahlt in das Vorderhorn des Meniscus medialis ein. Zudem ist das LCA in zwei funktionell gebündelte Anteile untergliedert [7]. Auf diese Weise erhält das Kniegelenk beim Bewegungsablauf zusätzliche Stabilität und ist bis zu einem gewissen Grad der Belastung vor Extrembewegungen geschützt [85].

Das Lig. cruciatum posterius (LCP) verläuft von der medialen Wange der Fossa intercondylaris zur Area intercondylaris posterior und windet sich dabei etwas um das LCA nach dorsal. In 80% der Fälle strahlt ein laterales Bündel, das Lig. meniscofemorale posterius („Wristberg“) nach distal zum hinteren Umfang des Meniscus lateralis aus. Seltener zieht ein Bündel zum vorderen Umfang des Meniscus lateralis, das als Lig. meniscofemorale anterius („Humphrey“) bezeichnet wird [185]. Ebenso wie das LCA setzt sich das LCP aus zwei großen Bündeln zusammen [113]. Auch hier tritt die Bedeutung der Anatomie unter Berücksichtigung der jeweiligen Funktion in den Vordergrund.

### 2.1.2.2 Menisken

Die Menisken dienen der Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen den stark gekrümmten Femurcondylen und der flachen Gelenkpfanne des Tibiaplateaus. Der C-förmige Meniscus medialis ist mit seinem Vorder- und Hinterhorn über kurze Bänder mit dem Knochen im Bereich der Areae intercondylares anterior und posterior verankert und somit kaum verschiebbar. Gleichzeitig ist er mit dem Lig. collaterale mediale (LCM) fest verwachsen und wird dadurch bei einem Trauma des LCM oft in Mitleidenschaft gezogen. Der Meniscus lateralis gleicht eher einem Dreiviertelring. Sein Ursprung und Ansatz liegen nahe beieinander im Bereich des Tuberculum intercondylare lateralis. Eine zusätzliche Bandbefestigung wie beim Meniscus medialis ist nicht vorhanden. Somit ist der Meniscus lateralis leichter beweglich und kann Belastungen einfacher ausweichen. Beide Menisken sind insgesamt verschiebbar und fungieren als transportable Gelenkfläche. Sie fangen 30-35% der Druckbelastung im Kniegelenk auf [200]. Die vorderen Umfänge sind durch einen runden Faserzug, das Lig. transversum genus, miteinander verbunden. Dieses liegt eingebettet im Hoffa-Fettkörper [185].

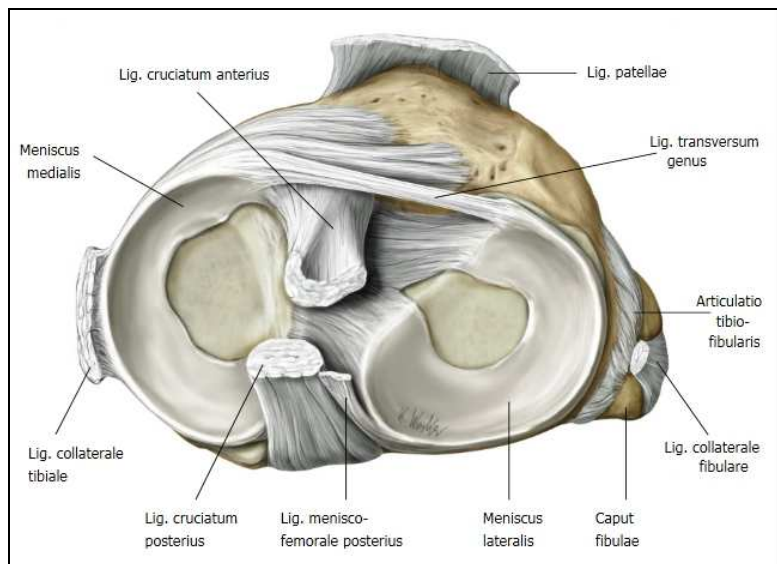


Abbildung 3: Darstellung beider Menisken im rechten Kniegelenk, Ansicht von cranial [203]

### 2.1.3 Muskelapparat

Das synergistische oder antagonistische Zusammenwirken verschiedener Muskeln und deren Einteilung in funktionellen Muskelgruppen sorgen für die Bewegung im Gelenk. Abhängig von ihren Ursprungsfeldern und ihrem Verlauf sind sie für die jeweilige Bewegung verantwortlich. Die Oberschenkelmuskeln werden daher topographisch und funktionell in eine vordere und hintere Muskelgruppe unterteilt.

Die subcutan liegende derbe Fascia lata geht auf Höhe des Kniegelenks in die Fascia cruris über. Die Unterteilung der Muskelgruppen in drei Kompartimente erfolgt durch die Septa intermuscularia femoris laterale, mediale und posterius. Der lateral verlaufende Tractus iliotibialis verstärkt zusätzlich die Faszie und sichert das Kniegelenk. Durch Herabsetzen der auftretenden Zugspannung erhöht sich die Belastbarkeit des Femurs (Prinzip der Zuggurtung).

Tabelle 1: Extensoren des Oberschenkels

Name	Funktion im Kniegelenk
M. sartorius	Innenrotation
M. rectus femoris*	Extension
M. vastus intermedius*	Extension
M. vastus lateralis*	Extension
M. vastus medialis*	Extension
M. articularis genus	Kapselspanner

Die mit \*) markierten Muskeln werden unter dem Begriff M. quadriceps femoris zusammengefasst und bilden die gemeinsame Quadricepssehne. Darin eingefügt liegt als Sesambein die Patella. Das Lig. patellae bezeichnet die Fortsetzung der Sehne bis zur Insertion an der Tuberositas tibiae.



Tabelle 2: Flexoren des Oberschenkels

Name	Funktion im Kniegelenk
M. biceps femoris, caput longum	Flexion, Außenrotation
M. biceps femoris, caput breve	Flexion, Außenrotation
M. semitendinosus	Flexion, Innenrotation
M. semimembranosus	Flexion, Innenrotation

Die Flexoren entspringen gemeinsam mit Ausnahme des Caput breve des M. biceps femoris am Tuber ischiadicum. Der M. biceps femoris inseriert am Caput fibulae und begrenzt mit seiner Ansatzsehne den lateralen Rand der Fossa poplitea. Der M. semitendinosus und M. semimembranosus ziehen zum Pes anserinus beziehungsweise zum Condylus medialis tibiae. Durch ihren Verlauf werden sie auch als ischiocrurale Muskulatur bezeichnet.

## 2.2 Pathologie

### 2.2.1 Gonarthrose – klinische Aspekte

Erkrankungen im unteren Bewegungsapparat können je nach Schweregrad dazu führen, dass der Betroffene im Alltag eingeschränkt oder komplett verhindert ist [60; 151]. Bei der Gonarthrose handelt es sich um ein, durch Degeneration der Gelenkoberfläche hervorgerufenen, klinisches Syndrom. Dieses ist im Primärstadium durch persistierende Gelenkschmerzen und Dysfunktion gekennzeichnet [23; 35; 73]. Der bestehende Schmerz bei einer arthrotischen Erkrankung tritt in Form eines Belastungs- und Anlaufschmerzes auf. Häufig wird ein intermittierender Verlauf beobachtet, wobei die Schmerzen mit steigendem Schweregrad der Deformität zunehmen. Im weiter fortgeschrittenen Stadium der Arthrose kommen als weitere Symptome noch Gelenkkontrakturen und eine, durch Immobilisation bedingte, Muskelatrophie hinzu [34; 35].

Eine präzise und zielgerichtete Anamnese liefert dem behandelnden Arzt bereits zu Beginn der Vorstellung entscheidende Informationen. Zu den obligatorischen Fragen zählen Schmerzcharakter, Bewegungsumfang, körperliche und Sozialanamnese mit bestimmten Risikofaktoren. Neben der Anamnese ist die körperliche und klinische Untersuchung ein wichtiger Bestandteil der Diagnosefindung. Das Mittel der Wahl der bildgebenden Diagnostik ist eine Röntgenaufnahme des betroffenen Gelenks in zwei Ebenen.

Der folgende röntgenologische Befund sichert die Diagnose [31; 33; 92]:

- Sichtbare Verschmälerung des Gelenkspaltes
- Subchondrale Sklerosierung
- Enchondrale Ossifikation (Osteophytenansammlung)
- Zystenbildung



Abbildung 4: Röntgenaufnahme einer fortgeschrittenen Gonarthrose mit entsprechendem Befund (A = antero-posteriorer Strahlengang; B = medio-lateraler Strahlengang) [238]

Anhand der soweit bekannten Ätiologie lässt sich die Gonarthrose in zwei Gruppen unterteilen. Eine primäre, idiopathische Arthrose entwickelt sich aus einer Degeneration, deren Ursache und Hintergrund im Detail nicht bekannt sind. Die weitaus seltenere sekundäre Arthrose kann verschiedene bekannte Ursachen haben. Hierzu zählen Gelenkverletzungen, Entzündungen, erbliche Erkrankungen, metabolische oder neurologische Störungen [31; 33; 92].

### 2.2.2 Pathophysiologie der Gonarthrose

Nach derzeitigen Erkenntnissen bilden die pathophysiologischen Mechanismen ein Konstrukt mit einer Verkettung vieler Faktoren und Prozessen [31; 33; 34; 73; 95]. Sämtliche Enzyme und Prozesse setzen dabei eine Vielzahl von Kaskaden in Gang, die zeitgleich ablaufen. Sie unterliegen einem wechselseitigen Regulationsmechanismus und verursachen auf lange Sicht eine Degeneration des Knorpels.

Ein wesentlicher Verursacher für die Erosion des Knorpels sind zersetzende Enzyme, die die Grundstruktur des Hyalinknorpels auf molekularer Ebene langsam auflösen [210]. Begleitend hierzu setzt die Ausschüttung und Aktivierung von humanen Entzündungsmediatoren wie Prostaglandin  $E_2$  ( $PGE_2$ ), Bradykinin und Histamin eine Entzündungskaskade in Gang. Mehrere Studien konnten

erhöhte Serumwerte des Entzündungsmarkers „C-reaktives Protein“ (CRP), sowie erhöhte Monozyten-Infiltrationen bei Patienten mit teilweise subklinisch verlaufender Arthrose nachweisen [16; 205; 209]. Durch Hemmung der Atmungskette wird die Prostaglandin-Synthese beschleunigt und damit die Chondrozytenfunktion beeinträchtigt [44; 191].

Früher wurde die Gonarthrose als non-inflammatorische Arthropathie klassifiziert. Entgegen dieser Meinung veranlassen die erzielten Beobachtungen ein Umdenken in Hinblick auf neuartige pharmakologische Therapiemöglichkeiten [93]. Nach der Studie von Bonnet et al. [23] kann eine fokale Entzündung der Synovia dazu führen, dass Mediatoren freigesetzt werden, die sich positiv auf die Angiogenese auswirken. Dabei kommt es unter dem Einfluss verschiedener Enzyme, wie zum Beispiel dem „Vascular endothelial growth factor“ (VEGF), zu einer endothelialen Zellmigration und Proliferation. Dies bewirkt eine vermehrte Ausbildung von Blut- und Lymphgefäßen in der Synovia [89; 226]. VEGF ist im normalerweise avaskularisierten Knorpel zusätzlich für die enchondrale Ossifikation verantwortlich [184]. Die Einwanderung von sensiblen Nervenfasern [23] und deren Sensibilisierung durch zirkulierende Entzündungsmediatoren verursachen die typische chronische Schmerzsymptomatik [122; 124]. Die enzymgesteuerte Freisetzung inflammatorisch wirkender Zytokine, wie „Tumor Nekrose Factor  $\alpha$ “ (TNF $\alpha$ ) und „Interleukin-1 $\beta$ “ (IL-1 $\beta$ ) [23; 92], beeinflussen die Funktionalität der Chondrozyten. Auf diese Weise wird die Synthese von Proteoglycanen und Typ II-Kollagen gehemmt. Durch die veränderte molekulare Grundstruktur entsteht nun die beschriebene Knorpeldestruktion [94].

Neben den biochemischen und immunologischen Vorgängen führen auch biomechanische Einflüsse zur Ausbildung von Arthrose. Dauerhafte Fehlstellungen und Fehlbelastungen des betroffenen Gelenks bewirken eine Veränderung der Druck- und Kraftverhältnisse. Demzufolge sind die angrenzenden Gelenkflächen unphysiologischen Belastungen ausgesetzt. Als Reaktion darauf kommt es unter Enzymeinfluss zur Ausbildung neuer Knochenanteile an den Randbereichen des Knorpels. Diese enchondrale Ossifikation ist röntgenologisch sichtbar [31; 33].

### 2.2.3 Risikofaktoren

Der vorrangige Risikofaktor für die Gonarthrose ist das Altern der Menschen [35; 64]. Durch den Verlust der alternden Chondrozyten geht die Fähigkeit zur Erhaltung und Wiederherstellung des Knorpels verloren [4; 156; 157].

Sämtliche Gelenkverletzungen sind ein weiterer Risikofaktor zur Entstehung von Arthrose [144]. Die posttraumatische Gelenkinstabilität und Inkongruenz bewirken eine veränderte Belastung im Gelenk und gefährden die Reparaturvorgänge an der Knorpeloberfläche [88; 154]. Dadurch erhöht sich das Risiko einer progressiven Degeneration in Form der posttraumatischen Arthrose. Studien zeigen, dass wiederholtes intensives Belasten der Gelenke nach einigen Jahren zur Erkrankung führen kann. Dazu zählen zum Beispiel körperlich anstrengende Beschäftigungen, die das Tragen schwerer Gegenstände oder häufiges Hinknien erfordern [123; 201]. Im Gegensatz dazu wird bei alltäglichen Aktivitäten kein erhöhtes Risiko festgestellt. Anderen Studien zufolge ist das Risiko einer Arthrose durch sportliche Betätigung gesteigert. In diesem Fall sind die Gelenke wiederholt hohen Anforderungen wie Stößen oder belasteten Drehbewegungen ausgesetzt [23; 29; 47]. Zu den weiteren Risikofaktoren zählen Adipositas, Gelenkinstabilitäten und angeborene oder erworbene Gelenkdysplasien [35; 74]. Hierbei sorgen dauerhaft veränderte Kraftverhältnisse und abnormale Belastungen an der Gelenkoberfläche für eine Degeneration des Knorpels.

### 2.2.4 Epidemiologische und wirtschaftliche Aspekte

In der Literatur wird die Arthrose der unteren Extremität als häufigste Form der Gelenkerkrankung unter der Bevölkerung im mittleren, höheren und hohen Alter beschrieben [28; 35; 187]. Sowohl Männer als auch Frauen sind davon betroffen, obwohl sie bei Frauen häufiger beobachtet wird [30].

Eine der größten Studien ist die „Framingham-Osteoarthrose-Studie“ aus den Jahren 1983 bis 1985. Eine Auswertung von Felson et al. [75] ergab, dass die hohe Prävalenz der Erkrankung mit dem Alter zusätzlich ansteigt. Waren es bei den unter 70 Jährigen noch 27,4%, so stieg der Anteil bei den über 80 Jährigen

auf 43,7%. Die Tatsache, dass Frauen häufiger betroffen sind als Männer, konnte durch diese Studie belegt werden [75]. Die Auswertung einer anderen großen Studie, der „National Health and Nutrition Examination Survey I“ (NHANES I) der Jahre 1971 bis 1975, bestätigte die Ergebnisse der „Framingham-Studie“ [160].

Einer Studie von Lawrence et al. [130] zufolge litten 1995 mehr als etwa 40 Millionen US-Amerikaner an Arthrose. Im Jahre 2020 werden etwa 59 Millionen Bürger davon betroffen sein [130]. Die World Health Organisation (WHO) schätzt, dass weltweit 10% der Bevölkerung über 60 Jahre an dieser Erkrankung leiden [35]. Reginster et al. [187] berichteten, dass die wirtschaftliche Tragweite der Arthrose 1% - 2,5% des Brutto-Inland-Produktes westlicher Länder belastet. Viele Patienten sind durch die entstandene Behinderung der Erkrankung arbeitsunfähig [28]. Laut einer Studie von Carmona et al. [39] mussten bei 5% von ungefähr 3000 untersuchten Spaniern mit Gonarthrose frühzeitige Rentenzahlungen getätigt werden. Für die Wirtschaft sind die dadurch aufkommenden hohen und lang andauernden Pensionszahlungen neben den direkten Kosten der Patientenversorgung ein ernstzunehmendes Problem [35; 87; 147; 133]. Einer Studie von Elders et al. [64] zufolge betragen die jährlichen Unkosten für die Gesellschaft in den USA im Jahr 2000 geschätzte 95 Milliarden US-Dollar, verursacht durch medizinische Versorgung und fehlende Gehälter.

## **2.2.5 Therapie der Gonarthrose**

### **2.2.5.1 Konservative Therapiemöglichkeiten**

Die Schädigung des Knorpels und die damit verbundenen degenerativen Erscheinungen sind nicht mehr reversibel. Daher haben die einzelnen Therapiemöglichkeiten das Ziel, die Progression der Erkrankung zu verlangsamen oder die Entstehung hinauszuzögern. Im Vordergrund steht eine medikamentöse Therapie zur Beseitigung der Schmerzen. Hierfür sind orale Substanzen der Gruppe der „Nicht-steroidalen Anti-Rheumatika“ (NSAR) oder nichtsaure antipyretische Analgetika geeignet [58; 91]. Medikamentenunverträglichkeit und un-

erwünschte Nebenwirkungen sind vom behandelnden Arzt streng zu überprüfen, da eine längerfristige Einnahme zu schwerwiegenden gastrointestinalen oder kardiovaskulären Nebenwirkungen führen kann [199]. Eine weitere Möglichkeit der Schmerztherapie sind langwirksame Kortikosteroid-Injektionen, die antiphlogistisch und antipyretisch wirksam sind [204].

Neben dem pharmakologischen Ansatz sind physiotherapeutische Übungen und körperliches Training ein wichtiger Bestandteil der Therapie. Mittlerweile ist eine Vielzahl von Möglichkeiten zur Steigerung der Funktionalität und Beweglichkeit verfügbar [77]. Regelmäßige krankengymnastische Übungen lindern die Symptomatik und therapieren erfolgreich die durch Immobilität verursachten Gelenkkontrakturen [58; 78]. Eine gut ausgebildete Muskulatur kann die betroffenen Gelenke entlasten und so der Schädigung vorbeugen. Außerdem steigern die Schulung von Balance- und Koordinationsfähigkeit den Bewegungsumfang und die Gelenkstabilität [115]. Das Ziel der physiotherapeutischen Behandlung ist es, dem Patienten die Bewältigung des Alltags wieder zu ermöglichen [76].

#### 2.2.5.2 Grundlagen einer invasiven Behandlung

Im Vorfeld einer angestrebten invasiven Behandlung steht die umfassende und aufklärende Beratung durch den behandelnden Arzt an erster Stelle. Vordergrundig sind die fortgeschrittenen Beschwerden des Patienten [158]. Auch das Alter und der allgemeine Gesundheitszustand des Patienten müssen in Betracht gezogen werden. Im Alter sind kardiovaskuläre oder respiratorische Krankheiten relativ häufig anzutreffen. Diese beherbergen ein erhöhtes Risiko während und nach einer Operation. Bei der Implantation einer Endoprothese als häufigstes invasives Verfahren werden die destruierten Gelenkanteile entfernt und durch künstliche Materialien ersetzt. Statistiken zufolge erreichen die meisten Patienten durch den Eingriff Schmerz- und Beschwerdefreiheit. Zusätzlich verbessern sich Mobilität und Bewegungsumfang durch die Wiederherstellung der Gelenkfunktion. Patienten, die zuvor auf Unterarmgehstützen angewiesen waren, können nach der Operation wieder selbstständig stehen und gehen [59; 204]. Sie gewinnen dadurch an Lebensqualität [61; 173].

## 2.3 Biomechanik des Kniegelenks

### 2.3.1 Beinachsen und Kniebewegung

Von großer Bedeutung für die untere Extremität ist die geometrische Lagebeziehung der beteiligten Strukturen. Bei normalen Achsenverhältnissen liegen die großen Gelenke der unteren Extremität auf einer Geraden. Diese stellt die mechanische Längsachse, die sogenannte Traglinie des Beins dar. In der Orthopädie wird sie als „Mikulicz-Linie“ bezeichnet [200]. Sie verbindet das Drehzentrum des Caput femoris, die Eminentia intercondylaris tibiae und das Zentrum der Malleolengabel am distalen Ende des Unterschenkels. Beim Tibiaschaft stimmen anatomische und mechanische Längsachse überein. Dagegen schließt der Femurschafts einen Winkel von etwa  $6^\circ$  ein. Auf diese Weise liegen die Längsachsen von Ober- und Unterschenkel nicht auf einer Geraden. Stattdessen sind sie auf Höhe des Kniegelenks in der Frontalebene mit einem Winkel von  $174^\circ$  nach außen abgewinkelt [203].

Zu den Achsenabweichungen in der Frontalebene zählen das Genu varum (O-Bein) und valgum (X-Bein) [238]. Im ersten Fall liegt die Mitte des Kniegelenks lateral, im zweiten Fall medial von der Belastungslinie. Entsprechend der Fehlstellung ändern sich die Druck- und Kraftverhältnisse im Gelenk. Auf diese Weise verursachen sie krankhafte Veränderungen an den betroffenen Knochen und Weichteilen. Abbildung 5 zeigt schematisch die Beinachsen mit den beiden häufigsten Achsenabweichungen.



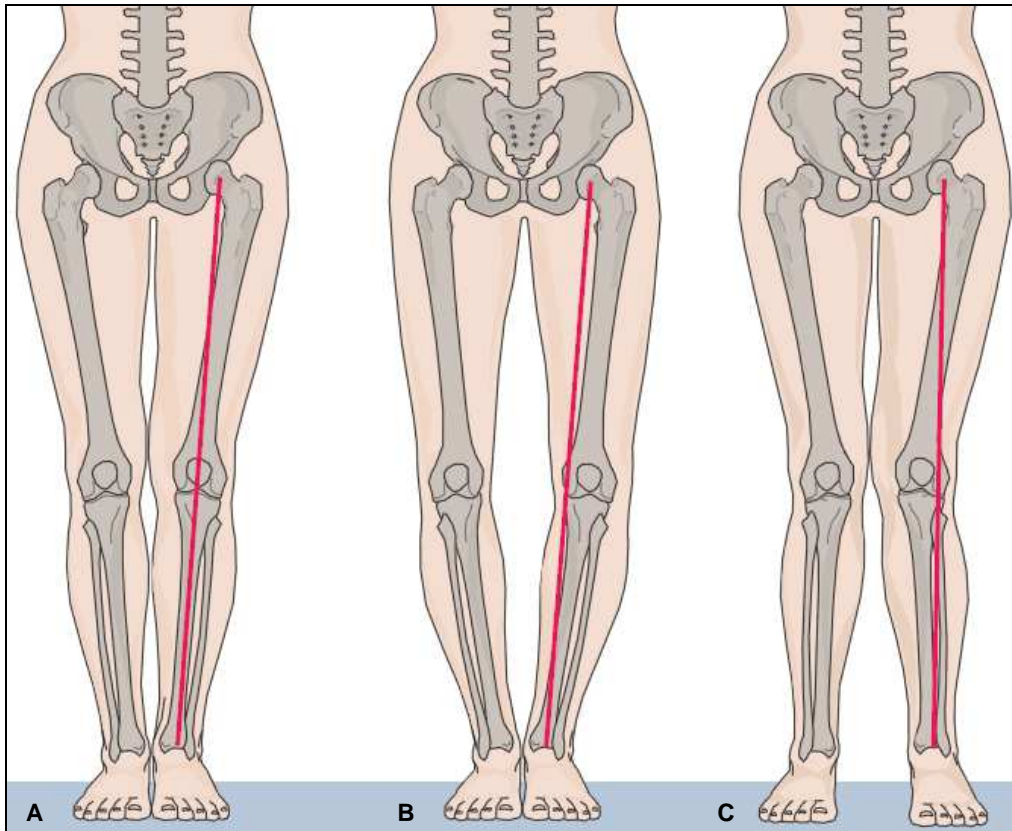


Abbildung 5: Darstellung der Beinachsen: normal (A); Genu varum (B) und valgum (C) (die Belastungslinie ist rot dargestellt) [238]

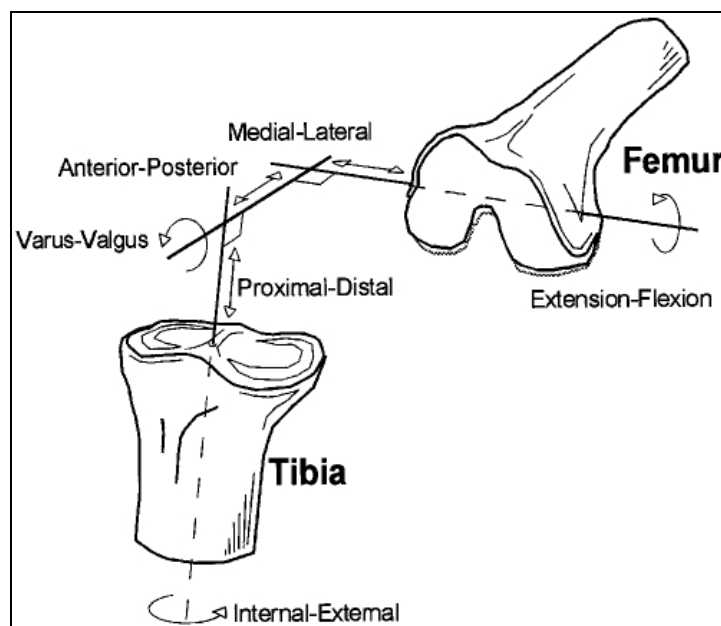


Abbildung 6: Schematische Darstellung der sechs Bewegungsgrade im Kniegelenk [234]

Ein Freiheitsgrad eines Gelenks entspricht gedanklich einer Koordinate im dreidimensionalen Raum. Die Bewegungen im Kniegelenk werden üblicherweise durch die tibiale (longitudinale) Achse und zwei dazu senkrecht verlaufende Achsen, die sagittale und transversale, beschrieben. Aus Abbildung 6 wird ersichtlich, dass das Kniegelenk über maximal sechs Freiheitsgrade verfügt. Die jeweiligen Rotations- und Translationsbewegungen sind in Abhängigkeit ihrer Achsen folgendermaßen definiert [234]:

- (1) Transversalachse: Flexion / Extension
- (2) Sagittalachse: Adduktion / Abduktion (Varus / Valgus)
- (3) Longitudinalachse: Innenrotation / Außenrotation
- (4) Sagittalachse: Anterior- / Posteriortranslation
- (5) Transversalachse: Medial- / Lateraltranslation
- (6) Longitudinalachse: Distraction / Kompression

Der sechste Freiheitsgrad in longitudinaler Richtung ist in der Literatur beschrieben und auch mathematisch errechnet [71; 101]. Im Klinikalltag haben allerdings die Bewegungsrichtungen Flexion / Extension und Innenrotation / Außenrotation den größten Stellenwert. Zur quantitativen Beurteilung des Bewegungsumfanges des menschlichen Knies ist die Neutral-Null-Methode geläufig. Ausgehend von der Neutralstellung wird der Unterschenkel durch den Untersucher passiv bewegt und so der maximale Bewegungsumfang mit Hilfe eines Winkelmessers ermittelt.

Folgende Werte beschreiben den Normalbefund [238]:

- Flexion / Extension:  $150^\circ - 0^\circ - 0^\circ$
- Innenrotation / Außenrotation:  $10^\circ - 0^\circ - 30^\circ$

Viele Ursachen, zum Beispiel Verletzungen oder Erkrankungen, können zu einem verminderten Bewegungsumfang führen. Bei der Gonarthrose sind niedrigere Werte ein typisch klinischer Befund.

### 2.3.2 Bewegungsführung

Als Voraussetzung für die Bewegung eines Gelenks gilt die Übertragung von einwirkenden Kräften mit definierter Richtung, Betrag und Angriffspunkt. In Abhängigkeit davon wird durch den resultierenden Kraftfluss eine Bewegung ausgelöst. Die Übertragung an der gelenkigen Verbindung erfolgt durch eine Kombination von Druck senkrecht auf die Gelenkoberfläche und Zug in den umspannenden Weichteilen. Die Zugspannung verläuft dabei entlang der Faseranordnung [97]. Eine wesentliche Eigenschaft der Bandstrukturen ist die relative Unelastizität, beziehungsweise geringe Dehnbarkeit. Die fixe Länge verhindert somit eine Dislokation und übermäßige Beweglichkeit des Gelenks [234]. Der hyaline Knorpel verfügt aufgrund seiner Beschaffenheit über hervorragende Reibungseigenschaften (Reibungskoeffizient = 0,005 - 0,025). Daher treten bei der Übertragung von Femur zur Tibia kaum signifikante Scherkräfte auf [198].

Aufgrund der stark inkongruenten Gelenkflächen ist eine Knochenführung zur Vermeidung von Extrembewegungen nicht möglich. Stattdessen wird der gesamte Kapsel-Band-Apparat wirksam, der eine geordnete Bewegungsführung gewährleistet. Beide Menisken fungieren dank ihrer Form und Faseranordnung als eine Art Stoßdämpfer und sorgen für eine homogene Kraftverteilung [189]. Sie verleihen dem Gelenk Stabilität und verbessern durch ihren Sitz die Kongruenz beider Gelenkflächen. Außerdem sind sie für die Kraftübertragung zwischen Femur und Tibia zuständig [97; 225].

### 2.3.3 Kniegelenks-Kinematik

Wie bereits geschildert wurde, ist die Form der beiden Femurcondylen nicht identisch. Somit lässt sich bereits erahnen, dass die genaue Bewegung einem komplexen Vorgang unterliegt. In Abhängigkeit des Flexionswinkels befinden sich die Femurcondylen des medialen und lateralen Kompartiments in unterschiedlichen Positionen auf dem flachen Tibiaplateau.

Anstatt über die Fläche zu rollen, gleitet der mediale Condylus in Form einer Rotationsbewegung um die transversale Achse nach dorsal. Daher liegen bei

zunehmender Flexion die posterioren Anteile des Femurcondylus auf der posterioren Gelenkfläche. Entgegen früherer Meinungen ist demnach nur eine geringe posteriore Translationsbewegung des tibiofemorale Kontaktpunktes zu verzeichnen [117; 181].

Beim lateralen Kompartiment liegt der vordere Anteil des Condylus in voller Extension im vorderen Bereich des Tibiaplateaus [117; 181]. Aufgrund der ventral und dorsal abfallenden Form des lateralen Plateaus ist der Meniskus dabei von Bedeutung. Seine Hörner füllen die Zwischenräume beider artikulierender Knochen aus und stabilisieren zusätzlich das Gelenk in dieser Position. Bei zunehmender Flexion erfährt der laterale Condylus eine kombinierte Roll- und Gleitbewegung entlang der tibialen Artikulationsfläche nach dorsal. Entsprechend ist der tibiofemorale Kontaktpunkt am Ende der Flexionsbewegung nach posterior verschoben [117; 181].

Bei der Kniebeugung legt der laterale Condylus insgesamt eine längere Strecke zurück als der mediale. Aufgrund dieser Differenz tritt zusätzlich eine passive Innenrotation der Tibia bei zunehmenden Flexionswinkeln auf. Die longitudinale Drehachse befindet sich dabei im Bereich des tibiofemorale Kontaktpunktes des medialen Kompartiments [202]. Analog hierzu rotiert der Femur bei zunehmender Extension passiv nach innen [117; 181]. Dieser Mechanismus ist in der Literatur als „Screw Home“ beschrieben [10]. Bedingt durch die anatomischen Unterschiede beider Kompartimente im Frontalschnitt kommt es bei steigendem Flexionswinkel zu einer Varus-Rotation. Diese Adduktionsbewegung führt zu einem geringfügigen Aufklappen der Tibia nach lateral. Das Phänomen wird in der Fachsprache als „lift-off“ bezeichnet [79].

#### **2.3.4 Bedeutung des vorderen Kreuzbandes für die Kinematik**

Der Kapsel-Band-Apparat hat die besondere Aufgabe, abnormale Bewegungen zu verhindern, um das Gelenk zu schützen. Das LCA gilt als primärer Widersacher der anterioren Translation der Tibia relativ zum Femur [36; 54; 80; 234; 242]. Zusätzlich bringt es im Bereich von 30° - 90° Flexion mehr als 80% der benötigten Gegenkraft zur Balancierung der Translationsbewegung auf [36]. Aufgrund ihrer anatomischen Lage unterscheidet sich die Zugspannung in den

beiden Bündeln des LCA in Abhängigkeit des Flexionswinkels [84]. Sie ist im vorderen Kreuzband hauptsächlich von der Aktivität der Oberschenkelmuskulatur abhängig. Laut Renstrom et al. [188] reduziert eine isolierte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur die Belastung signifikant. Umgekehrt ist die Zugspannung bei isolierter Aktivität des M. quadriceps femoris von voller Extension bis 45° Flexion signifikant gesteigert [188]. Nach einer kompletten Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes kommt es somit zu einer vermehrten anterioren Dislokation der Tibia unabhängig vom Flexionswinkel [36; 213]. Das maximale Ausmaß der anterioren Translation ist laut Fukubayashi et al. im Bereich von 15° - 45° Flexion um das 2,5 fache erhöht [84]. Dagegen hat das LCA auf die posteriore Translation keine wesentliche Auswirkung [100].

Der Einfluss des vorderen Kreuzbandes auf die interne Tibia-Rotation wird in einzelnen Studien mit unterschiedlichen Meinungen postuliert [8; 80; 121]. Einerseits wird bei Verlust des LCA eine verminderte Innenrotation festgestellt [84]. Andererseits steigert eine isolierte Durchtrennung des LCA die Instabilität im Gelenk und resultiert in einer vermehrten Rotation. [142]. Zusätzlich wurde berichtet, dass eine LCA-Defizienz zusammen mit Läsionen der Kollateralbänder eine varische bzw. valgische Instabilität zur Folge haben [172].

Eine LCA-Defizienz führt bei intakten Kniegelenken langfristig zu tibiofemoraler und patellofemoraler Degeneration, sowie zur Abnutzung der Menisken [102; 111]. Dabei kommt es zu einer signifikant häufigeren Degeneration des medialen Kompartiments. Allerdings sind ebenso das laterale und patellofemorale Kompartiment in erheblicher Anzahl von degenerativen Erscheinungen betroffen [116; 170]. Somit bewirkt der Verlust des LCA eine grundlegende Veränderung der physiologischen Bewegung, was zu einer sekundären Knorpeldegeneration und funktionellen Langzeit-Beeinträchtigung führt.

### **2.3.5 Knie-Endoprothetik**

#### 2.3.5.1 Allgemein

Das Ziel jeder Implantation einer Total-Endoprothese ist die Wiederherstellung der Gelenkfunktion des intakten Knies. Entsprechend den Anforderungen an

das Design der Komponenten müssen diese die natürlichen Rotations- und Translationsbewegungen zwischen den Knochen ermöglichen [202]. Zur Vermeidung von material-schädigenden Druckbelastungen aufgrund einer zu geringen Kontaktfläche ist eine gleichmäßige Kraftverteilung und Schonung des Polyethylen-Inlays nötig [97]. Die Femurcondylen sind nach neueren Studien annähernd kreisförmig ausgebildet [117; 155; 181]. Für die exakte Konstruktion der Femurkontur ist dies von Bedeutung [202].

Die hauptsächlichen Aufgaben des Inlays sind die Menisken zu ersetzen und beide inkongruenten Gelenkflächen auszugleichen. Dadurch werden die Kompressionskräfte kleiner und gleichmäßiger verteilt. Die Stärke der Inlays reguliert als Platzhalter die Zugspannung der beteiligten Bänder [97]. Sind diese zu gering, erfährt das Gelenk eine unnatürliche Instabilität [10]. Die dadurch auftretenden Scherkräfte können letztlich zur Lockerung der Prothese führen [97].

#### 2.3.5.2 Materialien

Aufgrund der hohen Anforderungen an das Implantat achtet man bei der Entwicklung auf Festigkeit und Widerstandsfähigkeit gegen Korrosion und Verschleiß. Heute werden bevorzugt Metalllegierungen, wie Cobalt-Chrom oder Titanium, anstelle von Stahl eingesetzt. Diese Legierungen sind mit einer speziellen, gut verträglichen Beschichtung überzogen. Außerdem bewirkt diese eine hervorragende Integration und Verwachsung des Implantats mit dem vorpräparierten Knochen.

Die Prothese hat einen 10fach höheren Elastizitätsmodul als der des menschlichen Knochens. Daraus ergeben sich Probleme bei der Verbindung beider Bestandteile [198]. Um die enorme Zugbelastung an den kritischen Stellen zu vermindern, wird die Prothese mit einem Polymer der Gruppe „Polymethylmethacrylat“ (Knochenzement; PMMA) fixiert. Je niedriger der Elastizitätsmodul ist, desto einfacher ist Vereinigung des Materials mit dem Knochen. Daher können Titanium-Prothesen aufgrund eines geringeren Elastizitätsmoduls auch häufig zementfrei implantiert werden.

Das Zwischenlager beider Gelenkanteile wird durch das Inlay ausgefüllt. Dieses besteht aus Polyethylen, einem Kunststoff-Polymer, das aus vielen Ethylenmo-

lekülen zusammengesetzt ist (engl. „*ultra high molecular weight polyethylene*“: UHMWPE) [140]. Dieses Material bildet wegen seiner geringeren Festigkeit die Schwachstelle des gesamten Gelenkersatzes. Die ständige Beanspruchung kann hier leichter zum Verschleiß oder Bruch führen [198; 224]. Bisherige Versuche, neue Stoffe und Techniken zu entwickeln, haben sich jedoch nicht durchgesetzt. Daher ist der heute verwendete „UHMWPE“ ein zuverlässiges Standardverfahren in der Endoprothetik [198].

### 2.3.6 Literarischer Überblick der Endoprothetik

In Abhängigkeit des degenerativ veränderten Gelenkes sind unterschiedliche Prothesenmodelle verfügbar. Das am häufigsten verwendete Modell ist die Total-Endoprothese, bei der sämtliche Kompartimente ersetzt werden. Dieses Standardverfahren zeichnet sich durch eine über 90%ige 10-Jahres-Überlebensrate der Implantate, gute Funktionalität und exzellente subjektive Patientenzufriedenheit aus [40; 146; 186]. Die Implantation erfolgt jedoch meistens auf Kosten des vorderen Kreuzbandes, das hintere Kreuzband bleibt üblicherweise erhalten.

Beschränkt sich der Gelenkersatz nur auf den medialen bzw. lateralen Condylus, handelt es sich um eine unikompartimentelle Prothese. Dieses Verfahren ist bereits in mehreren Studien vorgestellt und mit sehr guten Ergebnissen belegt worden [11; 38; 68; 182]. Der mediale Oberflächenersatz zeigt jedoch auch Nachteile. Nach der Studie von Furnes et al. [86] ist die 10-Jahres-Überlebensrate einer unikompartimentellen Prothese gegenüber einer Total-Endoprothese um circa 12% niedriger. Zudem wurde von einer aseptischen Lockerung noch innerhalb der ersten 12 Monate postoperativ in 38% der untersuchten Fälle berichtet [152]. Aufgrund der veränderten Geometrie- und Kraftverhältnisse kann langfristig eine Degeneration des patellofemorale Gleitlagers resultieren, sofern die Degeneration nicht schon gleichzeitig vorhanden ist [17; 18; 228]. Diese Problematik wird als eine der Hauptursachen für das Versagen einer unikompartimentellen Knieprothese angesehen [1; 214].

Bei Ersatz des medialen und patellofemorale Kompartiments ist aus orthopädischer Sicht von einem bikompartimentellen Gelenkersatz die Rede. Eine Me-

thode ist die Kombination einer unikompartimentellen Prothese mit einem retro-patellaren Gelenkersatz [105; 145; 179]. Der wesentliche Nachteil dieses Verfahrens ist die hohe Anforderung an eine erstklassige Operationstechnik, da die korrekte Ausrichtung des Implantates deutlich erschwert ist. Eine Alternative hierzu ist die Verwendung eines neuartigen Prothesenkonzeptes, welches beide femoralen Anteile ineinander vereint [69; 193]. Dies haben diverse Studien als Hintergrund, denen zufolge diese Kompartimente am häufigsten von behandlungsbedürftigen degenerativen Veränderungen betroffen sind [55; 161].

Der hauptsächliche Vorteil beider Verfahren gegenüber dem totalen Gelenkersatz ist der Erhalt beider Kreuzbänder. Es wird postuliert, dass dadurch generell eine bessere Gelenkstabilität und eine physiologischere Knie-Kinematik erreicht werden [42; 46; 208]. Darüber hinaus verringern sich die Scherkräfte entlang des Implantates und verbessern die Propriozeption [15; 48; 176]. Weitere Vorteile sind der reduzierte Weichteilschaden aufgrund eines minimal-invasiven Verfahrens und die Unversehrtheit des intakten lateralen Kompartiments.

Ein Nachteil der Total-Endoprothese ist neben dem fehlenden Kreuzband die vermehrte Entfernung von gelenknahem Knochenmaterial. Dies kann insbesondere für sportlich aktive Patienten im mittleren Alter von Bedeutung sein, da zunehmend hohe Ansprüche an den Gelenkersatz geltend gemacht werden. Damit verbunden ist ein erhöhtes Langzeitrisiko einer operativen Revision aufgrund von Materialausfällen [18; 81]. In diesem Fall ist der Teilersatz von Vorteil, da er später durch eine Total-Endoprothese ersetzt werden kann. Die klinischen Resultate unterscheiden sich dabei nur unwesentlich von denen einer primär implantierten Total-Endoprothese [41; 197].



### 2.3.7 Fragestellung

Die Fachliteratur der Orthopädie und Biomechanik zeigt, dass bereits viele Anstrengungen unternommen wurden, die Kinematik des menschlichen Kniegelenkes detailliert zu untersuchen. Neben patientenbezogenen klinischen Studien zur Befragung subjektiver Zufriedenheit und postoperativer Ergebnisse existieren zahlreiche Laborstudien, die sich mit Bewegungsdaten beschäftigen.

Der bikompartimentelle Gelenkersatz ist daher eine vielversprechende Behandlungsoption bei medialer und retropatellarer Gonarthrose. Zu diesem Gelenkersatz ist bereits klinisches Datenmaterial verfügbar [105; 179; 194]. Allerdings wurde bisher noch keine Anstrengung unternommen, dieses Prothesenkonzept unter Laborbedingungen zu untersuchen. Die Fähigkeit des vorderen Kreuzbandes, eine physiologische Kinematik zu bewahren, wurde in-vitro noch nicht evaluiert. Neben aktiven Strukturen, wie die Muskulatur, sind auch passive Strukturen für die Stabilität des Gelenkes verantwortlich. Zahlreiche Arbeiten haben sich daher mit den Funktionen dieser Strukturen bei intakten Gelenkverhältnissen beschäftigt, diese unter kraftfreien Bedingungen zu qualifizieren. Es wurden bereits Studien vorgelegt, die sich mit der Funktion des vorderen Kreuzbandes bei unikompartimentellem Gelenkersatz befassen haben. Bezüglich eines kreuzband-erhaltenden, bikompartimentellen Gelenkersatzes ist das Wissen jedoch begrenzt.

Das vordere Kreuzband bestimmt den funktionellen Erfolg eines Oberflächenersatzes mit. Außerdem besteht ein Zusammenhang zwischen der LCA-Defizienz des intakten Knies und einer Degeneration des tibiofemorales bzw. patellofemorales Gelenkes, sowie dem Verschleiß der Menisken [111; 170]. Es zeigen sich dabei konstante Abnutzungsmuster, die denen bei defektem vorderem Kreuzband entsprechen [102]. Jedoch ist noch nicht eindeutig geklärt, ob und wie das vordere Kreuzband bei einem Implantat funktioniert. Der Ersatz formt die Oberfläche des Kniegelenks um. Dadurch ist die Kinematik des Prothesenkniees gegenüber dem nativen Zustand möglicherweise verändert.

Aus den genannten Gründen ist das Ziel der vorliegenden experimentellen Studie, die Kinematik eines kreuzbanderhaltenden, bikompartimentellen Gelenkersatzes unter Belastung zu ermitteln. Zusätzlich wurde die passive Gelenk-Stabilität dieses Prothesenmodells getestet.

Folgende Hypothesen wurden dabei aufgestellt:

*Nach einem kreuzbanderhaltenden, bikompartimentellen Gelenkersatz werden*

- *die Kniegelenks-Kinematik unter Belastung nicht signifikant beeinflusst (1).*
- *die translationale und rotatorische Laxizität nicht signifikant beeinflusst (2).*
- *die Kinematik und Gelenk-Stabilität durch das Fehlen des vorderen Kreuzbandes bei implantiertem Gelenkersatz verändert (3).*

Daher wurden unter standardisierten Laborbedingungen ein dynamischer Knie-Kinemator und ein Roboterarm eingerichtet, um die Kinematik des Gelenkersatzes zu evaluieren. Mit Hilfe eines Ultraschall-Bewegungsmesssystems wurde dabei an 14 humanen Kadaverpräparaten neben einer gewichtsbelasteten Kniebeugung eine kraftfreie Gelenk-Stabilitätsprüfung simuliert und mit dem nativen Zustand verglichen. Zur Quantifizierung der Kinematik und Funktion des vorderen Kreuzbandes wurden die Untersuchungen jeweils vor und nach den einzelnen chirurgischen Manipulationen durchgeführt.

## 3 Material und Methoden

### 3.1 Kniepräparate

#### 3.1.1 Ethische Fragen

Die medizinische Forschung ist für experimentelle Studien auf menschliches Material angewiesen. In der Biomechanik sind daher muskuloskelettale Körperteile für Forschungszwecke von großem Interesse. Bei der Verwendung von humanen Kadaverpräparaten stellt sich immer die Frage nach der ethischen Vertretbarkeit.

„Die Würde des Menschen ist unantastbar.“ In der Medizin wird die Unversehrtheit als oberstes Gebot ständig auf die Probe gestellt und ist im juristischen Sinne von besonderer Bedeutung. Menschliche Körperteile zu nutzen ist legitim, wenn gleichzeitig das unbegründete Zufügen von Schäden untersagt ist. Außerdem darf die Einwilligung zur Nutzung derer, die sich zur Verfügung gestellt haben, nicht missbraucht werden.

„Primum nihil nocere“ (lat. „*zuerst einmal nicht schaden*“) lautete die Botschaft, die der Arzt Scribonius Largus des römischen Kaisers Tiberius Claudius um 50 n. Chr. verkündete. Er vertrat damit einen moralischen Grundsatz, den die hippokratische Tradition als zentrales Thema des geforderten ärztlichen Handelns betrachtet. Der Aspekt des Heilens und Therapierens hat sich im Laufe der Zeit dazu gesellt und vertritt heute den obersten Standpunkt der Medizin. Auch in der medizinischen Forschung und Ausbildung werden diese Absichten verfolgt.

Um die Grundsätze der Medizin zu bewahren und die Würde des menschlichen Wesens nicht zu schädigen, sind diese Regeln gültig. Jede Art des Missbrauchs oder des Nichteinhaltens der Gebote verfehlen die Aufgaben und Ziele der Medizin.

### 3.1.2 Präparation

Aus technischen Gründen wurden für die gesamte Studie ausschließlich linke Knie verwendet. Darunter waren 9 weibliche und 5 männliche Präparate, alle kaukasischer Abstammung mit einem Alter von  $71 \pm 16$  Jahren (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Die bei  $-20^{\circ}\text{C}$  tief gefrorenen Präparate wurden zunächst über Nacht bei Raumtemperatur aufgetaut.

Im ersten Schritt erfolgte die Präparation der Ober- und Unterschenkel faszie und der Gelenkkapsel mit einem scharfen Skalpell und einer chirurgischen Pinzette. Die umgebende Haut, das Fettgewebe, sowie sämtliche Gefäße und Nerven wurden nicht benötigt und entfernt. Die Unterschenkelmuskulatur fand ebenfalls keine Verwendung und wurde daher abpräpariert. Als Nächstes wurden die Extensoren- und Flexorengruppe des Oberschenkels aufgesucht und frei präpariert, um anschließend das Muskelfleisch von den benötigten Sehnen abzutrennen. Somit verblieben nach Ende der Präparation ein intakter Kapsel-Band-Apparat mit schützender Faszie und den einstrahlenden Sehnenansätzen der Extensoren und Flexoren.

Die Kadaver wurden auf eine Gesamtlänge von circa 40cm zurechtgesägt und anschließend das gesamte Knochenmark ausgeräumt. Zur Sicherung gegenüber den Kräften wurde die abgesägte Fibula unterhalb des Köpfchens mit einer Senkkopfschraube fixiert. Für eine stabile Befestigung der Präparate an den Testgeräten wurden beide Enden mit Hilfe eines kaltpolymerisierenden Kunststoffgemischs (Technovit 2060 und Technovit universal liquid, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) in eine vorgefertigte Form eingegossen. Anschließend wurden die Sehnen in die Sehnenklammern eingespannt, in Stahlwolle eingebettet und mit Stellschrauben fest verankert. Für die Digitalisierung der Flexionsachse des Bewegungsmesssystems wurde die Mittellinie des Gelenks aufgesucht und entsprechende Punkte an der Gelenkkapsel mit Nahtmaterial markiert. Abbildung 7 zeigt den schematischen Ablauf der Präparation eines Kadaverknies mit anschließender Einbettung und Befestigung der Sehnenklammern.

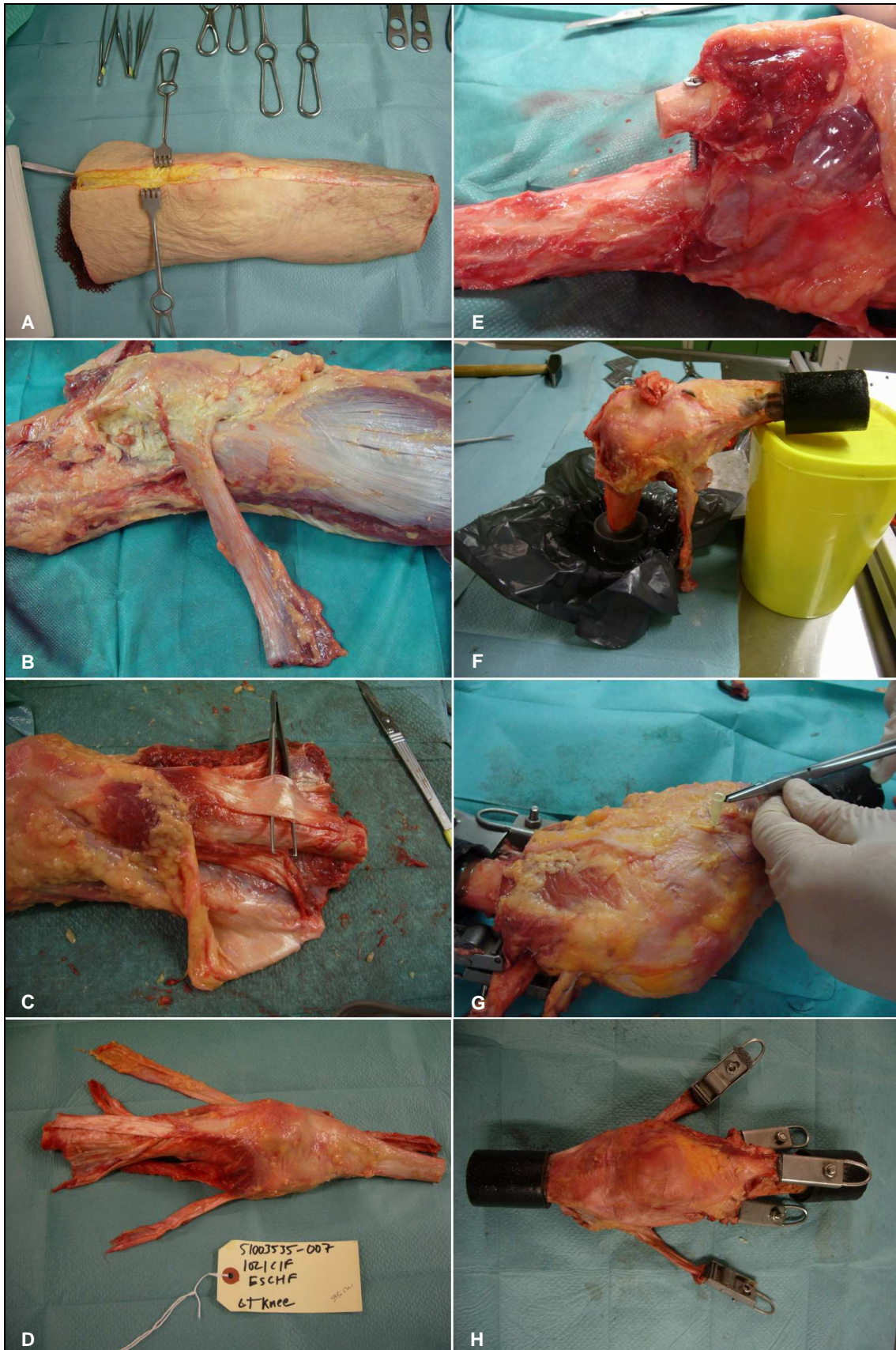


Abbildung 7: Schematische Übersicht über die Präparation und Einbettung der Kadaverknie (A bis H)

## 3.2 Knie-Kinemator

### 3.2.1 Funktionsweise und Bewegungsausmaß

Bei der ersten der beiden verwendeten Testapparaturen handelt es sich um einen dynamischen kraftkontrollierten Knie-Simulator. Dieser, vom Institut für Werkzeugmaschinen der Universität Stuttgart (IfW), entwickelte Roboter verfügt in seinem Bewegungsausmaß über sechs Freiheitsgrade. Prinzipiell entsprechen Konstruktion und Funktionsweise den bekannten Modellen wie dem „Oxford Testing Rig“ [53; 243] oder dem „John Hopkins Knee Simulator“ [65; 149].

Abbildung 8 zeigt eine Aufnahme des Knie-Kinemators. Die Haltevorrichtungen für Tibia und Femur sind symmetrisch zueinander über gelenkige Verbindungen mit den Trägern des Kinemators verbunden. Die untere Aufhängung entspricht dem Sprunggelenk und ermöglicht somit Flexion / Extension, Innen- / Außenrotation und Ab- / Adduktion. Die obere Aufhängung bildet das Hüftgelenk und lässt neben Flexion / Extension, Ab- / Adduktion durch die höhenverstellbare Verankerung eine axiale Verschiebung zu. Auf diese Weise setzen sich die beschriebenen sechs Freiheitsgrade zusammen. Das eingespannte Kniepräparat kann nun über die vertikal bewegliche Plattform beliebig gebeugt und gestreckt werden. Die technische Konfiguration des Knie-Kinemators simuliert eine Kniebeugung, bei der die übrigen relativen Bewegungsrichtungen nicht eingeschränkt sind [162].

Mit der Menüsteuerung des Computers können der Flexionswinkel, die Geschwindigkeit und das zu simulierende Körpergewicht beliebig festgelegt werden. Die gewählte Einstellung ist somit für jeden Messdurchlauf identisch. Die Kraftmessdosen registrieren die anliegenden Kräfte und übermitteln die Werte an den Computer. Das Programm zeichnet die Daten auf und berechnet damit die nötige Zugspannung an den Sehnen, um die Gewichtskraft konstant zu halten.



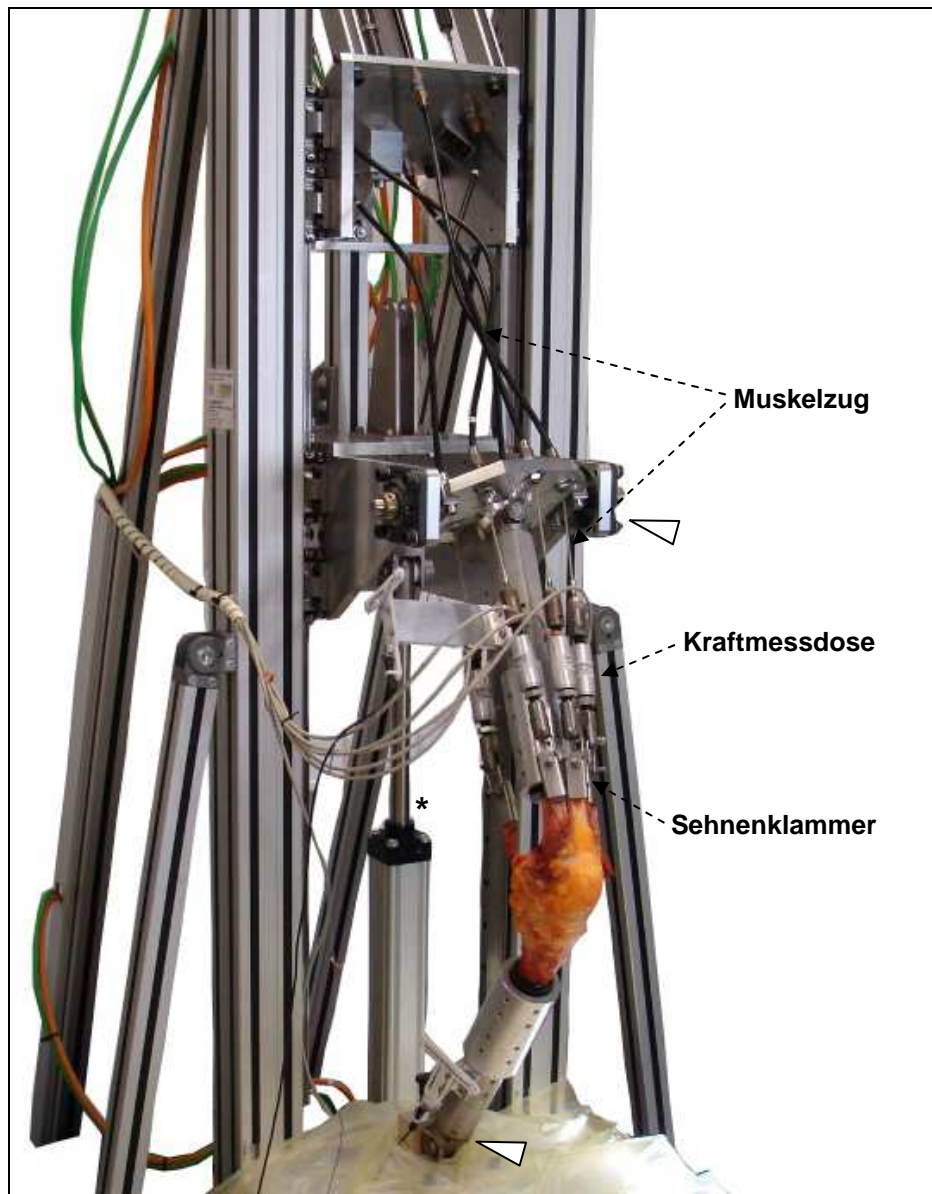


Abbildung 8: Darstellung des Knie-Kinemators mit eingespanntem Präparat in 40° Flexion  
Die Pfeilspitzen markieren die untere und obere Aufhängung mit integriertem Kraftaufnehmer.

(\*) markiert den vertikal fahrbaren Träger für eine stufenlose Beugung.

### 3.2.2 Muskelzüge

Das beschriebene Modell würde bis dahin lediglich eine passive Flexion simulieren. Die physiologische Bewegung unterliegt aber den Einflüssen der beteiligten Muskulatur und der von außen einwirkenden Gewichtskraft des Körpers. Daher ist das Prinzip des Knie-Kinemators, eine belastete Kniebeugung mit vorab definierter Körpergewichtskraft zu simulieren. Hierzu verfügt der Knie-

Kinemator über fünf Kabelzüge, die jeweils an einen Servomotor gekoppelt sind. Die anderen Enden der Kabel werden über Metallklammern mit den präparierten Sehnen der Oberschenkelmuskulatur fest verankert. Durch diese fixe Verbindung bewirkt der Servomotor über das Kabel einen Zug an der befestigten Sehne und simuliert dadurch eine Kontraktion des Muskels. Die Kraftmessdosen an den Zügen erfassen dabei die auftretenden Lasten. Eine computergestützte Steuerung der Servomotoren reguliert die stufenlose Zugspannung der einzelnen Kabel.

Von den insgesamt fünf Kabelzügen stehen für die Flexorengruppe zwei zur Verfügung. Die Besonderheit an dieser Konstruktion sind die drei Muskelzüge der Extensorengruppe für die funktionell bedeutsamen drei Anteile des *M. quadriceps femoris*. Durch die getrennte Steuerung können die physiologischen Verhältnisse noch besser simuliert werden. Die Apparatur der Arbeitsgruppen um Chao et al. [65; 66; 149; 164] und D’Lima et al. [52; 53; 180] beschränken sich dagegen auf einen Muskelzug für den *M. quadriceps femoris*. Die vereinfachte Konstruktion verändert die in-vitro Bedingungen gegenüber der natürlichen Einwirkung der Muskelkräfte. Dies führt wiederum zu einer weniger physiologischen Simulation der Kniebeugung.

### 3.2.3 Kraftverhältnisse

Im Modell resultieren aus den erzeugten Muskellasten variable Kräfte an den gelenkigen Verbindungen. Darunter sind auch Kraftvektoren, die in vertikaler Richtung auf die Vorrichtung von Hüft- und Sprunggelenk einwirken. Diese Kräfte entsprechen von Richtung und Angriffspunkt denen der Körpergewichtskraft unter natürlichen Bedingungen. Zwei Kraftaufnehmer, die symmetrisch zueinander an beiden Vorrichtungen angebracht sind, messen die vertikal auftretenden Kräfte. Allerdings erzeugt die Bewegung der Plattform an den Lagern Reibungskräfte, die an der fixierten Sprunggelenksvorrichtung nicht auftreten. Die Kraftmessdose am Hüftgelenk registriert durch den Reibungsverlust daher minimal niedrigere Werte. Aus diesem Grund ist die Verwendung des Kraftmessers am Sprunggelenk für die Versuche angezeigt.



Wird das Knie zunehmend gebeugt, ändert sich die Richtung der Kraft auf die Kraftmessdose. Dadurch nimmt der Betrag kontinuierlich ab. Die Aufgabe des Knie-Kinemators ist es, eine Kniebeugung mit konstantem, definiertem Körpergewicht zu simulieren. Ein Mechanismus ist daher nötig, der das Körpergewicht stabil hält. Dies wird durch die variable Zugspannung an den Kabeln erreicht. Je größer die Kräfte auf die Muskelzüge sind, desto größer sind die resultierenden Kräfte an der Messdose. Beide Informationen werden vom Computer registriert und verarbeitet. Gleichzeitig errechnet er die benötigten Zugspannungen an den Muskelzügen, die von den Servomotoren aufgebracht werden, um während der Beugung ein konstantes Körpergewicht zu halten. Für die Messung bedeutet dies, dass die anliegende Kraft an den Sehnen mit zunehmendem Flexionswinkel kontinuierlich bis zu einem Maximalwert ansteigt.

### **3.2.4 Eichung und Einspannung**

Aus sicherheitstechnischen Gründen beginnen sämtliche Messungen am Knie-Kinemator erst bei  $10^\circ$  Flexion, da durch die fahrbare Plattform ein Überstrecken der Präparate in voller Extension möglich ist. Aus diesem Grund wird zunächst die jeweilige Nullposition der Knie aufgesucht und festgelegt. Um nun die Ausgangsposition von  $10^\circ$  Flexion zu erreichen, wird die Plattform mit geringer Geschwindigkeit von 1mm/s nach oben bewegt und das Knie zunehmend gestreckt. Über einen bestimmten Punkt hinaus verursacht die weiter fahrende Plattform eine geringfügige Zugspannung an den Weichteilen. Die Kraftvektoren ändern entsprechend ihre Richtung und verlaufen nun umgekehrt. Der Sensor registriert diese Richtungsänderung und signalisiert dies durch den Ausdruck von negativen Kraftwerten. Wird eine sprunghafte Änderung der Werte um circa 25N registriert, ist der Punkt der maximalen Extension erreicht. Diese Position der Plattform wird gespeichert und als Nullstellung definiert. Nun wird das Präparat soweit gebeugt, bis es sich in  $10^\circ$  Flexion befindet. Abschließend werden sämtliche Kraftmessdosen in dieser Position erneut auf Null gestellt.

### 3.3 Industrieroboter

#### 3.3.1 Funktionsweise

Die zweite Testapparatur ist eine Kombination aus dem Industrieroboter KUKA KR 60-3 mit sechs Achsen und Freiheitsgraden (KUKA, Augsburg, Deutschland) und einem „Universal Force Sensor“ (UFS) Theta SI1000-120 (ATI Industrial Automation, Apex, North Carolina, USA). Dieser ist am Ende des Roboterarms befestigt. Eine derartige Testapparatur wird auch von einigen anderen Arbeitsgruppen verwendet [136; 139; 138; 211; 212; 237].

Eine positionskontrollierte Steuerung entspricht einer Bewegung von einem definierten Punkt in einem Koordinatensystem zu einem anderen definierten Punkt. Die Bewegung kann dabei auf verschiedene Weise erfolgen und ist unabhängig von jeglichen Kräften. Nach diesem Prinzip arbeitet die Steuerung des Roboterarms. Im Gegensatz dazu agiert der kraftkontrollierte Modus. Die registrierten Kräfte und Drehmomente sind die maßgeblichen Regelgrößen. Der UFS registriert diese Größen in sechs Achsen und zeichnet diese auf. Das Ausmaß des UFS macht für die Kräfte in vertikaler Richtung  $\pm 2500\text{N}$  und für die orthogonalen Scherkräfte  $\pm 1000\text{N}$  aus. Der Roboter verfügt über eine maximale Belastbarkeit von etwa 60kg. Die Werte der Drehmomente betragen in den drei Richtungen jeweils  $\pm 120\text{Nm}$ . Die Auflösung und damit Genauigkeit der registrierten Werte erreichen für die Kräfte jeweils 0,2N und für die Drehmomente 0,01Nm bei einer Wiederholgenauigkeit von  $\pm 0,20\text{mm}$ .

Die Präparate werden mitsamt den Aluminium-Zylindern, wie in Abbildung 9 zu sehen ist, in den Roboter eingespannt. Als Gegenstück zum Roboterarm dient eine im Boden fest verankerte Haltevorrichtung. Diese ist so konstruiert, dass sich das eingespannte Präparat in Schräglage befindet und durch die Schwerkraft automatisch in voller Extension steht. Aus technischen Gründen ist das Präparat mit dem tibialen Ende nach oben fixiert. Auf die Messungen wirkt sich diese umgekehrte Anordnung jedoch nicht aus.

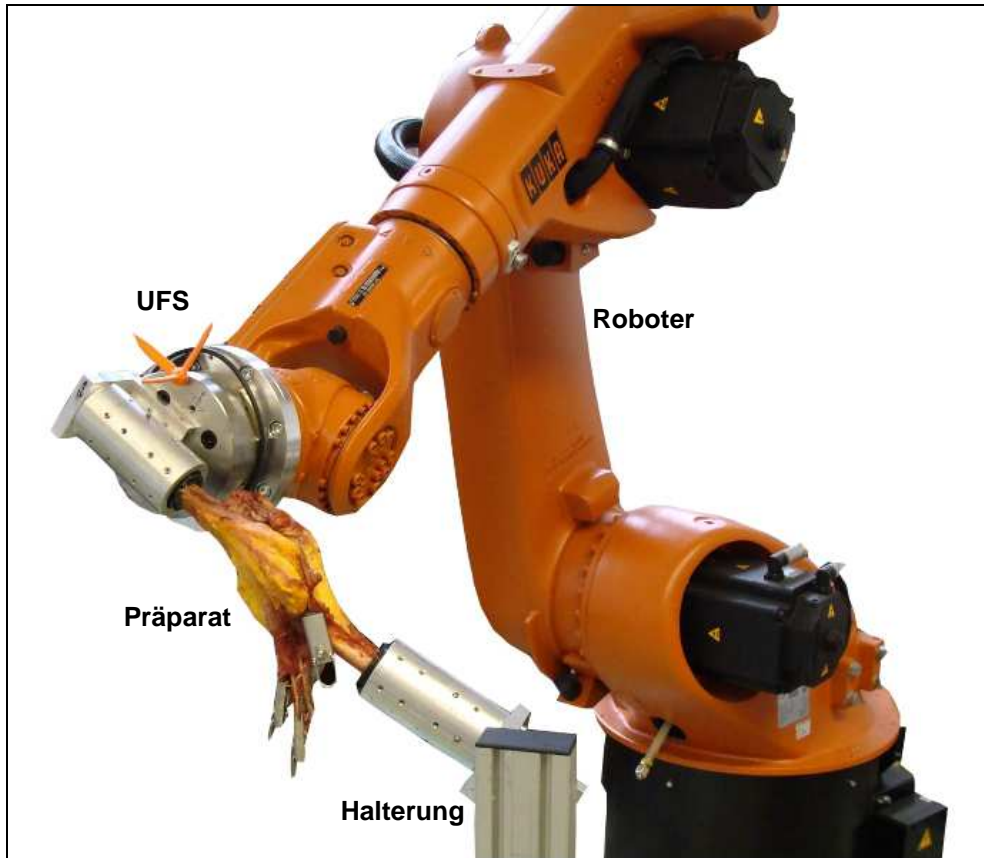


Abbildung 9: Darstellung der Industrieroboter / UFS – Einheit mit einem eingespannten Präparat

Die Kombination des Roboterarms mit dem UFS ermöglicht gleichzeitig eine positions- und kraftkontrollierte Steuerung [83]. Hierzu werden für den UFS definierte Zielgrößen angegeben, die durch die Kopplung mit dem Roboter ständig mit den anliegenden Istwerten abgeglichen werden [82]. Die aufgezeichneten Positions- und Kraftdaten werden vom Computer registriert und verarbeitet. Um die definierte Zielgröße zu erreichen, berechnet das Programm vom aufgezeichneten Istwert die fehlende Differenz zur Zielgröße. Zusätzlich wird die erforderliche Richtung in den sechs Freiheitsgraden festgelegt. Der Roboterarm führt daraufhin die kalkulierte Bewegung mit einer bestimmten Geschwindigkeit durch. Aus dem zurückgelegten Weg bis zum Erreichen der Zielgröße errechnet sich der Bewegungsumfang in den entsprechenden Freiheitsgraden. Je feiner die Sensoren und Regulatoren der Einheiten arbeiten, desto abgestimmter und weicher sind insgesamt die Bewegungen.

### 3.3.2 Passive Beugung

Im Gegensatz zum Knie-Kinemator simuliert der Roboter keine belastete Flexionsbewegung mit variablen Muskelkräften. Stattdessen führt er eine passive Bewegung des Kniegelenks ohne zusätzliche Lasten durch. Hierzu beugt der Roboterarm die Tibia von  $0^\circ$  bis  $90^\circ$  in  $1^\circ$ -Schritten, während der UFS zeitgleich die auftretenden Kräfte und Momente registriert. Zu jedem Flexionswinkel stellt die Roboter / UFS - Einheit diejenige Position des Präparates ein, bei der die Kräfte und Momente in den übrigen fünf Freiheitsgraden weniger als 2N beziehungsweise 0,2Nm betragen. Die daraus ermittelte Bahnkurve der einzelnen tibiofemorale Gleichgewichtspositionen speichert der Computer als sogenannten „Passive Path“. Dieser ermittelte „Weg des geringsten Widerstandes“ bildet die Ausgangsbahn einer Knieflexion, bei der nahezu keine Kräfte und Momente im Kniegelenk vorherrschen. Der Terminus „Passive Path“ ist auf gleiche Weise in der Literatur beschrieben [211; 212].

### 3.3.3 Testung der Gelenk-Stabilität

Ausgehend von den Koordinatenpunkten des „Passive Path“ kann der Industrieroboter eine bestimmte Position beibehalten, um an dieser Stelle Kräfte und Momente zu applizieren. Diese verursachen relative Bewegungen von Femur und Tibia, deren Ausmaß Aufschluss über die Stabilität im Gelenk der Präparate gibt.

Nach dem Prinzip des kraftkontrollierten Modus des UFS werden zunächst Zielgrößen in entsprechender Richtung bestimmt. Diese sind über das zuvor festgelegte körperfeste Koordinatensystem definiert. Der computergesteuerte Regelkreis ermöglicht ein ständiges Abgleichen der anliegenden Istwerte mit den definierten Zielgrößen. Ausgehend von der Gleichgewichtsposition des „Passive Path“ wird durch den Roboterarm nun eine bestimmte Kraft oder Drehmoment in einer Richtung auf den Tibia-Zylinder ausgeübt. Diese kontrollierte Bewegung wird solange ausgeführt, bis die gelenkeigenen Strukturen Gegenkräfte erzeugen, die den Zielgrößen entsprechen. Das Präparat befindet sich dann erneut in einer tibiofemorale Gleichgewichtsposition. Aus der jeweils zurückgelegten Distanz zwischen der neuen und alten ergibt sich in Summe

das Bewegungsausmaß entlang der entsprechenden Bewegungsachse. Auf der Basis der Gleichgewichtsposition des „Passive Path“ erfolgte die Applikation der Kräfte und Drehmomente nacheinander in 15°-Schritten.

Tabelle 3: Definierte Zielgrößen bei der Testung der Gelenk-Stabilität (Laxizität)

Zielgröße	tibiale Zugrichtung	resultierende Bewegung
130N	anteriore / posteriore Zugkraft	a / p – Translation
5Nm	internes / externes Drehmoment	i / e – Rotation
5Nm	varisches / valgisches Drehmoment	varus / valgus – Rotation

Die einzelnen Messgrößen beschreiben insgesamt die Stabilität (Laxizität) des Kniegelenks. Zur Untersuchung des Zustandes von vorderem und hinterem Kreuzband wird im Klinikalltag mit dem sogenannten „Lachmann-Test“ ein recht ähnliches Prinzip angewendet. Mit Hilfe des „Varus / Valgus - Stresstests“ prüft der Kliniker die mediale und laterale Aufklappbarkeit der Tibia.

## 3.4 Ultraschall-Bewegungsmesssystem

### 3.4.1 Funktionsprinzip

#### 3.4.1.1 Allgemein

Um reale Bewegungsdaten erfassen zu können, gibt es verschiedene Möglichkeiten. Ein bewährtes Verfahren ist das Prinzip des „Motion Capture“ (dt. *Bewegungserfassung*). Dahinter verbirgt sich eine Technik, mit der menschliche Bewegungen in Echtzeit aufgezeichnet und anschließend am Computer analysiert werden können. In dieser Arbeit wird ein solches Ultraschall-Bewegungsmesssystem (ZEBRIS®, CMS100, Isny, Deutschland) eingesetzt. In vorangegangenen Laborstudien wurde dieses Verfahren bereits verwendet und etabliert [143; 239; 240].

Die Berechnung der Kinematik ist ein komplexes mathematisches Verfahren, dessen Ausführung den Rahmen dieser Arbeit überschreitet. Vereinfacht dargestellt, ist die Kniebewegung im dreidimensionalen Raum durch Punkte in einem Koordinatensystem definiert. Deshalb ist für die Aufzeichnung für den Ober- und Unterschenkel jeweils ein körperfestes Koordinatensystem durch acht Koordinatenpunkte festgelegt. Dies erfolgt mit Hilfe von mobilen Sendereinheiten, die permanent separate Ultraschall-Signale emittieren. Dadurch wird die jeweilige Position von Femur und Tibia erfasst. Während der Beugung ändert sich die Ausrichtung der Koordinatensysteme. Aus dieser Abweichung ergeben sich die Relativbewegungen der artikulierenden Knochen des Kniegelenks. Diese werden in Rotations- und Translationsbewegungen in den sechs Freiheitsgraden ausgedrückt und beschreiben so die Knie-Kinematik. Zur Berechnung wird das Funktionsprinzip der Koordinatentransformation zwischen zwei Koordinatensystemen angewendet.

### 3.4.1.2 Problematik

Um die Relativbewegungen bei der Beugung genau erfassen zu können, müsste die Flexionsachse exakt durch das Drehzentrum im Kniegelenk verlaufen. Anatomisch betrachtet besitzt das Gelenk jedoch kein genaues Zentrum, da es sich hier um ein Drehscharniergelenk handelt. Daher können die Referenzpunkte, die die Flexionsachse festlegen, nur näherungsweise definiert werden. Bei einer geringfügigen Abweichung der digitalisierten Flexionsachse verändern sich somit die absoluten Messwerte bei der Datenaufzeichnung. Dies hat eine Abweichung des Kurvenverlaufs in der jeweiligen Bewegungsrichtung zur Folge. Abbildung 10 zeigt exemplarisch die Kniebewegung von Femur und Tibia in Abhängigkeit der Flexionsachse. Je nach Lokalisation der digitalisierten Referenz kann diese von der natürlichen Flexionsachse (F) abweichen. Die Kurve  $S_I$  gibt dabei den zurückgelegten Weg wieder. Aus dieser Darstellung lassen sich die entsprechenden Relativbewegungen ableiten. Abbildung 11 zeigt die zugehörige anteriore bzw. posteriore Translation der Tibia.  $S_I$  entspricht dabei der Kurve aus Abbildung 10 mit F als Flexionsachse im natürlichen Drehzentrum des Kniegelenks. Die verbleibenden Kurven resultieren aus den abweichenden Flexionsachsen gemäß Abbildung 10.

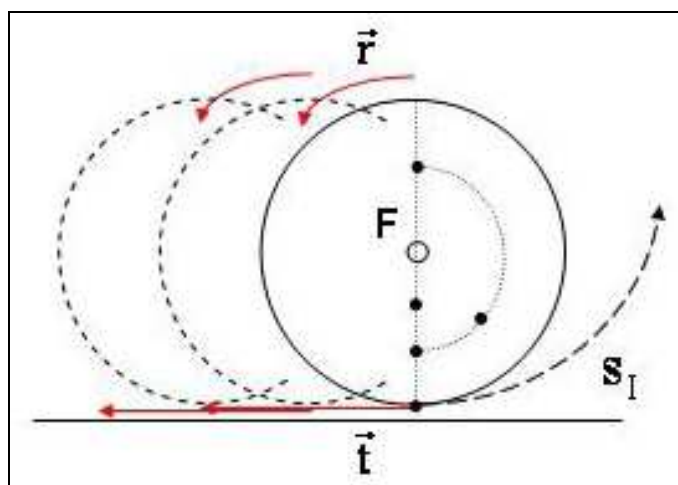


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Kniebewegung mit unterschiedlichen Flexionsachsen in Abhängigkeit der Digitalisierung der Referenzpunkte (r = Rotationsbewegung; t = Translationsbewegung; F = natürliche Flexionsachse;  $S_I$  = zurückgelegte Strecke in der Transversalebene)

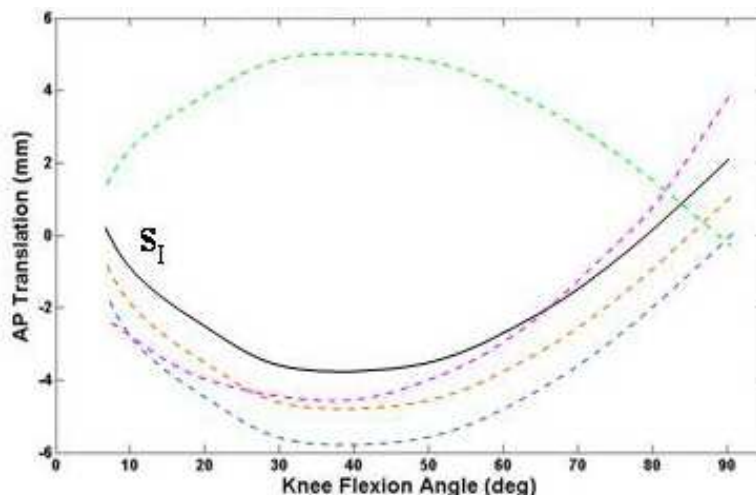


Abbildung 11: Darstellung der anterioren / posterioren Translation in Abhängigkeit der Lokalisation der digitalisierten Flexionsachse ( $S_I$  = Kurve aus Abbildung 10)

Zusammenfassend ergibt die Interpretation der Diagramme, dass die Absolutwerte der Messungen weniger von Bedeutung sind. Dagegen stehen der Verlauf und die Veränderung des jeweiligen Testzustandes der Präparate im Vordergrund.

### 3.4.2 ZEBRIS® System beim Knie-Kinemator

#### 3.4.2.1 Koordinatensystem

Zur Erfassung des Bewegungsausmaßes in Form von kinematischen Messgrößen sind zunächst zwei körperfeste Koordinatensysteme für Tibia und Femur zu definieren. Die z-Achse verläuft in transversaler Richtung durch den Gelenkspalt und entspricht somit der Flexionslinie des eingespannten Präparates. Orthogonal dazu ist die y-Achse in sagittaler Richtung definiert. Aus dem Kreuzprodukt beider Achsen ergibt sich damit die x-Achse, die in vertikaler Richtung verläuft. In der Ausgangsstellung befindet sich das Präparat in voller Streckung. Somit stimmt die zuvor definierte x-Achse für Tibia und Femur überein und beide körperfesten Koordinatensysteme sind identisch. Bei zunehmendem Flexionswinkel ändert sich die Position der Tibia gegenüber dem Femur. Folglich bewegen sich beide x-Achsen voneinander weg. Ihre Richtung und damit das gesamte Koordinatensystem sind nicht mehr identisch. Um nun das Bewe-



gungsausmaß der Tibia gegenüber dem Femur erfassen zu können, werden die Positionen ständig neu berechnet. Dies geschieht mit Hilfe des Prinzips der Koordinatentransformation während der Flexionsbewegung. Daraus ergeben sich die jeweiligen Bewegungen im Raum, die die Knie-Kinematik beschreiben. Zur Veranschaulichung des Prinzips zeigt Abbildung 12 das tibiale und femorale Koordinatensystem in Ausgangsstellung und circa 40° Flexion. Dabei ist die Richtungsänderung der Achsen in Abhängigkeit des Beugungswinkels zu sehen.

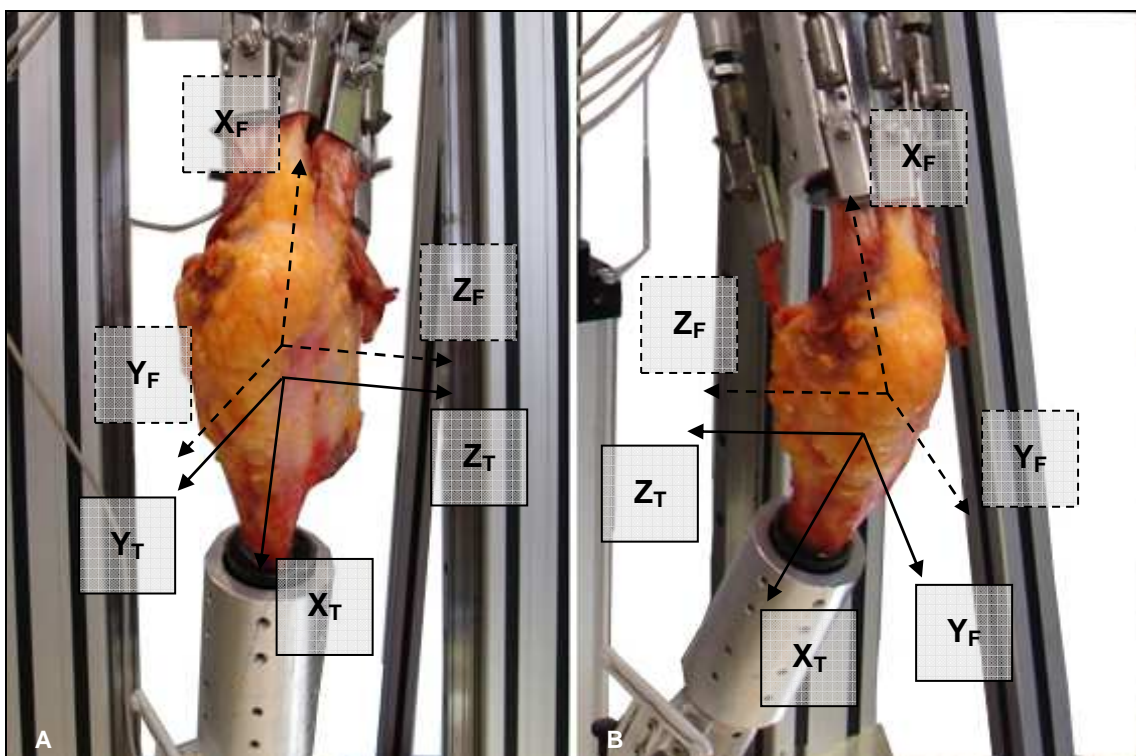


Abbildung 12: Darstellung der Koordinatensysteme am Knie-Kinemator; Ext. (A) und 40° Flex. (B)  
(T = Tibia; F = Femur; X = vertikale Achse; Y = sagittale Achse; Z = Flexionsachse)

### 3.4.2.2 Aufbau

An den Haltevorrichtungen des Knie-Kinemators für Tibia und Femur ist jeweils ein T-Stück mit drei Sendereinheiten parallel zur vertikalen Achse fixiert. Bei Richtungsänderungen während der Beugung wandern die Bauteile aufgrund ihrer Fixierung an den Halterungen mit und verbleiben dadurch stets parallel zur x-Achse. Während des Messvorgangs emittiert jeder einzelne Sender mit einer

Frequenz von 1Hz ein Ultraschall-Signal. Abbildung 13 zeigt die Sender bestehend aus kleinen Knopfzellen, die an den drei Endpunkten der weißen T-Stücke befestigt sind und mit Strom versorgt werden. Damit die abgegebenen Ultraschall-Signale aufgezeichnet werden können, ist der ZEBRIS® Empfänger entsprechend zu positionieren. Während des gesamten Messvorgangs ist darauf zu achten, dass die Reichweite der Signale nicht überschritten und die Emission der Ultraschall-Wellen nicht gestört werden.

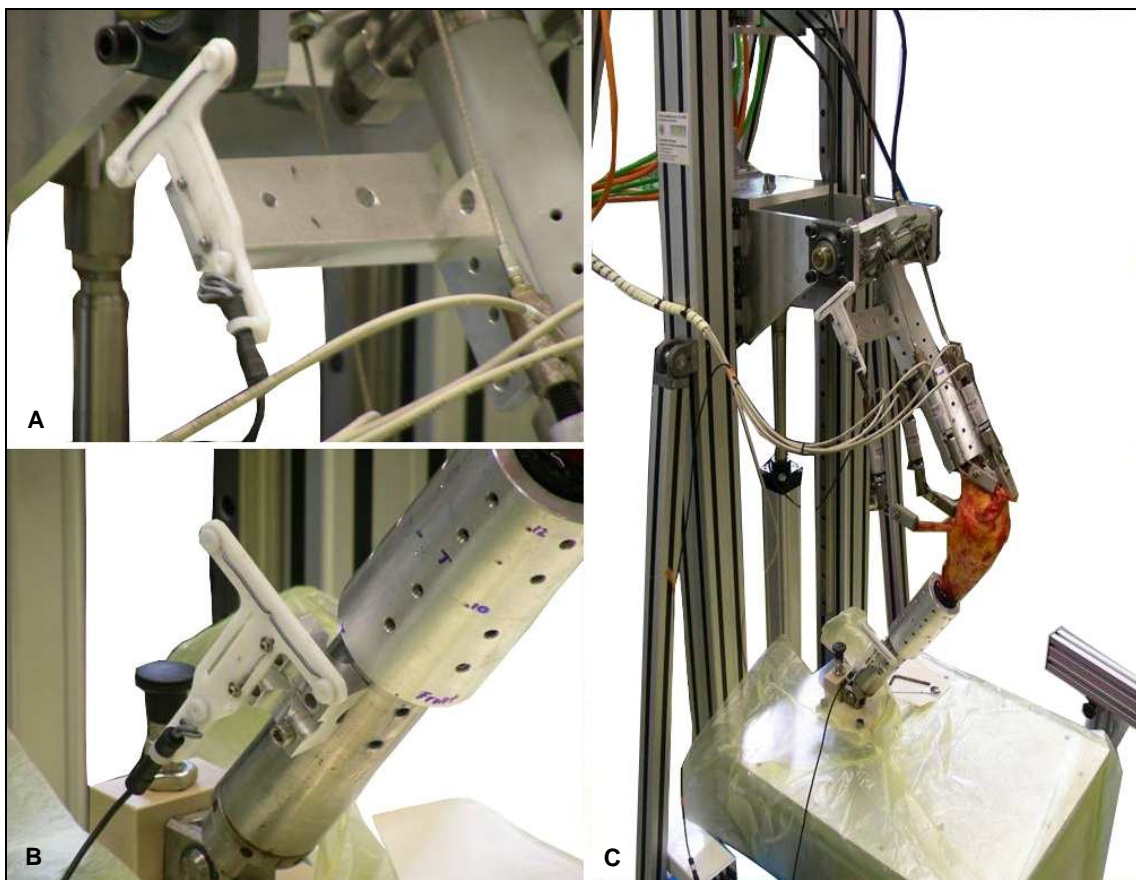


Abbildung 13: Darstellung der ZEBRIS® Sendereinheiten (T-Stücke) an den Haltevorrichtungen  
(A = Femur; B = Tibia; C = Übersicht)

#### 3.4.2.3 Digitalisierung der Referenzpunkte

Für die Durchführung der Digitalisierung werden die im Kapitel 3.1.2 erläuterten Markierungen des Gelenkspaltes verwendet. In voller Extension befinden sich beide Markierungen außen an der Gelenkkapsel auf Höhe des Gelenkspaltes in

der Transversalebene. Davon ausgehend dienen sie nun als Referenzpunkte für die Definition der gemeinsamen Flexionslinie (z-Achse). Auf Knopfdruck sendet der ZEBRIS® Stylus Pointer Ultraschall-Signale aus, die vom Empfänger registriert und gespeichert werden. Mit der Spitze des Pointers werden die Referenzpunkte am medialen und lateralen Gelenkspalt nacheinander manuell anvisiert. Die Signale werden mit einer Frequenz von 5Hz über eine Dauer von 5s aufgezeichnet. Der Computer erhält somit die Information über die Position der Transversalachse, die er durch die Signale der Dreifach-Sendereinheiten während der Flexion ständig rekonstruieren kann. Dadurch ist das jeweilige Koordinatensystem definiert. Aus den relativen Abweichungen während der Beugung ergeben sich die kinematischen Messgrößen. Abbildung 14 zeigt die Ausgangsstellung des ZEBRIS® Stylus Pointers für die Digitalisierung der Referenzpunkte.

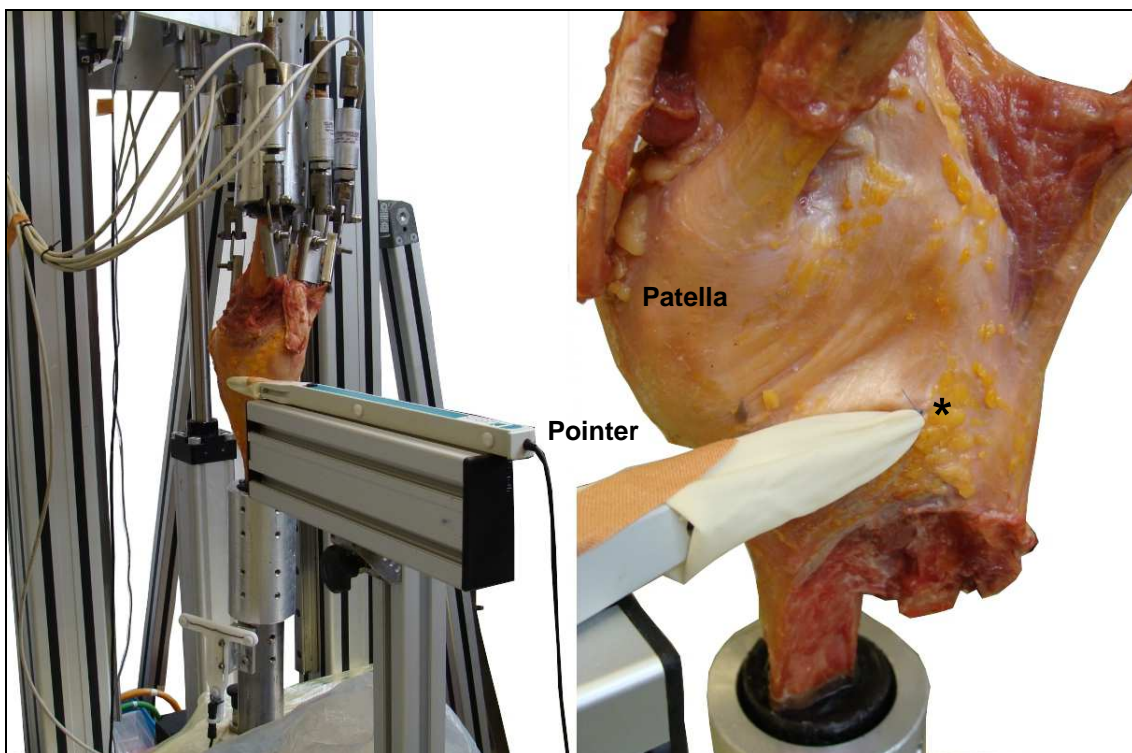


Abbildung 14: Digitalisierung der Referenzpunkte am Gelenkspalt (\*) mittels ZEBRIS® Stylus Pointer

### 3.4.3 ZEBRIS® System beim Industrieroboter

#### 3.4.3.1 Koordinatensystem

Die sechs Freiheitsgrade des Roboters ermöglichen jede denkbare Bewegung im Raum. Um eine Beugung kontrolliert durchführen zu können, wird zunächst die Ausgangsposition des Roboters definiert. Ausgehend von dieser kann der Roboter dann eine vorgeschriebene Bewegung im Raum um eine oder mehrere Achsen abfahren.

Hierzu wird, wie in Abbildung 15, jeweils ein körperfestes kartesisches Koordinatensystem für Tibia und Femur bestimmt. Die z-Achse des Koordinatensystems entspricht der Transversalachse. Die y-Achse beschreibt einen Vektor in sagittaler Richtung. Die x-Achse verläuft in longitudinaler Richtung und ergibt sich aus dem Kreuzprodukt der anderen Achsen. Die Ursprünge beider Koordinatensysteme werden als Mittelpunkt der beiden digitalisierten Referenzpunkte definiert. In Ausgangsstellung der Apparatur befindet sich das Präparat in voller Extension. Aus Abbildung 15 ist ersichtlich, dass die vertikalen x-Achsen dabei parallel verlaufen. Daraus ergibt sich ein identisch ausgerichtetes körperfestes Koordinatensystem von Tibia und Femur. Bei beginnender Flexionsbewegung der Tibia um die z-Achse durch den Roboterarm ändert sich die Richtung der x-Achse. Die ursprünglich identische Ausrichtung beider Koordinatensysteme ist damit nicht mehr gegeben. Zur Darstellung der Relativbewegungen wird das bereits erläuterte Prinzip der Koordinatentransformation angewendet.



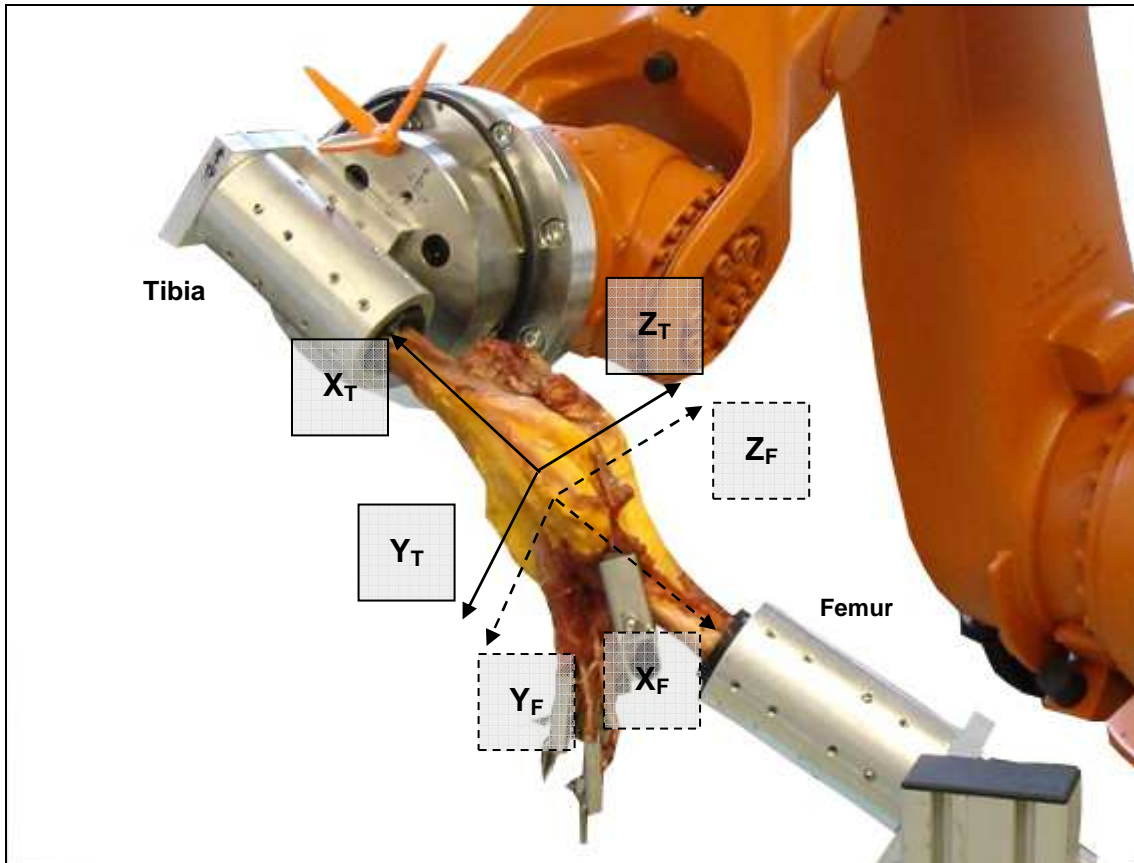


Abbildung 15: Darstellung beider körperfester Koordinatensysteme an der Roboter / UFS – Einheit  
(T = Tibia; F = Femur; X = vertikale Achse; Y = sagittale Achse; Z = Flexionsachse)

### 3.4.3.2 Aufbau

Aus technischen Gründen muss auf die Dreifach-Sendereinheiten des ZEBRIS® System für den Industrieroboter verzichtet werden. Die Festlegung der Koordinatensysteme erfolgt stattdessen mit Hilfe des ZEBRIS® Stylus Pointers und des ZEBRIS® Empfängers. Der Femur-Adapter ist über ein Winkelstück mit der Bodenhalterung fest verbunden. Seine Ausrichtung bleibt während der Messung unverändert. Dadurch genügt eine einmalige Digitalisierung und Speicherung seiner Position. Bei der Messung wird nur der Tibia-Adapter bewegt, weshalb dieses Koordinatensystem stets neu zu definieren ist. Hierzu sind an der Kante des Winkelstücks drei kleine Bohrungen angebracht. Diese Markierungen entsprechen den Sendereinheiten des Knie-Kinemators. Mit der Spitze des ZEBRIS® Stylus Pointers werden diese Löcher nacheinander anvisiert und einzelne Signale über 5s ausgesendet. Aus den digitalisierten Refe-

renzpunkten errechnet der Computer nun das körperfeste Koordinatensystem der Tibia.

Die Referenzpunkte markieren den medialen und lateralen Gelenkspalt und definieren dadurch die Flexionsachse. Abbildung 16 zeigt die Markierungen (M1 bis M3), die das körperfeste Koordinatensystem der Tibia festlegen. Die einzelnen Achsen werden wie die in Kapitel 3.4.3.1 benannt. Zusätzlich sind die beiden Referenzpunkte (M4 und M5) für die Digitalisierung dargestellt. Nicht zu sehen sind die Markierungen für das Koordinatensystem des Femurs. Da diese im Wesentlichen den Markierungen der Tibia entsprechen, wurde aus darstellungstechnischen Gründen auf die Abbildung verzichtet.

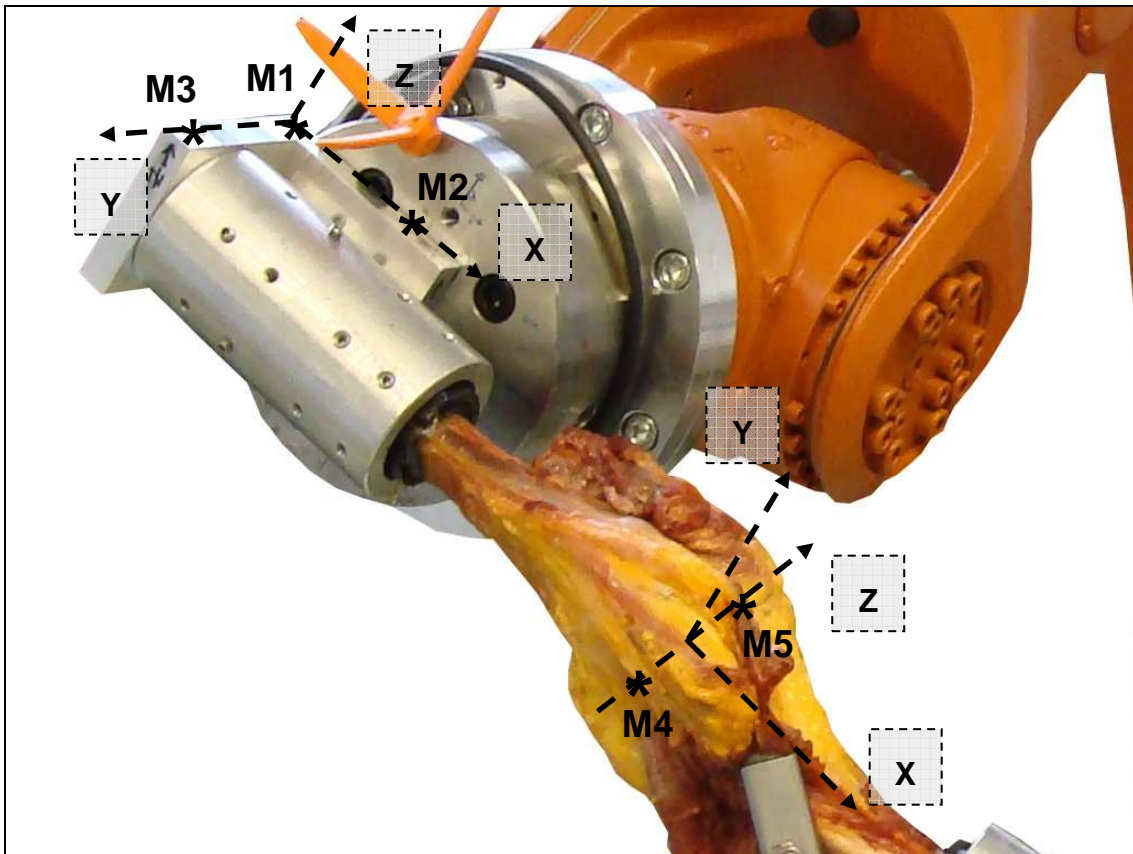


Abbildung 16: Darstellung der Fixpunkte (M1 – M3) des Tibia-Koordinatensystems (x, y, z) sowie der Referenzpunkte (M4 – M5) des medialen und lateralen Gelenkspaltes beim Industrieroboter

### 3.4.3.3 Digitalisierung der Koordinatensysteme am Roboter

Der Unterschied zum Knie-Kinemator besteht darin, dass neben der Festlegung der Flexionsachse auch das körperfeste Koordinatensystem der Tibia manuell zu definieren ist. Die einmalige Digitalisierung der Position des Femur-Adapters erfolgte zu Beginn der Versuchsreihe. Zur Digitalisierung der Koordinatensysteme werden die Referenzpunkte mit Hilfe des ZEBRIS® Stylus Pointers nacheinander in vorgeschriebener Reihenfolge (M1 bis M5) manuell anvisiert. Die Aufzeichnung und Speicherung der Signale erfolgt über eine Dauer von 5s mit einer Abtastrate von 5Hz. Abbildung 17 zeigt den richtig positionierten ZEBRIS® Empfänger, die Rückseite des Roboterarms mit befestigtem Tibia-Adapter und den ZEBRIS® Stylus Pointer an einem der festzulegenden Referenzpunkte.

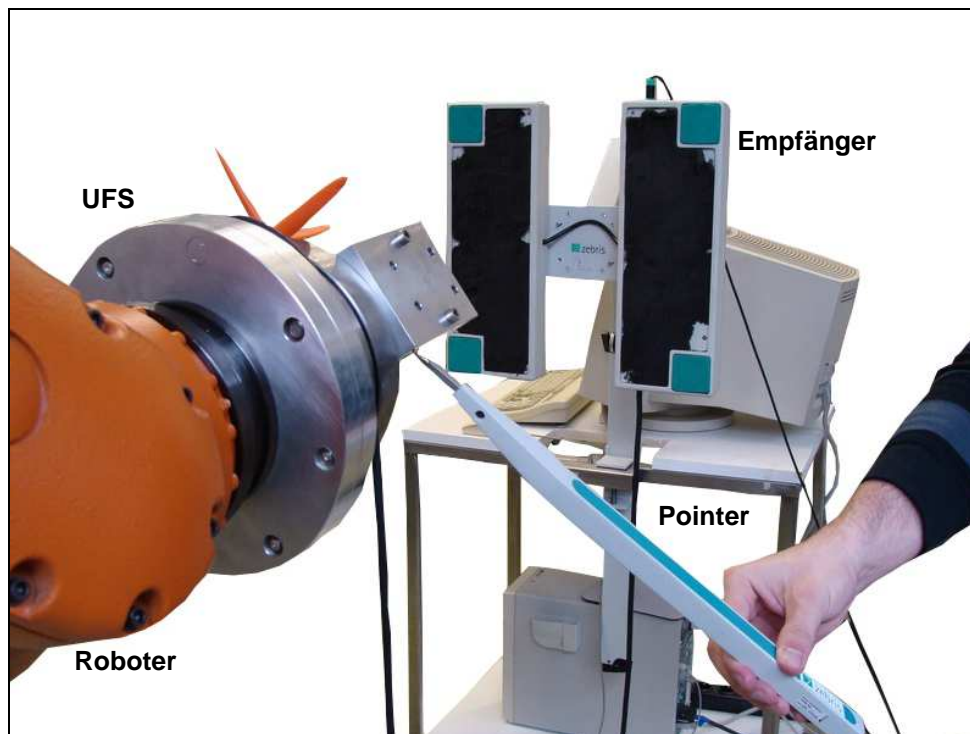


Abbildung 17: ZEBRIS® Empfängereinheit und Referenzierung mit Hilfe des ZEBRIS® Stylus Pointers

## 3.5 Prothesensystem und Operationsverfahren

### 3.5.1 Prothesensystem

#### 3.5.1.1 Allgemein

Bei der verwendeten Knieprothese handelt es sich um das Modell „Journey Deuce® – Bi-compartmental knee system“ der Firma Smith & Nephew®. Durch sein neuartiges Design und seine veränderten Eigenschaften verkörpert dieses System ein vollständig neues Konzept der Endoprothetik. Anders als bei herkömmlichen „Knie-Totalendoprothesen“ (TEP) werden bei diesem System nur zwei Gelenkkompartimente ersetzt. Die Indikation für dieses Modell sind Arthroseerscheinungen im medialen tibiofemorales Kompartiment und im patellofemorales Gleitlager. Eine Studie belegt, dass bis zu 50% weniger Knochenmaterial bei der Implantation der Deuce gegenüber einer herkömmlichen Total-Endoprothese reserziert wird [120]. Das gesunde laterale Kompartiment bleibt dabei unberührt.



Abbildung 18: Darstellung des „Journey Deuce® – Bi-compartmental Knee System“ (Smith & Nephew®)



### 3.5.1.2 Femurkomponente

Eine große Besonderheit des „Journey Deuce® - Prothesensystems“ ist der vollständige Erhalt beider Kreuzbänder. Durch den komplett intakten Kapsel-Band-Apparat erwartet man eine veränderte Knie-Kinematik innerhalb des Bewegungsumfanges gegenüber herkömmlichen Prothesen. Die positiven Effekte, die durch vollständig intakte Kreuzbänder erzielt werden, sind in mehreren Studien belegt [9; 46; 234]. Der enge Radius des posterioren Condylus in der Sagittalebene ermöglicht tiefe Flexionswinkel bis zu 155°. Gleichzeitig bietet der symmetrische Schnitt des Condylus eine größere Kontaktfläche gegenüber dem tibialen Zwischenlager. Patella-Subluxationen werden durch die vertiefte Oberflächenform des patellofemorale Gleitlagers der Prothese verringert. Die geriffelte Innenfläche sorgt für eine ausreichende Adhäsion bei der Zementierung. Die femoralen Resektionsschnitte entsprechen denen einer herkömmlichen TEP derselben Firma. Dadurch wird gewährleistet, dass dieses Modell bei einer Revision durch eine Totalendoprothese ersetzt werden kann.

### 3.5.1.3 Tibiakomponente

Die asymmetrische Formgebung der Tibiakomponente bedeckt vollständig die kortikalen Ränder des reserzierten Tibiaplateaus. Die Tibia-Grundplatte besteht aus einer Titaniumlegierung für höchste Bioverträglichkeit und Langlebigkeit. Die an der Unterseite befindlichen Metallstifte sorgen für eine verbesserte Ausrichtung und Fixierung der Grundplatte. Gegenüber einer keilförmigen Verankerung wird hierbei weniger Knochenmasse entfernt, wodurch das Frakturrisiko vermindert ist. Gleichzeitig verbessert die aufgeraute, von feinen Rinnen durchzogene Unterseite die Zementierung und Haftung des Implantats. Die verschiedenen Stärken der UHMWPE-Inlays ermöglichen eine optimale Anpassung an die natürlichen Gegebenheiten des Gelenks. Das flache Design des Implantats bietet gegenüber geformten Varianten mehr natürlichen Spielraum bei der Bewegung im Gelenk.

### 3.5.2 Operationsverfahren

Das herstellereigene Instrumentarium vertritt das Konzept des minimal-invasiven Operationsverfahrens. Dieses schonende Verfahren sorgt für geringeren Blutverluste und dadurch verkürzte Rehabilitations-Phasen der Patienten. Zusätzlich bietet es ein hohes Maß an Stabilität und Präzision. Als feste Arbeitsgrundlage eignet sich eine Metallschiene mit seitlich befestigten Winkelstücken, an die beide Aluminium-Zylinder während der Eingriffe geschraubt sind. Durch Verschiebung der Winkelstücke entlang der Schiene lässt sich das eingespannte Präparat in jede beliebige Position beugen. Abbildung 19 zeigt die konstruierte Haltevorrichtung und die fertig implantierte Prothese.

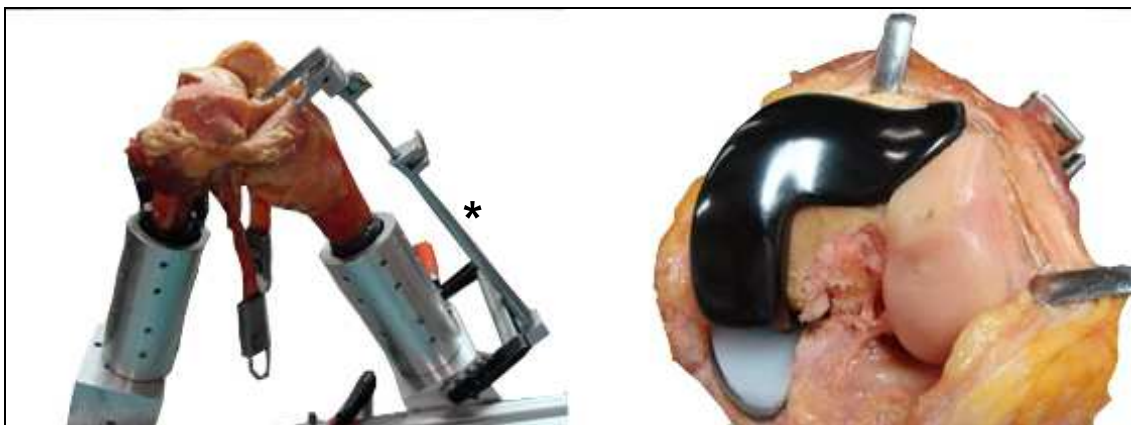


Abbildung 19: Darstellung des tibialen Instrumentariums (\*) und der implantierten Prothese

Die korrekte Ausrichtung des tibialen Sägeblocs zur Resektion des Tibiaplateaus erfolgt durch eine extramedulläre Führungsschiene. Diese ist in Abbildung 20 am Beispiel eines linken Unterschenkels dargestellt. Als Bezugspunkt der Apparatur für die Ausrichtung der Traglinie dient das obere Sprunggelenk (OSG). Mit Hilfe einer Schraubklemme, die am Winkelstück befestigt ist, kann die Führungsschiene stufenlos ausgerichtet werden. Für eine detaillierte Darstellung des Operationsablaufes mit den einzelnen Schritten sei an dieser Stelle auf die herstellereigene Operationsanleitung verwiesen. Auf eine umfassende Beschreibung wird verzichtet.



Abbildung 20: Darstellung der extramedullären Führungsschiene mit dem Bezugspunkt OSG (\*)

## **3.6 Versuchsdurchführung**

### **3.6.1 Messvorgang am Knie-Kinemator**

Zur Evaluation der Knie-Kinematik und den klinischen Funktionsprüfungen wurde jedes Präparat nach festen Vorgaben nativ und nach jedem Manipulationszustand gemessen. Am Knie-Kinemator erfolgte mit Hilfe des ZEBRIS®-Bewegungsmesssystems vor Beginn jeder ersten Messung die Digitalisierung der Referenzpunkte und Festlegung der Koordinatensysteme. Jedes Präparat durchlief zunächst eine unbelastete Flexionsbewegung. Im Anschluss daran wurden Muskelkräfte erzeugt, um eine körperrgewichtbelastete Kniebeugung zu simulieren. Am Anfang der Studie wurde die zu erreichende Gewichtskraft auf 100N festgelegt. Aufgrund technischer Probleme durch Materialausfälle musste die Gewichtskraft im weiteren Verlauf der Studie auf 50N reduziert werden. Die konstante Beugegeschwindigkeit von 2mm/s wurde im Vorfeld dieser Studie getestet und für ausreichend empfunden [240]. Um die Genauigkeit der Messdaten zu gewährleisten, wurden für jede Testbedingung stets zwei Messzyklen durchgeführt. Aus den jeweils paarigen Datensätzen ergaben sich einzelne Mittelwertskurven. Dadurch konnten Abweichungen reduziert werden. Nach Beendigung der Vorgänge am Knie-Kinemator erfolgte der Transfer des Präparats an den Industrieroboter.

### **3.6.2 Messvorgang am Industrieroboter**

Auch hier wurde zunächst das körperfeste Koordinatensystem mit Hilfe des ZEBRIS®-Systems entsprechend der Referenzpunkte festgelegt. Aufgrund der technisch anspruchsvolleren Konfiguration gegenüber dem Knie-Kinemator wurde die Digitalisierung der Referenzpunkte zweifach durchgeführt, um exaktere Koordinatenpunkte errechnen zu können. Ein kompletter Messzyklus des Industrie-Roboters bestand darin, zunächst den so genannten „Passive Path“ des Kniegelenks zu finden und aufzuzeichnen. Auf der Basis dieser kraftfreien Beugung wurden in gleichmäßigen Abständen definierte Kräfte und Drehmomente appliziert. Dadurch ließen sich klinische Funktionstests simulieren, die

die Stabilität im Kniegelenk erfassen. Regelmäßiges Überprüfen der Testapparaturen schlossen Messabweichungen aufgrund falscher Einstellungen aus.

### **3.6.3 Chirurgische Manipulation des Kniegelenks**

Sämtliche operativen Vorgehensweisen wurden stets vom gleichen Operateur durchgeführt, um technik- und erfahrungsbedingte Unterschiede bezüglich der chirurgischen Intervention minimieren zu können. So können die gewonnenen Daten untereinander verglichen werden. Vor der Implantation erfolgte zunächst ein prä-operatives Röntgen zur Begutachtung der Knochenverhältnisse im Kniegelenk. Unter Einhaltung der Sicherheitsbestimmungen mit entsprechender Schutzkleidung wurde jedes Präparat mit einem mobilen Röntgengerät (BV 25, Philips Amsterdam, Niederlande) in der Frontal- und Sagittalebene durchleuchtet. Im ersten Manipulationsschritt erfolgte nun die Implantation des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems. Im Anschluss daran wurde zur Beurteilung des korrekten Sitzes der Prothese ein zweites post-operatives Röntgenbild in der Frontal- und Sagittalebene erstellt. In Abbildung 21 sind die Röntgenaufnahmen zweier Beispielpräparate dargestellt. Dabei sind in jeweils zwei Ebenen zum Einen die intakten Gelenkverhältnisse (oben) und zum Anderen das zementfrei implantierte „Journey Deuce®“ – Prothesensystems (unten) zu sehen.

Nach der Messung bei implantierter „Journey Deuce®“ - Prothese wurde als zweiter Manipulationsschritt das zuvor markierte vordere Kreuzband des eingespannten Präparates arthroskopisch durchtrennt. Die für den Zugang teileröffnete Gelenkkapsel wurde anschließend mit Nahtmaterial wieder fest verschlossen.

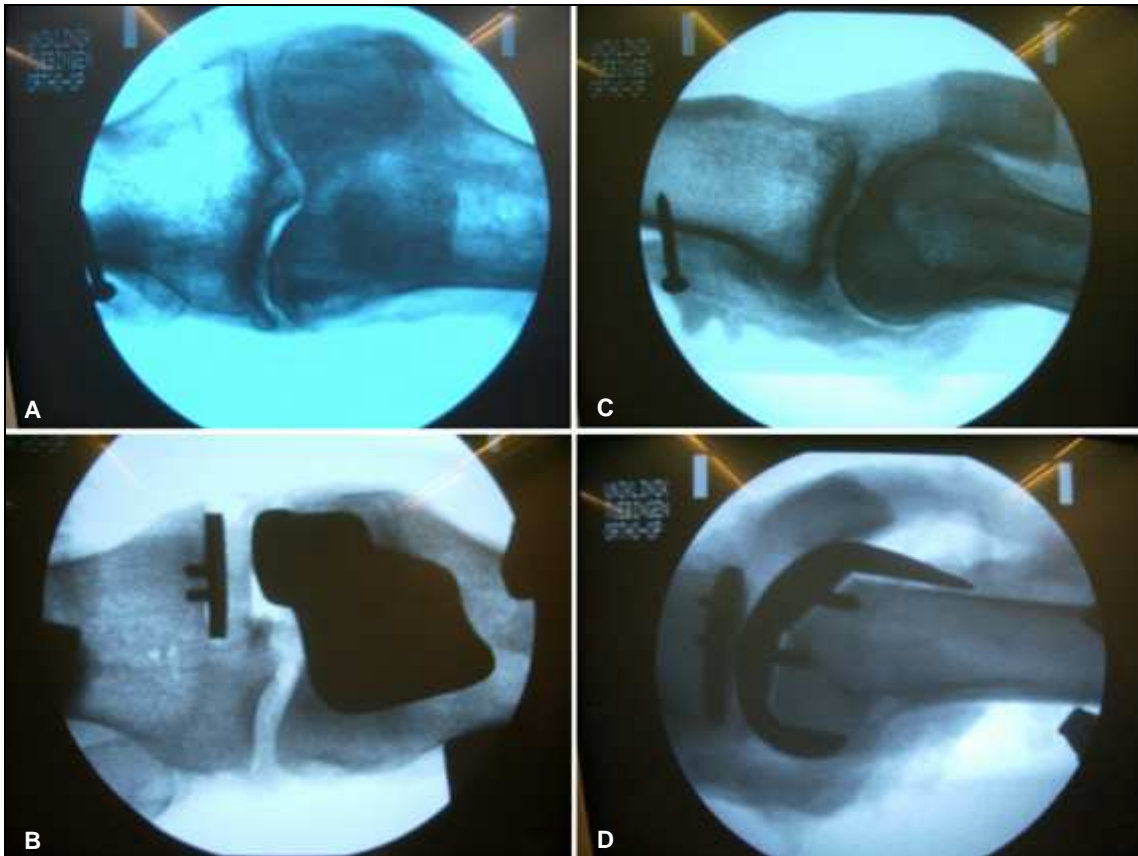
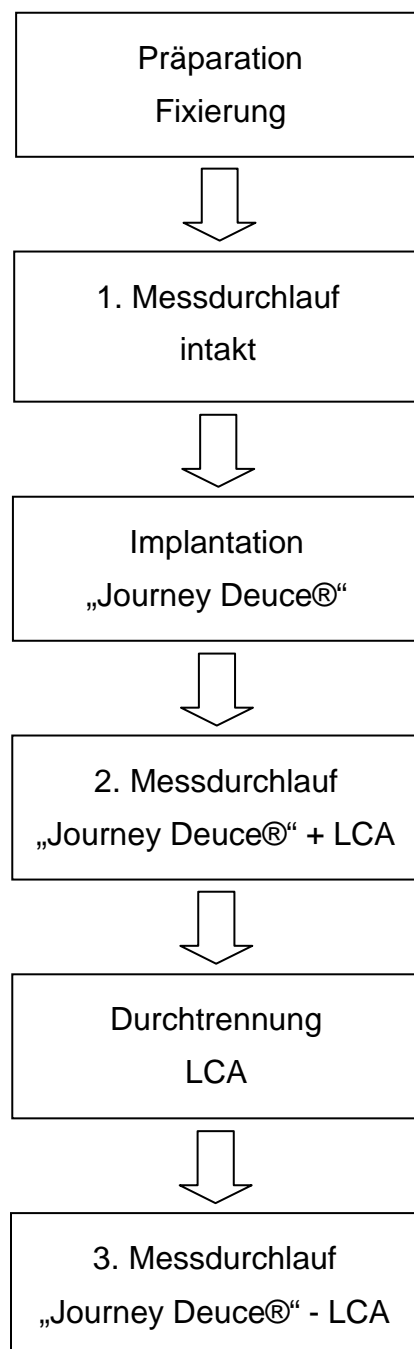


Abbildung 21: Röntgenaufnahmen des intakten Knies (oben) und nach Implantation der Prothese (unten)  
(A und B = ap-Strahlengang; C und D = ml-Strahlengang)

### 3.6.4 Übersicht der Versuchsdurchführung

Die folgende schematische Übersicht zeigt den gesamten Versuchsablauf, nach dem jedes der Präparate exakt verfahren wurde. Auf diese Weise sind Abweichungen, die durch uneinheitliches Vorgehen verursacht sind, ausgeschlossen. Gleichzeitig bleibt dabei die Vergleichbarkeit der Daten untereinander gewährleistet.



### 3.7 Statistische Auswertung

Die statistische Aufarbeitung der gemessenen Daten erfolgte im Biomechaniklabor der orthopädischen Universitätsklinik Tübingen. Das Institut für medizinische Biometrie der Universität Tübingen übernahm beratende Funktion bezüglich der statistischen Testverfahren und der Auswertung.

Ausgehend von den ermittelten Rohdaten wurden die kinematischen Messgrößen in Abhängigkeit des Flexionswinkels berechnet. Die Aufbereitung der einzelnen Datenkollektive beider Testapparaturen erfolgte mit der Bildung der arithmetischen Mittelwerte aller Durchläufe zur jeweiligen Testkondition. Aus den vielen Kurven ergab sich somit eine Mittelwertskurve in Abhängigkeit des Flexionswinkels für den entsprechenden Manipulationszustand des Knies.

Der arithmetische Mittelwert  $\bar{x}$  einer Anzahl von  $n$  Messwerten ist definiert als [103]:

$$\bar{x} = \frac{\text{Summe aller } x\text{-Werte}}{\text{Anzahl aller } x\text{-Werte}} = \frac{\sum x}{n}$$

Als zweites Lokalisationsmaß dient der Median (Zentralwert). Er liegt in der Mitte aller gemessenen Werte und wird von höchstens 50% der Werte über- und unterschritten.

Stichproben mit gleichem Mittelwert können jedoch völlig unterschiedlich strukturiert sein. Zur besseren Beurteilung dieses Streuungsmaßes um den Mittelwert wurde zusätzlich die Standardabweichung  $s$  berechnet.

Sie ist die Quadratwurzel der Varianz  $s^2$  und folgendermaßen definiert [103]:

$$\text{Varianz } s^2 = \frac{\text{Summe aller Abweichungsquadrate}}{\text{Zahl aller Messwerte} - 1} = \frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}$$

$$\text{Standardabweichung } s = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{s^2}$$

Die Werte einer Stichprobe gelten nur für die jeweils untersuchte Messpopulation. Ziel ist es aber, die Ergebnisse für die Grundgesamtheit geltend zu machen



und einen Erwartungswert mit natürlicher Streuung zu bestimmen. Für diesen Vorgang wird in der Statistik eine Varianzanalyse (engl. *Analysis of Variance*; „ANOVA“) durchgeführt. Sie dient einer quantitativen Untersuchung von Einflussgrößen auf Versuchsergebnisse, um genauere Gesetzmäßigkeiten der erhobenen Daten aufzuzeigen.

Mathematisch betrachtet stellen die Mittelwerte der einzelnen Testkonditionen zufällig gezogene Stichproben dar. Deren Streuung wird nun mit Hilfe der Varianzanalyse untersucht. Vergleicht man paarweise die Mittelwerte innerhalb eines unabhängigen Faktors, spricht man von der ein-faktoriellen Varianzanalyse (engl. *one-way ANOVA*). In dem vorliegenden Modell sind die einzelnen Manipulationszustände der Präparate als unabhängige Faktoren anzusehen. Zu den abhängigen zählen die einzeln gemessenen kinematischen Parameter. Alle verwendeten Präparate durchlaufen jeden Manipulationszustand. Daher muss eine gemeinsame Messpopulation angenommen werden. Diese Eigenschaft wird in der Statistik als „repeated measure“ (dt. *Messwiederholung*) bezeichnet. Sie unterscheidet sich von Stichproben, die aus unterschiedlichen Messpopulationen gezogen werden.

Das Testverfahren prüft, ob der beobachtete Effekt der Stichprobe ein Produkt des Zufalls sein könnte. Damit wird untersucht, ob die zufallsbedingte Streuung der Messwerte ausreicht, den beobachteten Effekt zu erklären. Dieser „post hoc – Test“ nach Tukey & Kramer vergleicht paarweise die Mittelwerte innerhalb der Messpopulation beziehungsweise zwischen den gezogenen Stichproben. Der dabei ermittelte Wert gibt das Signifikanz-Niveau in Abhängigkeit einer zuvor definierten Irrtumswahrscheinlichkeit wieder. Beträgt der p-Wert des Testverfahrens bei einer üblichen Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 5\%$  weniger als 0,05 ( $p < 0,05$ ), ist der beobachtete Effekt nicht zufallsbedingt. Es liegt ein statistisch signifikanter Unterschied beider Stichproben vor. Je nach Ausgang des p-Wertes muss eine der beiden formulierten Hypothesen  $H_0$  oder  $H_1$  verworfen werden.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Vorversuche

Im Vorfeld dieser Arbeit wurden bereits Kadaverpräparate für diverse Studien im Biomechaniklabor der orthopädischen Universitätsklinik Tübingen verwendet. Die benötigten Testapparaturen mitsamt ihrer Methodik wurden im Rahmen vorangegangener Studien evaluiert und als gültig empfunden [143; 169; 240]. Diverse Anforderungen und Probleme aus der Vergangenheit konnten im Rahmen dieser Studie aufgegriffen und bearbeitet werden. Sämtliche gewonnenen Erfahrungswerte erwiesen sich als hilfreich bei der Durchführung der Versuchsreihe und der anschließenden Auswertung.

#### 4.1.1 Einfluss der Muskelkräfte

Zur Beurteilung des Einflusses definierter Muskelkräfte auf die Knie-Kinematik wurden separate Untersuchungen angestellt. Ziel war es, die Folgen einer belasteten Kniebeugung zu evaluieren und mögliche Unterschiede bezüglich einer unbelasteten Flexion aufzuzeigen. Die generierten Zugkräfte erzeugten über die Muskelzüge eine Bodenreaktionskraft, die für die Simulation eines definierten Körpergewichts angenommen werden konnte. Das Verfahren wurde in Kapitel 3.2.3 ausführlich beschrieben.

In Abbildung 22 ist die tibiale Innenrotation in Abhängigkeit des Flexionswinkels mit verschiedenen Gewichtskräften von 0 bis 250 Newton an einem Beispielpräparat dargestellt [169]. Im kraftfreien Modus zeigt die tibiale Innenrotation während der Flexion einen nahezu linearen Anstieg von  $0,2^\circ$  auf  $15^\circ$ . Die Rotation erreicht das Maximum bei einem Beugungswinkel von  $95^\circ$ . Im Vergleich dazu ist die Tibia unter belasteten Bedingungen bereits zu Beginn der Messung um circa  $3,5^\circ$  rotiert und erreicht bei  $90^\circ$  Beugung circa  $15,7^\circ$ . Je nach simulierter Gewichtskraft steigt die Rotation bis zu einem Maximalwert zwischen  $75^\circ$  und  $85^\circ$  Flexion an und fällt am Ende wieder auf niedrigere Werte ab. Deutlich

zu sehen ist das unterschiedliche Rotationsverhalten im Vergleich zwischen krafftfreiem und belastetem Modus. Die einzelnen Messkurven unterscheiden sich in der Dimension ihrer Werte unter Belastung nur geringfügig. Im Verlauf weisen sie einen ähnlichen Charakter auf.

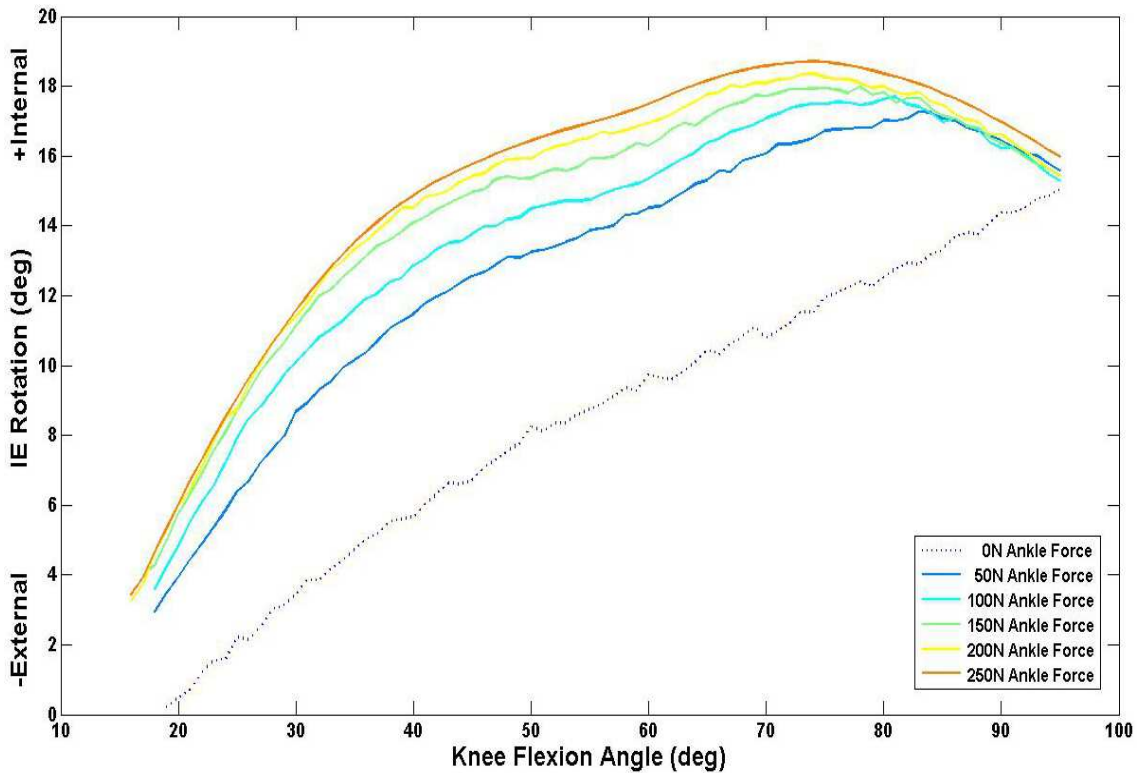


Abbildung 22: Darstellung der internen / externen Tibia-Rotation mit simulierten Gewichtskräften von 0 bis 250N in 50N-Schritten [169]

## 4.2 Knie-Kinematik

### 4.2.1 Evaluation des Prothesensystems am belasteten Knie

#### 4.2.1.1 Anterior / Posterior – Translation

Bei den intakten Kadaverpräparaten beträgt die anteriore Tibia-Translation in Bezug zum Femur bei 15° Flexion  $-2,0\text{mm} \pm 2,2\text{mm}$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Sie fällt dann bei 60° auf ein Maximum von  $-6,0\text{mm} \pm 3,6\text{mm}$  ab und erreicht am Ende der Beugung  $-2,3\text{mm} \pm 5,2\text{mm}$ . Im Vergleich hierzu ist die Tibia-Translation nach der Implantation des Oberflächenersatzes um durchschnittlich 2,0mm nach ventral verschoben. Sie folgt dennoch dem gleichen Trend in Abhängigkeit des Flexionswinkels. Lediglich bei 30° Flexion wird ein statistisch signifikanter Wert errechnet ( $p < 0,033$ ).

Die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes bei implantiertem Gelenkersatz ergibt eine weitere Zunahme der anterioren Tibia-Translation. Die Werte reichen von  $2,4\text{mm} \pm 2,2\text{mm}$  bei 15° Beugung bis maximal  $-0,3\text{mm} \pm 6,7\text{mm}$  bei 60°. Gegenüber den manipulierten Präparaten ergibt die Veränderung einen signifikanten Tibia-Vorschub im Bereich von 30° bis 90° ( $p < 0,026$ ). Erwartungsgemäß ist die Differenz zwischen den intakten und den Prothesenknieen mit durchtrenntem LCA zwischen 15° und 75° Beugung signifikant unterschiedlich ( $p < 0,029$ ).

Die Resultate der a/p – Translation einer simulierten belasteten Kniebeugung in Abhängigkeit des Flexionswinkels sind in Abbildung 23 dargestellt. Ergänzend hierzu zeigt Tabelle 4 alle P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey und Kramer den Vergleich der einzelnen Testkonditionen.

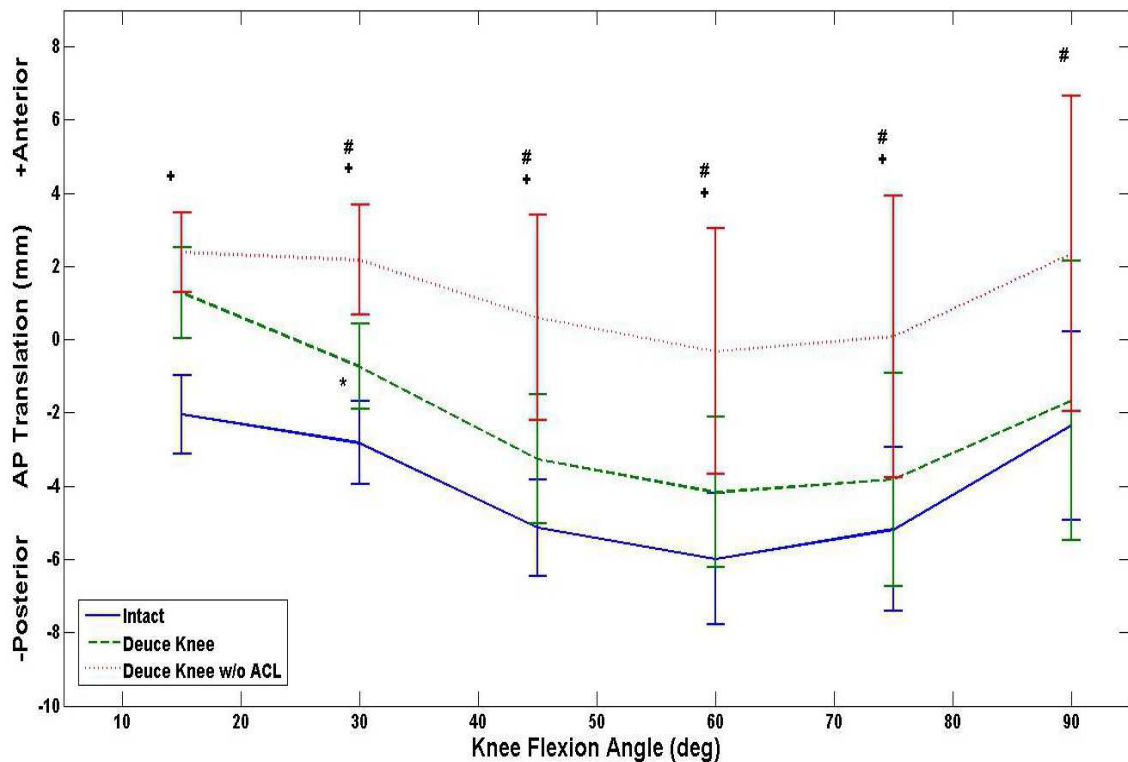


Abbildung 23: Darstellung der anterioren / posterioren Translation mit simulierter Gewichtskraft von 50N  
(Mittelwertskurven von 14 Präparaten; 1 Balken = Standardabweichung;

\* = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen mit LCA; + = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen ohne LCA; # = Signifikanz zwischen den Prothesenknieen mit und ohne LCA)

Tabelle 4: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die anterior / posterior – Translation  
(Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; signifikante Werte sind farblich hinterlegt)

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
15°	0,068	0,029	0,337
30°	0,033	0,000	0,004
45°	0,282	0,003	0,014
60°	0,362	0,008	0,026
75°	0,857	0,025	0,016
90°	0,998	0,068	0,019

#### 4.2.1.2 Internal / External – Rotation

Bei den intakten Gelenkverhältnissen nimmt das Ausmaß der Tibia-Rotation gegenüber dem Femur von anfänglich  $4,0^\circ \pm 3,9^\circ$  kontinuierlich zu. Sie erreicht am Ende der Beugung ein Maximum von  $13,9^\circ \pm 10,2^\circ$ . Im Vergleich bewirkt die Implantation des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems eine verminderte Innenrotation der Tibia von durchschnittlich  $2^\circ$ . Die Werte reichen von  $1,8^\circ \pm 4,2^\circ$  bis  $11,9^\circ \pm 11,0^\circ$ . Sie sind dabei in mittleren Flexionsbereichen von  $30^\circ$  bis  $60^\circ$  statistisch signifikant unterschiedlich ( $p < 0,026$ ).

Ein leicht differenziertes Verhalten zeigt sich nach der Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes bei erhaltenem Gelenkersatz. Zu Beginn der Messung liegt der Wert im Bereich des nativen Zustandes mit  $4,3^\circ \pm 6,2^\circ$ , erreicht dann niedrigere Resultate von  $9,2^\circ \pm 8,8^\circ$  am Ende der Messung. Das Verhalten der Tibia bei fehlendem LCA ist somit durch eine geringer ausgeprägte Innenrotation bei zunehmender Beugung gekennzeichnet. Nach der Durchtrennung ergeben sich für die Prothesenknie signifikante Unterschiede nur zu Beginn der Aufzeichnung ( $p < 0,015$ ). Gegenüber den intakten Verhältnissen sind die Werte bei fehlendem VKB im Bereich von  $30^\circ$  bis  $75^\circ$  signifikant unterschiedlich ( $p < 0,042$ ).

In Abbildung 24 sind die Ergebnisse der i/e – Rotation unter einer gewichtsbelasteten Kniebeugung mit einer Gewichtskraft von 50N der jeweiligen Testkonditionen dargestellt. Tabelle 5 zeigt die errechneten P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey und Kramer.

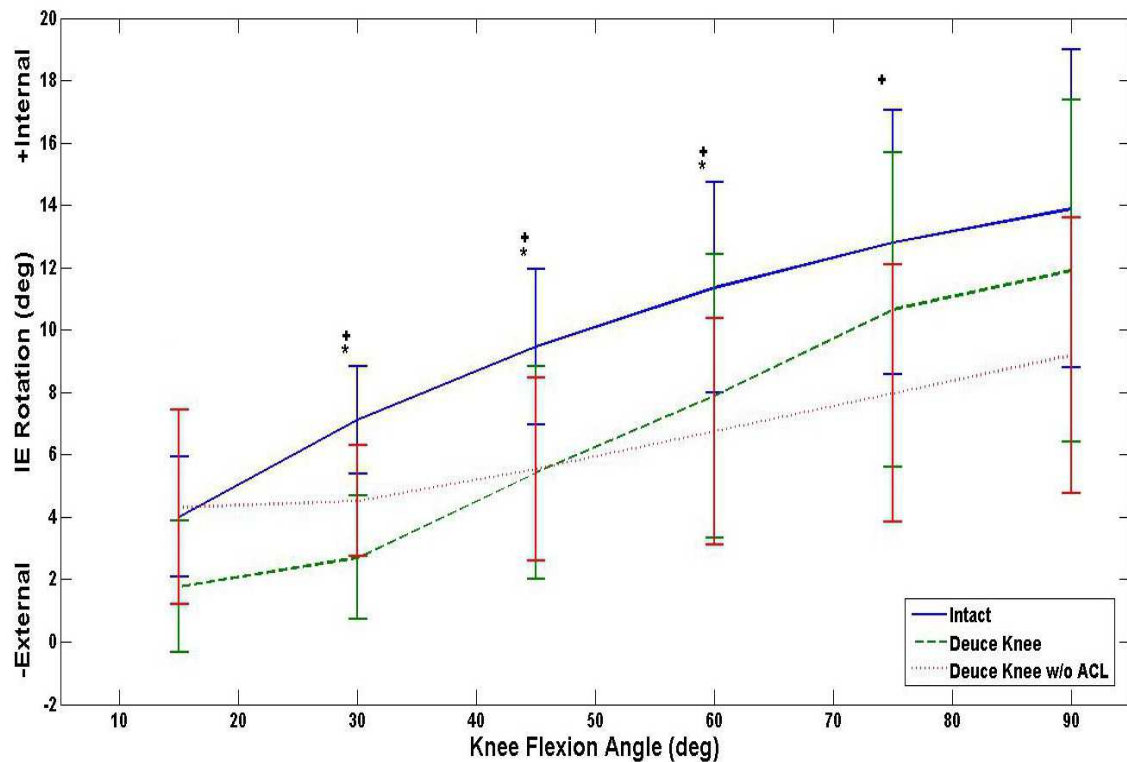


Abbildung 24: Darstellung der internen / externen Tibia-Rotation mit simulierter Gewichtskraft von 50N  
(Mittelwertskurven von 14 Präparaten; 1 Balken = Standardabweichung;

\* = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen mit LCA; + = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen ohne LCA; # = Signifikanz zwischen den Prothesenknieen mit und ohne LCA)

Tabelle 5: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die internal / external – Rotation  
(Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; signifikante Werte sind farblich hinterlegt)

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
15°	0,085	0,771	0,050
30°	0,000	0,034	0,056
45°	0,001	0,016	0,992
60°	0,026	0,031	0,655
75°	0,094	0,042	0,445
90°	0,126	0,062	0,489

#### 4.2.1.3 Varus / Valgus – Rotation

Der letzte Parameter zur Beurteilung der Knie-Kinematik einer gewichtsbelasteten Kniebeugung ist die Varus / Valgus Rotation. Diese ist in Abbildung 25 grafisch veranschaulicht.

Das intakte Knie zeigt ein weitgehend ausgeglichenes Verhalten bei varischer Ausgangsstellung mit leicht zunehmender valgischer Rotation. Die Werte bewegen sich hierbei innerhalb einer 1°-Rotation. Demgegenüber ist das Prothesenknie mit intaktem vorderem Kreuzband durch eine zunehmende varische Rotation charakterisiert. Bei übereinstimmendem Ausgangswert endet die Rotation mit  $-1,6^\circ \pm 4,6^\circ$  und zeigt eine durchschnittliche Abweichung von  $1,2^\circ$  gegenüber den intakten Verhältnissen. Aufgrund der zunehmenden Standardabweichungen bei steigenden Flexionswinkeln sind die beobachteten Unterschiede jedoch nicht signifikant ( $p > 0,266$ ).

Das Fehlen des vorderen Kreuzbandes steigert die Varus-Rotation gegenüber den anderen Messvorgängen zusätzlich. Die Ergebnisse reichen von  $-1,9^\circ \pm 2,6^\circ$  bei  $15^\circ$  Beugung bis  $-2,9^\circ \pm 4,4^\circ$  am Ende der Aufzeichnung.

In Tabelle 6 auf der folgenden Seite sind die P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey und Kramer abgebildet. Bei einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  zeigen sich keine Unterschiede im Vergleich zwischen den intakten und manipulierten Gelenkverhältnissen. Lediglich der Vergleich beider manipulierter Zustände ergibt eine signifikante Abweichung zu Beginn der Messung ( $p < 0,019$ ).



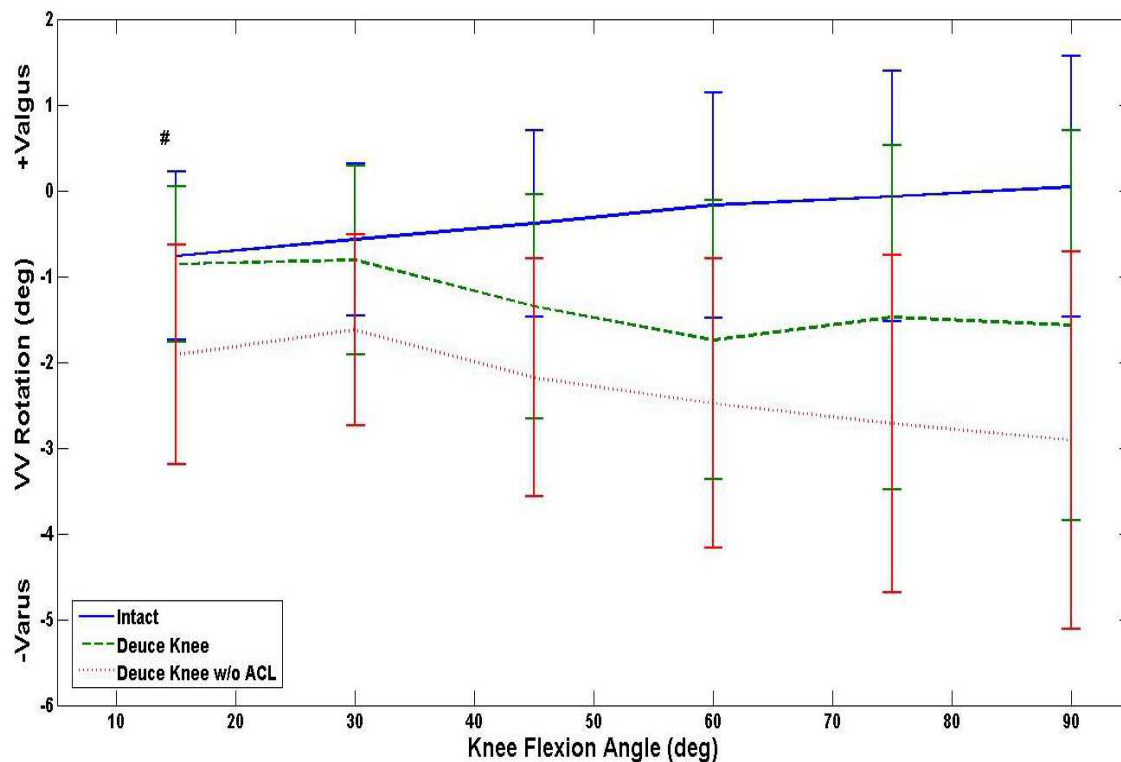


Abbildung 25: Darstellung der varus / valgus Rotation mit simulierter Gewichtskraft von 50N  
(Mittelwertskurven von 14 Präparaten; 1 Balken = Standardabweichung;  
# = Signifikanz zwischen den Prothesenknieen mit und ohne LCA)

Tabelle 6: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die varus / valgus – Rotation  
(Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; signifikante Werte sind farblich hinterlegt)

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
15°	0,882	0,056	0,019
30°	0,762	0,236	0,350
45°	0,347	0,145	0,632
60°	0,266	0,157	0,825
75°	0,496	0,185	0,696
90°	0,510	0,188	0,701

## 4.3 Industrieroboter

### 4.3.1 Evaluation der Gelenk-Stabilität

#### 4.3.1.1 Anterior / Posterior – Stabilität

Für den genauen Ablauf der Bewegungssteuerung des Industrie-Roboters wird an dieser Stelle auf das Kapitel 3.3.3 verwiesen.

Unter der Anwendung einer anterioren Zugkraft von 130N liegt die anteriore Tibia-Translation bei den intakten Kadaverpräparaten im Bereich zwischen  $4,1\text{mm} \pm 0,7\text{mm}$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) und  $7,9\text{mm} \pm 2,2\text{mm}$ . Die Differenz gegenüber den Präparaten mit implantiertem „Journey Deuce®“ - Prothesensystem beträgt im Mittel 1mm. Nach der Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes ergibt die anteriore Laxizität ein Minimum von  $13,2\text{mm} \pm 2,9\text{mm}$  und ein Maximum von  $22,1\text{mm} \pm 4,1\text{mm}$ . Die Differenz gegenüber den anderen Testkonditionen ist im gesamten Flexionsbereich statistisch signifikant unterschiedlich ( $p < 0,001$ ).

Die Ergebnisse der posterioren Zugkraft von 130N zeigen, dass die Tibia zwischen  $3,8\text{mm} \pm 0,8\text{mm}$  und  $8,6\text{mm} \pm 2,3\text{mm}$  nach hinten verschoben wird. Nach der Implantation des Oberflächenersatzes vergrößert sich die posteriore Translation um durchschnittlich 2mm. Sie ist damit bei 75° und 90° Flexion signifikant unterschiedlich ( $p < 0,034$  und  $p < 0,001$ ). Die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes hat auf die posteriore Laxizität des Prothesenkniees keinen relevanten Einfluss. Dagegen ist der Vergleich mit den intakten Verhältnissen bei 90° Flexion signifikant ( $p < 0,005$ ).

Abbildung 26 zeigt die Resultate der Tibia-Translation in Abhängigkeit einer anterioren und posterioren tibialen Zugkraft von je 130N. Dazu sind in Tabelle 7 die einzelnen P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey und Kramer dargestellt.

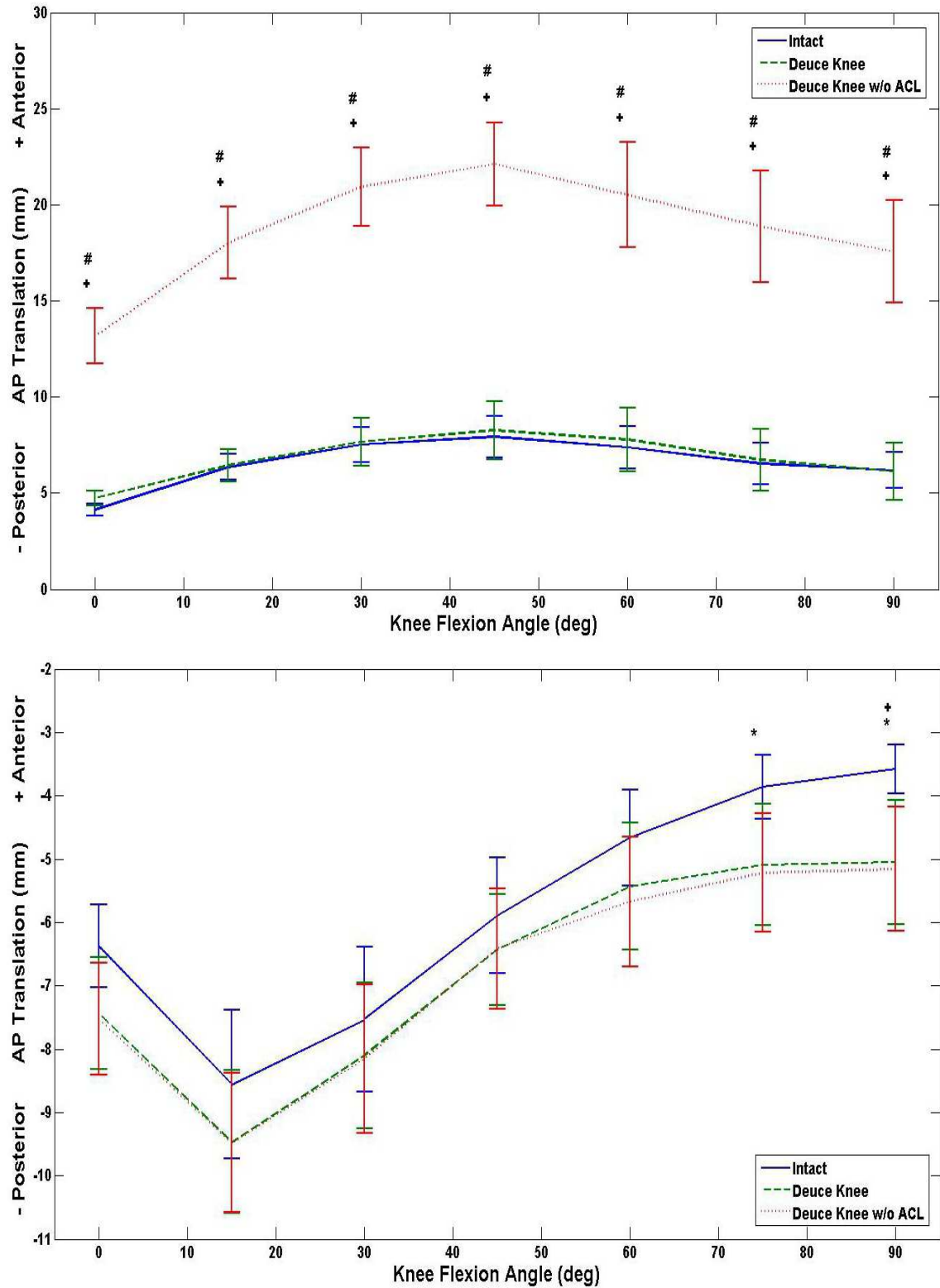


Abbildung 26: A/P Laxizität bei einer anterioren (oben) und posterioren (unten) tibialen Zugkraft von 130N (Mittelwertskurven von 14 Präparaten; 1 Balken = Standardabweichung;

\* = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen mit LCA; + = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen ohne LCA; # = Signifikanz zwischen den Prothesenknieen mit und ohne LCA)

Tabelle 7: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die anterior / posterior – Laxizität  
 (oben = 130N anteriore Zugkraft; unten = 130N posteriore Zugkraft)  
 (Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; signifikante Werte sind farblich hinterlegt)

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
0°	0,517	0,000	0,000
15°	0,937	0,000	0,000
30°	0,948	0,000	0,000
45°	0,895	0,000	0,000
60°	0,935	0,000	0,000
75°	0,974	0,000	0,000
90°	0,999	0,000	0,000

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
0°	0,068	0,051	0,966
15°	0,101	0,234	0,997
30°	0,673	0,702	0,979
45°	0,919	0,923	0,994
60°	0,314	0,241	0,826
75°	0,034	0,062	0,851
90°	0,001	0,005	0,935

#### 4.3.1.2 Rotations – Stabilität

Unter der Anbringung eines internen tibialen Drehmoments von 5Nm rotieren die nativen Präparate von  $9,3^\circ \pm 2,5^\circ$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) bei  $0^\circ$  Flexion bis maximal  $26,1^\circ \pm 4,6^\circ$  bei  $45^\circ$  Beugung nach innen. Nach der Implantation weisen die Präparate eine zu Beginn stärker nach innen rotierte Tibia mit  $15,9^\circ \pm 4,1^\circ$  auf, die bis  $30^\circ$  auf insgesamt  $27,6^\circ \pm 6,2^\circ$  ansteigt. Innerhalb dieses Bereiches ist sie signifikant unterschiedlich ( $p < 0,006$ ). Durch das Fehlen des vorderen Kreuzbandes nimmt die Innenrotation der Tibia um durchschnittlich weitere  $2^\circ - 3^\circ$  zu. Der beobachtete Effekt ist jedoch gering.

Gegenüber einem externen tibialen Drehmoment von 5Nm reagieren die intakten Kadaverpräparate mit einer Außenrotation von  $9,9^\circ \pm 3,0^\circ$  bis maximal  $14,7^\circ \pm 8,1^\circ$ . Jedoch ist die rotatorische Laxizität durch die chirurgische Intervention um durchschnittlich  $3^\circ - 5^\circ$  gesteigert. Bei allen getesteten Flexionswinkeln ist ein signifikanter Unterschied zu verzeichnen ( $p < 0,010$ ). Das Fehlen des vorderen Kreuzbandes resultiert in einer weiteren Zunahme der Außenrotation auf maximal  $21,7^\circ \pm 12,4^\circ$  bei  $90^\circ$  Beugung. Lediglich im Vergleich mit den intakten Knien zeigen beide manipulierten Zustände signifikante Abweichungen ( $p < 0,009$  bzw.  $p > 0,142$ ). Untereinander wird dieser Effekt jedoch nicht beobachtet.

In Abbildung 27 sind die Ergebnisse der rotatorischen Laxizität in Abhängigkeit der Krafrichtung des Drehmoments dargestellt. Ergänzend dazu zeigt Tabelle 8 die errechneten P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey und Kramer.

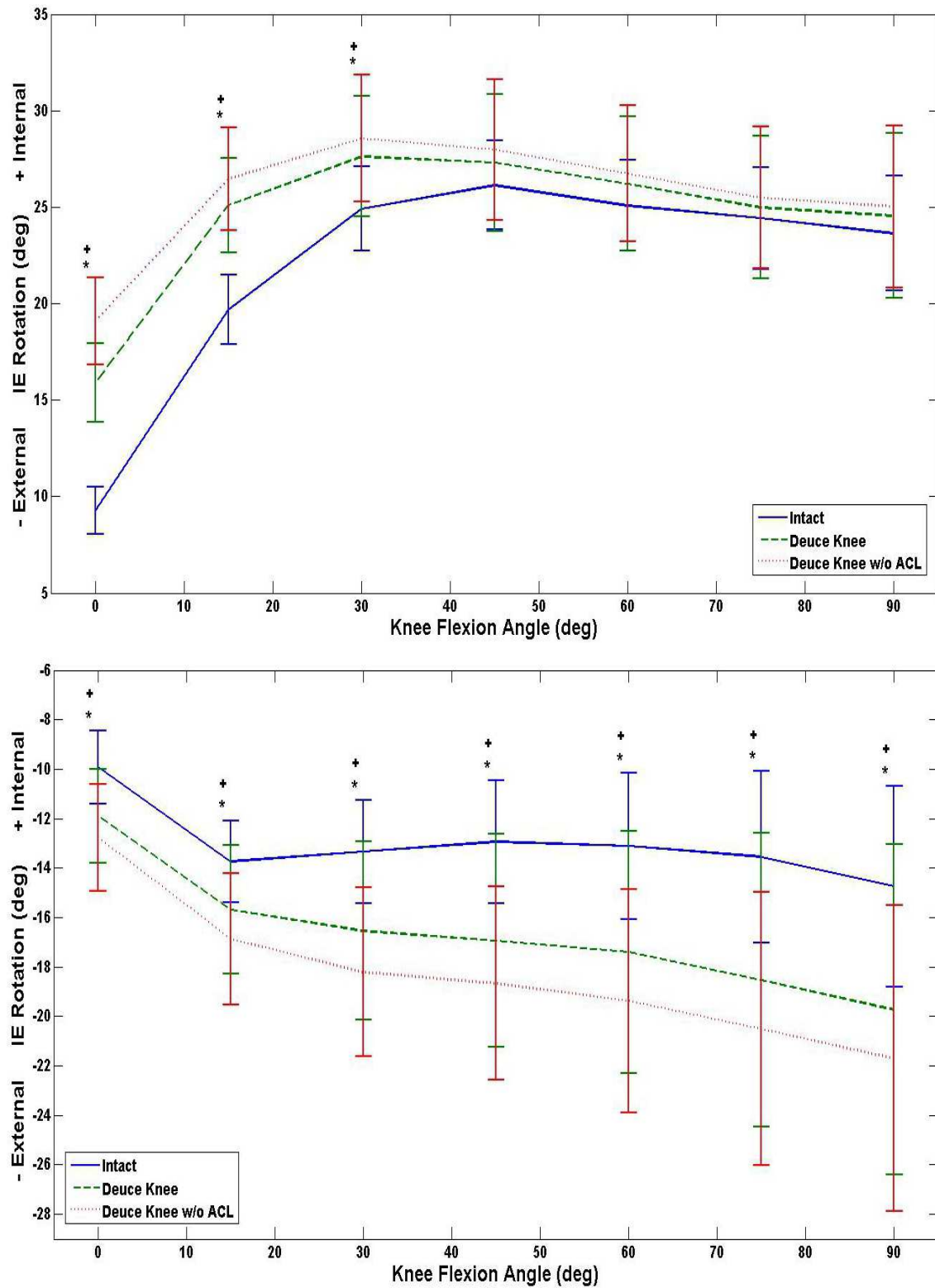


Abbildung 27: I/E Laxizität bei einem internen (oben) und externen (unten) tibialen Drehmoment von 5Nm  
(Mittelwertskurven von 14 Präparaten; 1 Balken = Standardabweichung;

\* = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen mit LCA; + = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknieen ohne LCA; # = Signifikanz zwischen den Prothesenknieen mit und ohne LCA)

Tabelle 8: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die internal / external – Laxizität  
 (oben = 5Nm internes Drehmoment; unten = 5Nm externes Drehmoment)  
 (Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; signifikante Werte sind farblich hinterlegt)

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
0°	0,000	0,000	0,098
15°	0,000	0,000	0,115
30°	0,006	0,008	0,560
45°	0,732	0,576	0,827
60°	0,667	0,581	0,859
75°	0,866	0,774	0,927
90°	0,957	0,867	0,926

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
0°	0,000	0,000	0,142
15°	0,004	0,002	0,198
30°	0,002	0,001	0,225
45°	0,001	0,001	0,325
60°	0,002	0,001	0,327
75°	0,010	0,009	0,475
90°	0,004	0,006	0,575

#### 4.3.1.3 Varus / Valgus – Stabilität

Die letzte klinische Funktionsprüfung ist die mediale beziehungsweise laterale Aufklappbarkeit der Tibia relativ zum Femur. Diese wurde unter Anbringung eines valgischen bzw. varischen Drehmoments von 5Nm untersucht.

Für die nativen Präparate reichen Valgus- und Varus-Rotation der Tibia von  $1,1^\circ \pm 0,7^\circ$  bis maximal  $2,8^\circ \pm 1,9^\circ$ , beziehungsweise von  $1,9^\circ \pm 1,7^\circ$  bis maximal  $5,1^\circ \pm 2,8^\circ$  bei  $90^\circ$  Flexion. Die Implantation des bikompartimentellen „Journey Deuce®“ – Prothesensystems resultiert in einer gesteigerten Valgus-Rotation auf  $1,6^\circ \pm 0,9^\circ$  in voller Streckung und auf  $3,8^\circ \pm 2,1^\circ$  am Ende der Beugung. Die Varus-Rotation wird durch die chirurgische Intervention jedoch nicht beeinflusst. Die Differenz zueinander beträgt weniger als  $0,4^\circ$ . In beiden Fällen ergeben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede ( $p > 0,051$  bzw.  $p > 0,129$ ).

Auf die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes folgt eine Zunahme der Valgus-Rotation um durchschnittlich  $2^\circ$ . Das Maximum der Rotation beträgt  $5,9^\circ \pm 5,0^\circ$  bei  $90^\circ$  Beugung. Der beobachtete Unterschied ist jedoch nicht signifikant ( $p > 0,076$ ). Zusätzlich ist die Varus-Rotation gegenüber den anderen Testkonditionen gesteigert. Das Ausmaß der Rotation reicht von anfangs  $2,8^\circ \pm 1,6^\circ$  bis  $7,1^\circ \pm 3,6^\circ$  am Ende der Flexion. Daraus ergibt sich ein signifikanter Unterschied durch das fehlende VKB gegenüber den Prothesenknieen mit intaktem VKB über den gesamten Flexionsbereich ( $p < 0,029$ ). Zusätzlich ist der Effekt gegenüber den intakten Präparaten bei  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  und  $90^\circ$  Beugung zu verzeichnen ( $p < 0,045$ ).

Die Resultate sind in Abbildung 28 auf der folgenden Seite dargestellt. Die errechneten P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey und Kramer sind in Tabelle 9 abgebildet.



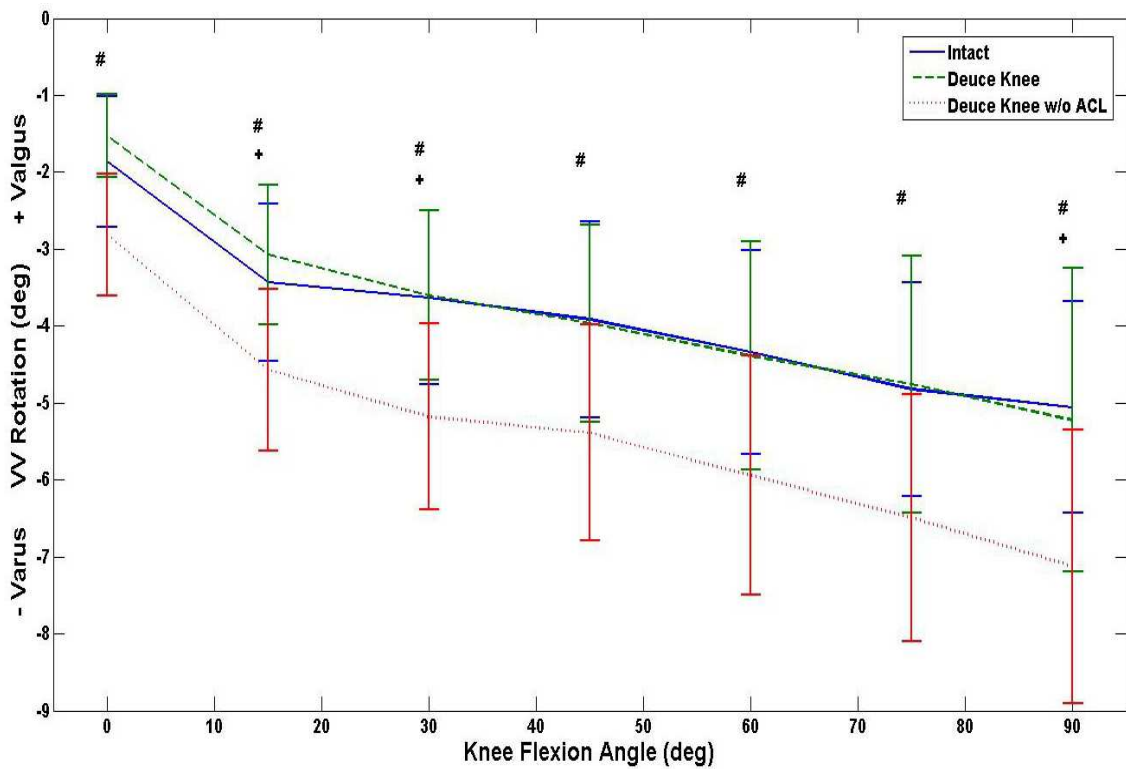
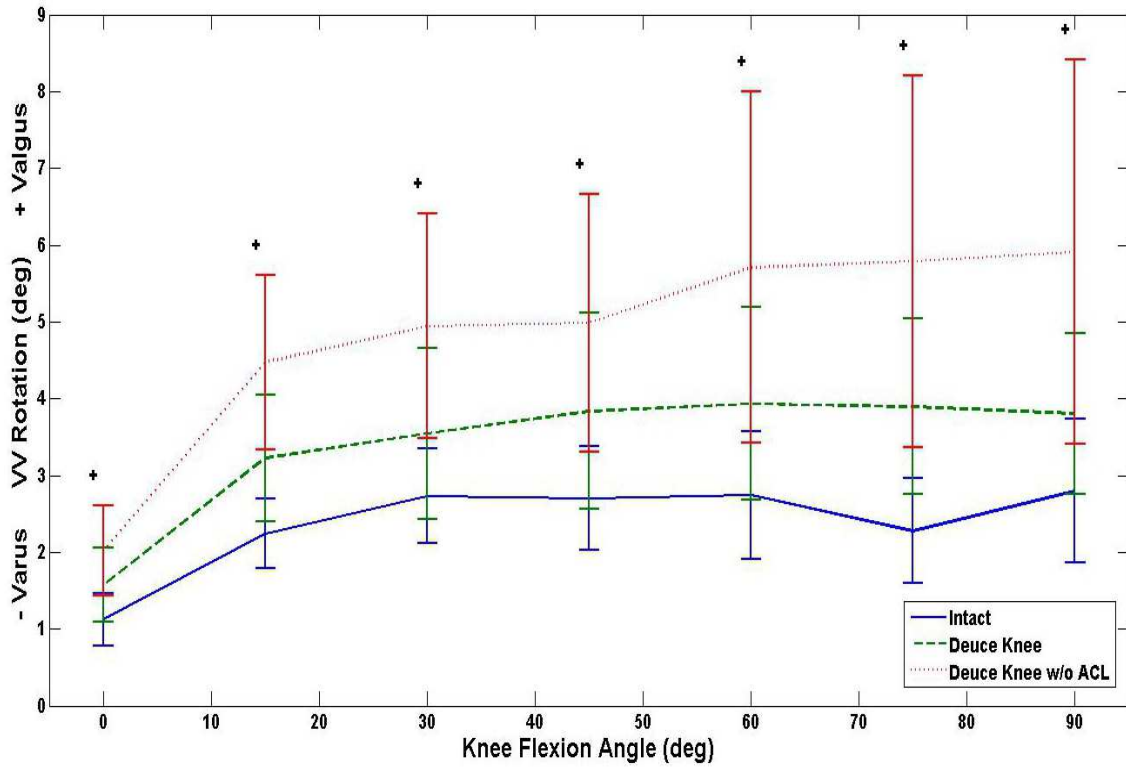


Abbildung 28: V/V Laxizität bei einem valgischen (oben) und varischen (unten) Drehmoment von 5Nm  
(Mittelwertskurven von 14 Präparaten; 1 Balken = Standardabweichung;

\* = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknie mit LCA; + = Signifikanz zwischen den intakten und Prothesenknie ohne LCA; # = Signifikanz zwischen den Prothesenknie mit und ohne LCA)

Tabelle 9: P-Werte des „post-hoc“ Tests nach Tukey & Kramer für die varus / valgus – Laxizität  
 (oben = 5Nm valgisches Drehmoment; unten = 5Nm varisches Drehmoment)  
 (Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; signifikante Werte sind farblich hinterlegt)

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
0°	0,117	0,019	0,287
15°	0,051	0,001	0,076
30°	0,262	0,012	0,084
45°	0,156	0,025	0,262
60°	0,266	0,021	0,149
75°	0,159	0,012	0,166
90°	0,486	0,033	0,127

Flexion Angle	Intact vs Deuce	Intact vs Deuce w/o ACL	Deuce vs Deuce w/o ACL
0°	0,505	0,107	0,002
15°	0,129	0,024	0,000
30°	0,972	0,007	0,000
45°	0,985	0,081	0,009
60°	0,990	0,091	0,029
75°	0,730	0,120	0,004
90°	0,940	0,045	0,016

#### 4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zunächst wurde im Rahmen vorangegangener Studien gezeigt, dass die Applikation von Muskelkräften gegenüber dem kraftfreien Modus diskrete Abweichungen bei den tibialen Relativbewegungen hervorruft. Zudem konnte veranschaulicht werden, dass die verwendeten Kadaverpräparate einer natürlichen Streuung unterliegen.

Die Implantation der „Journey Deuce®“ – Prothese hat auf die Varus / Valgus – Rotation gegenüber den nativen Gelenkverhältnissen unter Belastung keinen Einfluss. Für die anteriore Tibia-Translation besteht nur bei 30° Beugung ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,033$ ). Die interne Tibia-Rotation ist dagegen im mittleren Flexionsbereich (30° - 60°) durch signifikant unterschiedliche Werte gekennzeichnet ( $p < 0,026$ ). Insgesamt werden hierbei keine klinisch relevanten Abweichungen beobachtet. Der Zustand nach durchtrenntem vorderen Kreuzband bei implantierter „Journey Deuce®“ – Prothese bewirkt eine signifikante Zunahme der anterioren Tibia-Translation über nahezu den gesamten Flexionsbereich ( $p < 0,026$ ). Dagegen werden die Tibia-Rotation und die Varus-Rotation durch das Fehlen des VKB nicht beeinflusst.

Bei den passiven klinischen Funktionsprüfungen ist das „Journey Deuce®“ – Prothesensystem gegenüber den nativen Präparaten für die anteriore Zugkraft und die Varus / Valgus Laxizität unverändert. Die Tibia-Rotation wird dagegen durch ein internes Drehmoment bei niedrigen Flexionswinkeln und durch ein externes Drehmoment bei allen Flexionswinkeln beeinflusst ( $p < 0,006$  und  $p < 0,01$ ). Der Trend bleibt dabei jedoch erhalten. Die arthroskopische Durchtrennung des VKB bei implantiertem Oberflächenersatz zeigt für die anteriore und varische Laxizität ihre Wirkung. Dabei sind die Präparate einer signifikanten Zunahme der aufgezeichneten Werte ( $p < 0,00$  und  $p < 0,029$ ) ausgesetzt. Auf die posteriore und die Rotations-Stabilität hat die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes keinen relevanten Einfluss.

## **5 Diskussion**

### **5.1 Allgemein**

Ein grundlegendes Ziel sämtlicher in-vitro Studien ist die Etablierung eines Testverfahrens, um Bewegungen unter physiologischen Bedingungen im Labor zu simulieren. Limitationen seitens der technischen Geräte oder Materialien können dazu führen, dass physiologische Gegebenheiten nur näherungsweise erreicht werden. Daher ist es erstrebenswert, durch sinnvollen Einsatz der verfügbaren Ressourcen und Technologien ausreichende Simulationsbedingungen zu schaffen.

Jedoch werden in-vitro Studien je nach ihrer Fragestellung ab einem gewissen Punkt ihre Grenzen aufgezeigt. Fundierte wissenschaftliche Aussagen können daher nicht nur im Labor geformt werden. Zusätzlich sind umfassende Patienten-Studien mit subjektiven und objektiven Gesichtspunkten notwendig. In-vitro Studien sind gut geeignet um neue Denkansätze zu schaffen und wissenschaftliche Überlegungen zu vertiefen. Außerdem gestatten sie Untersuchungen, bei denen Patienten aus ethischen Gründen nicht einbezogen werden können.

## 5.2 Diskussion der verwendeten Materialien

### 5.2.1 Kadaverpräparate

Die Verwendung von Kadaverpräparaten ist gegenüber zahlreichen in-vivo Studien nach wie vor ein gängiges Verfahren in der Biomechanik, insbesondere für die Untersuchung von Prothesensystemen oder OP-Techniken [52; 65; 66; 67; 112; 127; 135; 150; 180; 212; 242].

Der wesentliche Vorteil eines in-vitro Verfahrens ist die mehrfache Verwendung der Präparate in unterschiedlichen Manipulationszuständen. Die experimentelle Datenerhebung geht somit aus demselben Präparat hervor und ermöglicht einen besseren Vergleich. Gleichzeitig ist dadurch die Abweichung innerhalb der einzelnen Präparate reduziert [232]. Außerdem lassen sich Einflüsse von Muskulatur und Bändern leicht evaluieren, da eine Manipulation dieser Kräfte in-vivo schwierig ist. Für ein homogenes Datenkollektiv wurden ausschließlich linke Präparate verwendet. Dies erleichterte die Konfiguration der Messgeräte und Operationsinstrumente. Es konnten auch mess- und lagebedingte Abweichungen minimiert werden.

Bei der Verwendung von Kadaverpräparaten von Gewebebanken ist der individuelle Zustand zu berücksichtigen. Die einzelnen Präparate weisen anatomische Unterschiede auf. Daraus ergibt sich eine natürliche Streubreite der kinematischen Parameter. Die Knie wurden nach bestimmten Gesichtspunkten vor ihrer Verwendung inspiziert. Ausschlusskriterien für diese Studie waren grobe Deformierungen, Frakturen oder sonstige Auffälligkeiten der Gelenke. Derartige Veränderungen unterliegen unphysiologischen Bedingungen, wodurch die gewonnenen Messdaten verzerrt werden könnten.

Nicht immer wiesen die Kadaverpräparate die entsprechenden pathologischen Verhältnisse für die Verwendung des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems auf. Die mediale Gonarthrose mit begleitender Chondromalazie des retropatellaren Gleitlagers ist typischerweise mit einer Varus Deformität der mechanischen Beinachse verbunden. Daraus resultieren unterschiedlich ausgeprägte

pathologische Veränderungen von Kapsel und Bändern, die die Messungen beeinflussen. Auch ist anzunehmen, dass sich der Zustand der Bänder von Kadaverpräparaten, gesunden Kniegelenken von Probanden und arthrotischen Gelenken unterscheidet. Histopathologische Studien konnten diesbezüglich in 47% der Fälle Anzeichen einer degenerativen Veränderung des vorderen Kreuzbandes bei arthrotischen Knien nachweisen [50]. Aus diesen Gründen wurde intraoperativ sichergestellt, dass sämtliche Strukturen des Kapsel-Band-Apparates eine ausreichende Zugspannung aufweisen. Dadurch konnte ein korrekter Sitz der Prothese gewährleistet werden.

Aufgrund einer Studie von Varadarajan et al. [219] gibt es geschlechterspezifische Unterschiede bei der rotatorischen Komponente der Knie-Kinematik. Das Ausmaß der Tibia-Rotation betrug bei weiblichen Probanden  $18,2^\circ$  gegenüber  $12,4^\circ$  bei männlichen. In der Kadaver-Studie von Hsu et al. [112] konnte eine 35%ige erhöhte rotatorische Laxizität und eine 25% geringere Verwindungssteifigkeit bei weiblichen Präparaten verzeichnet werden. In der vorliegenden Studie wurden männliche und weibliche Präparate verwendet. Diese Tatsache ist bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen.

Die tief gefrorenen Präparate wurden für circa 12-14 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut. Den Studien von Noyes et al. [174] und Vanbrocklin et al. [218] zufolge hat das Einfrieren keinen relevanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von Kadaverpräparaten.

## 5.3 Diskussion der angewendeten Methoden

### 5.3.1 Operationsverfahren

Bei allen operativen Eingriffen sind individuelle anatomische Beschaffenheiten des Situs keine Seltenheit. Aus diesem Grund sind unterschiedliche Größen der Instrumente und Prothesenkomponenten verfügbar. Eine standardisierte Vorgehensweise bei den Operationen erhöhte die Vergleichbarkeit der gewonnenen Daten. Zusätzlich wurden alle Eingriffe von demselben Operateur durchgeführt, um operationsbedingte Unterschiede auszuschließen.

Normalerweise orientieren sich die Instrumente für die Sägeschnitte an externen Landmarken, wie zum Beispiel das obere Sprunggelenk oder die Tuberositas tibiae. Die Ausrichtung der Instrumente gestaltete sich in diesem Fall einfach, da Ober- und Unterschenkelknochen frei präpariert vorlagen. Die tibiale Orientierung erfolgte anhand des sichtbaren Knochens. Mit Hilfe des Spannwerkzeuges wurde der abfallende Winkel des Tibia-Plateaus eingestellt. Somit waren die Instrumente für die entsprechenden Sägeschnitte optimal ausgerichtet. Alle Präparate wurden nach der Implantation klinisch auf Stabilität und Beweglichkeit überprüft. Zusammen mit der anschließenden Röntgendurchleuchtung konnte so ein korrekter Sitz der Prothese sichergestellt werden.

Die chirurgische Manipulation des Kapsel-Band-Apparates ist eine gegenwärtige Therapieoption. Bei Deformitäten und weichteilbedingten Steifigkeiten sind entsprechende anatomische Strukturen des Gelenkes vermehrt gespannt. Während eines Eingriffes werden die jeweiligen Gefüge des Kapsel-Band-Apparates sequentiell entlastet, um die Zugspannung zu reduzieren. Dadurch verringert sich die weichteilbedingte Steifigkeit des Gelenks. Dieses Verfahren wird als „Weichteilrelease“ (engl. „*Soft Tissue Balancing*“) bezeichnet, dessen Erfolg durch zahlreiche Studien belegt ist [25; 125; 131; 217; 230]. Beispielsweise führt laut Matsueda et al. [159] ein mediales bzw. laterales „Release“ zu einer signifikanten Abweichung der Varus / Valgus – Laxizität. Nach Saeki et al. [196] bewirkt die Durchtrennung des medialen Kollateralbandes eine gesteigerte Val-

gus – Laxizität. Diese wird durch das fehlende hintere Kreuzband noch zusätzlich erhöht. Möglicherweise stellt die Manipulation des Kapsel-Band-Apparates einen klinisch relevanten Faktor dar. Derartige Veränderungen könnten die Stabilität und Kinematik beeinflussen und sollten daher berücksichtigt werden.

### **5.3.2 Implantation des Prothesensystems**

Die Implantation eines Oberflächenersatzes kann sowohl zementiert als auch zementfrei erfolgen. Wesentliche Faktoren sind neben dem Alter und Zustand des Knochens die Mobilisationsfähigkeit des Patienten [114; 129]. Abhängig von der Indikation bieten beide Verfahren gleichermaßen Vor- und Nachteile.

Zahlreiche Patientenstudien zeigten gute Ergebnisse bezüglich der Haltbarkeit gegenüber aseptischen Lockerungen. Whiteside et al. [229] und Hofmann et al. [108] beschrieben in ihren Studien eine Beständigkeit von unzementierten Totalendoprothesen von 99,5% bzw. 95,1% nach 10 Jahren. Nach der Studie von Chockalingham et al. [43] betrug die Lockerung der unzementierten Femurkomponenten nach 6 Jahren 9,8% und 0,6% bei den zementierten. Ritter et al. [190] konnten die guten Ergebnisse mit einer Haltbarkeit von 96,8% nach 20 Jahren bei unzementierten Tibiakomponenten bestätigen. Bei zementierten Totalendoprothesen erbrachte eine Studie von Ranawat et al. [186] eine Beständigkeit von 94,6% nach 15 Jahren bezüglich aseptischen Lockerungen. Duffy et al. [62] erreichten mit 94% nach 10 Jahren vergleichbare Resultate.

Bei der Verbindung des Fremdmaterials mit dem Knochen handelt es sich um einen vitalen Prozess. Dieser ist bei in-vitro Studien jedoch nicht vorhanden. Allerdings ist die molekulare Verschmelzung erst nach einer gewissen Zeit abgeschlossen. Postoperativ unterscheidet sich der feste Sitz der Prothese zwischen in-vitro Kadaverpräparaten und echten Patientenknieen daher nicht.

### **5.3.3 Ultraschall – Bewegungsmesssystem**

Neben den weichgewebe-gestützten Markern aus dieser Studie besteht die Möglichkeit, die Peilsender direkt an den Knochen zu fixieren [22; 52; 175]. Diese Methode ist jedoch ausschließlich für Kadaverstudien vorgesehen, da eine



derartige Manipulation in-vivo ethisch nicht vertretbar ist. In beiden Fällen erfolgt die Definition von lokalen körperfesten Koordinatensystemen mit Hilfe von anatomischen Landmarken. Ein übliches Verfahren dabei legt die anatomische transepicondyläre Achse als Basis für die Berechnungen fest. Andere digitale Referenzpunkte, wie etwa die geometrisch zentrale Achse, werden häufig genutzt. Somit ist beim Vergleich von verschiedenen Studien auf die jeweilige Methodik zu achten, da unterschiedliche Referenzen angeführt werden können [168].

Der wesentliche Vorteil des Ultraschall-Messsystems ist die leichte Handhabung und damit praktische Anwendbarkeit. Zusätzlich ist es durch die Konfiguration der Sender gegenüber Artefakten bei der Messung nicht anfällig. Die T-Stücke mit den jeweils drei Sendern sind an den Trägern des Knie-Kinemators befestigt und bewegen sich bei der Beugung mit. Die kalkulierten Koordinatensysteme als Grundlage der Berechnung der Kinematik können präzise bestimmt werden. Daher lassen sich bereits kleinste Positionsänderungen der Präparate erkennen, die sich im gesamten Verlauf deutlich hervorheben. Nach der Studie von Müller et al. [169] bietet die Kombination von Knie-Kinemator und Ultraschall-System ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit und Präzision bei den Messungen. Bei einer Genauigkeit von 1mm bzw.  $0,5^\circ$  für translationale bzw. rotatorische Bewegungen kann das System klinisch relevante Unterschiede aufzeichnen. Die Apparatur von MacWilliams et al. [149] erreichte nahezu identische Werte von 1,8mm bzw.  $0,5^\circ$ . Somit ist das gezeigte Verfahren in der Lage, wissenschaftlich relevante Abweichungen der kinematischen Parameter zu erfassen.

Gängige Alternativen zu den ultraschall-gestützten Methoden sind optische oder elektromagnetische Systeme. Der wesentliche Unterschied gegenüber dem Ultraschall sind Lichtsignale bzw. elektromagnetische Wellen. Das Prinzip der Datenerfassung ist jedoch identisch und besitzt somit ähnliche Vorteile. Das optoelektronische Messverfahren zur Evaluation der Knie-Kinematik an Kadaverpräparaten wurde unter anderem in den Studien von Jenny et al. [119] und Withrow et al. [231] verwendet. Das elektromagnetisch gekoppelte System von

D'Lima et al. [53] erreichte mit 0,76mm und 0,15° eine sehr gute Auflösung für translationale und rotatorische Bewegungen in deren Kadaverstudie.

Ein gemeinsames Problem ist die individuelle Ausrichtung mit Hilfe anatomischer Landmarken und das Einbringen der Präparate in eine feste Vorrichtung [20; 148]. Eine einheitliche Definition der Flexionsachse gestaltet sich schwierig, da das menschliche Kniegelenk einem Drehscharniergelenk ähnelt. Die Bewegungen finden somit in mehreren Ebenen statt. Das kinematische Zentrum des Kniegelenks kann daher nur näherungsweise definiert werden und führt zu Abweichungen bei der Festlegung. Aus diesem Grund wurde die Digitalisierung der Referenzpunkte mehrfach wiederholt, um die Flexionsachse mit Hilfe von Mittelwerten hinreichend zu bestimmen.

Der Literatur zufolge werden in klinischen Studien häufig moderne Magnetresonanztomogramme (MRT) und orthogonale 3-D Fluoroskopien verwendet. Die Definition der Flexionsachse mit Ultraschall-Systemen ist in-vivo schwierig durchzuführen. Die Arbeitsgruppen um Li, DeFrate et al. [56; 57; 106; 117; 134; 137; 177] nutzen dieses Verfahren zur Aufzeichnung von Bewegungsbildern der Studienpatienten. Mit Hilfe der MR-Schnittbilder werden anschließend digitale 3-D Kniemodelle rekonstruiert. Der wesentliche Nachteil des Verfahrens ist die Anfälligkeit gegenüber den Metallteilen des Oberflächenersatzes. Die daraus resultierenden Artefakte bei der Bildgebung stellen einen schwer kalkulierbaren Faktor zur Beurteilung der Ergebnisse dar [132; 207]. Somit ist der Einsatz einer Bildgebung nicht zuletzt wegen des größeren technischen Aufwandes für in-vitro Studien ungeeignet.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass akustische und optische Messverfahren für Kadaverstudien unter Laborbedingungen gut geeignet sind. Eine etablierte Konfiguration erleichtert dabei die Datenerhebung.

### **5.3.4 Knie-Kinemator**

#### **5.3.4.1 Allgemein**

Für den Patienten und den Kliniker ist die postoperative Beweglichkeit nach der Implantation eines Gelenkersatzes besonders wichtig. Derartige Einschränkun-

gen haben negative Auswirkungen auf die Lebensqualität und sind daher unerwünscht. Entscheidend für die Knie-Kinematik sind aktive Muskelkräfte. Auf diese Weise werden Faktoren berücksichtigt, die erst unter der Anbringung von Lasten auftreten. Eine physiologische Kinematik unterliegt somit den Einflüssen von Kompressions- und Scherkräften, die auf das Gelenk und damit auf die Prothese einwirken.

Ein wichtiges Kriterium zur Qualifizierung eines in-vitro Messverfahrens ist die Reproduzierbarkeit der Daten. Der einheitliche Versuchsablauf verhinderte Messabweichungen, die durch unterschiedliches Einspannen oder Digitalisieren der Referenzpunkte verursacht wurden. Jeweils zwei durchgeführte Messungen erhöhte die Mächtigkeit der Daten, indem Mittelwerte gebildet wurden. In der Studie von Müller et al. [169] wurden durch diverse Versuchsreihen reproduzierbare Daten einzelner Messvorgänge generiert, die im Mittel  $0,76^\circ$  und weniger als 1mm voneinander abwichen. Außerdem wurde gezeigt, dass ein erneutes Einspannen und Digitalisieren keinen relevanten Einfluss auf die Messungen hatte [169].

#### 5.3.4.2 Applikation dynamischer Muskelkräfte

Das Knie mit seinen Bändern ist für Kräfte ausgelegt, die weit über denen bei klinischen Untersuchungen liegen [80]. Man unterscheidet zwischen externen Lasten, die durch das Körpergewicht oder beschleunigte Bewegungen hervorgerufen werden, und internen Lasten. Diese resultieren von Muskelkontraktion und Zugspannungen der Bänder und sorgen für ein aufrechtes Kräftegleichgewicht [10].

Eine Limitation dieser Studie ist die Forderung nach einer körperrgewichtsadaptierten Simulation einer Kniebeuge. Wie bereits in Kapitel 3.2.1 beschrieben, wird das angestrebte Körpergewicht durch die Aktivität der Muskelzüge mit entsprechendem Registrieren durch die Kraftmessdose erreicht. Aufgrund von Materialausfällen musste die Kraft in dieser Studie auf 50N reduziert werden, das einem Körpergewicht von etwa 10kg entspricht. Wenige Studien konnten dazu eine ähnliche Problematik schildern [143; 149; 166; 206]. Die Tatsache, dass ein größeres Körpergewicht zu steigenden Kontaktkräften entlang der

Knochen führt, lässt eine signifikante Gelenk-Stabilität vermuten. So wurde bei Kadaverpräparaten eine bis zu 66% verringerte Tibia-Translation durch simulierte Kompressionskräfte und Lasten der Extensorengruppe festgestellt [215]. Dazu konnten Müller et al. [169] und Hirokawa et al. [107] beweisen, dass die Kinematik durch den Einfluss von Muskelkräften gegenüber unbelasteten Bewegungen signifikant verändert wurde. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass das Steigern der applizierten Lasten nur eine geringfügige Änderung der Kinematik bewirkte. Daher können bereits relativ niedrige Kräfte klinisch relevante Unterschiede aufzeigen. Höhere Kräfte liefern dagegen nicht zwangsläufig ein qualitativ besseres Ergebnis. In Anbetracht der Materialschonung ist es daher unnötig, in-vitro Studien am Rande der mechanischen Belastbarkeit durchzuführen.

Als weiteren Punkt ist die konstante Kraft der ischiocruralen Muskulatur von 20N zu nennen. Multiple agonistische und antagonistische Kräfte bilden insgesamt ein mechanisch undeterminiertes System. Daher sind relevante Einflüsse schwierig zu beurteilen [143]. Einige Studien konnten eine signifikante Beeinflussung der Knie-Kinematik durch unterschiedlich starke Lasten der ischiocruralen Muskulatur belegen [136; 149; 166]. Allerdings verhalten sich die aufgebrauchten Kräfte der ischiocruralen Muskulatur während einer natürlichen Kniebeuge laut Escamilla et al. [70] relativ konstant. Aus diesem Grund wurden konstant niedrige Kräfte verwendet, um undeterminierte Störfaktoren zu isolieren und gleichzeitig die Validität dieses Modells zu erhalten.

#### 5.3.4.3 Limitation des Bewegungsumfangs

Die ersten kreuzbanderhaltenden Prothesenmodelle verfügten nur über einen eingeschränkten Beugungsradius. Die Autoren Cloutier et al. [45] und Cracciolo et al. [49] haben Studien über das Beugelimit von verschiedenen kreuzbanderhaltenden Total-Endoprothesen zwischen 1986 und 1988 beziehungsweise 1979 veröffentlicht. Dabei wurde von einem Flexionslimit von 107° beziehungsweise 104° berichtet [45; 49]. Neue Prothesenkonzepte zeichnen sich dagegen durch ein verbessertes Design aus, wodurch Winkel bis 130° Beugung erreicht werden können [13; 167].

Bisher erlaubt die technische Konfiguration des Knie-Kinemators keine Beugung der Präparate aus voller Streckung nur durch applizierte Muskelkräfte. Die größte Gefahr dabei ist ein progredientes Durchdrücken in eine sogenannte Hyperextensionsstellung. Dadurch könnte das Präparat möglicherweise beschädigt und die Messwerte verfälscht werden. Dieses mechanische Problem eines vertikal aufgebauten Kinemators ist bereits in anderen Studien beschrieben worden [143; 149]. Im Hinblick auf klinisch relevante Informationen ist diese Einschränkung der ersten 15° Beugung jedoch als gering einzustufen.

Die meisten täglichen Aktivitäten wie Gehen, Aufstehen oder Treppensteigen bewegen sich im Bereich zwischen voller Streckung und 90° Beugung. Daher wurde der maximale Flexionswinkel in dieser Studie auf 90° festgelegt. Die genannten Beschränkungen der Messungen sind somit nicht durch das „Journey Deuce®“ – Prothesensystem bedingt.

Schlussfolgernd ist zu sagen, dass mit dem dargestellten Verfahren präzise kinematische Messungen durchgeführt werden können.

### **5.3.5 Industrieroboter**

#### 5.3.5.1 Allgemein

Als zweite Testapparatur wurde der Industrieroboter mit einem „Universal Force Sensor“ zur Evaluation der passiven Laxizität verwendet. Das Bewegungsausmaß des Roboterarms verfügt über sechs Freiheitsgrade mit einer Wiederholgenauigkeit von  $\pm 0,2\text{mm}$  bei seinen Bewegungen. Der UFS registriert externe Kräfte und Drehmomente in sechs Freiheitsgraden eines Koordinatensystems mit einer Genauigkeit von 0,2N beziehungsweise 0,01Nm. Die präzisen Aufzeichnungen der kinematischen Parameter durch den UFS sind dabei ein großer Vorteil. Hsu et al. [112] und Kanamori et al. [121] haben mit einer ähnlichen Konfiguration kinematische Messungen an Kadaverpräparaten durchgeführt. Die Werte der translationalen und rotatorischen Laxizität sind mit dieser Arbeit vergleichbar.

### 5.3.5.2 Gelenk-Stabilität

Für den Kliniker ist die Stabilität des Knies nach der Implantation eines Gelenkersatzes entscheidend. Diese wird als wichtigen Faktor des postoperativen Erfolges angesehen [72; 163]. Durch die fehlende Stabilität im Gelenk sind abnorme Bewegungen möglich. Somit ist die Funktionalität des Implantates unbefriedigend. Langfristig können instabile Prothesen zu Lockerungen führen, die in einem Implantatversagen enden. Die Instabilität ist für 10% - 22% der erforderlichen Revisionen verantwortlich [37; 178; 222]. Für die Stabilität sind neben der Muskulatur auch passive Strukturen zuständig. Um diesen Effekt zu ermitteln, müssen die Untersuchungen ohne simulierte Kräfte erfolgen. Damit wird gewährleistet, dass ausschließlich der Einfluss des passiven Gefüges als solcher bestimmt werden kann. Dies ist von Bedeutung, falls aktive Strukturen aufgrund verschiedener Ursachen nicht in der Lage sind, adäquate Kräfte aufzubringen, um das Gelenk zu stabilisieren.

Die Gelenk-Stabilität lässt sich in klinischen Studien nur schwer erarbeiten, da hierfür die Kooperation des Patienten bei den Untersuchungen erforderlich ist. Dies ist jedoch nicht immer möglich. Bereits geringfügige Muskelkontraktionen durch den Patienten können die Messungen beeinflussen. Somit ist das experimentelle Modell mit Kadaverpräparaten für diese Fragestellung deutlich im Vorteil. Daher erfolgte im zweiten Teil der Studie die Prüfung der Gelenk-Stabilität vor und nach der Implantation des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems. Um den Einfluss des vorderen Kreuzbandes auf translationale und rotatorische Laxizität des Gelenkes zu quantifizieren, wurde diese Struktur im Anschluss durchtrennt.

## 5.4 Diskussion der Ergebnisse

### 5.4.1 Die Beweglichkeit nativer Kadaverpräparate

Neben der Reproduzierbarkeit ist die Validität ein weiteres wichtiges Kriterium zur Beurteilung der Güte von in-vitro Studien. Somit ist bei der Etablierung eines derartigen Testverfahrens zunächst zu überprüfen, ob tatsächlich das gemessen wird, was untersucht werden soll. Deshalb werden die erzielten Ergebnisse der nativen Präparate zunächst vergleichbaren Studien gegenübergestellt.

#### 5.4.1.1 Die Kinematik unter simulierten Gewichtskräften

Bei der Berechnung der a/p – Bewegung der Tibia zeigen sich für den nativen Zustand Werte von 2,0mm bis 6,0mm. Diese Ergebnisse stimmen mit den Resultaten der Kadaverstudie von Gill et al. [90] überein. Dabei wurde unter der Verwendung einer Quadriceps-Kraft von 400N eine a/p – Translation zwischen -0,5mm und 5,5mm beobachtet. Ähnliche Ergebnisse lieferte die Roboterstudie von Yoo et al. [241]. Hierbei zeigte sich in voller Streckung eine anteriore Translation von 2,6mm und ein Maximum von 5,8mm bei 30° Beugung.

Die Tibia-Rotation reicht von 4° bis 14°. Sie ist durch einen kontinuierlichen Anstieg nach innen gekennzeichnet. In den Studien von Li et al. [137] und DeFrate et al. [241] wurden mit Hilfe von 3D-Fluoroskopien belastete Kniebeugen von Patienten durchgeführt. Die erzielten Resultate bestätigen die der vorliegenden Studie. Gegenüber den Kadaverstudien von Gill et al. [90] und Suggs et al. [212] zeigte sich jedoch ein anderes Verhalten der Tibia-Rotation. Der Verlauf in diesen Studien ist zunächst durch eine interne Rotation bis 30° Beugung mit anschließender externer Rotation gekennzeichnet. Das Ausmaß der Rotation betrug dabei 0,5° bis maximal 5,0°, bzw. 6,7° bei 30° Flexion [90; 212].

Die Abweichungen der Absolutwerte sind eher auf die technischen Unterschiede der jeweils verwendeten Apparaturen zurückzuführen. Das Konzept der hiesigen Studie beschreibt ein quasi-statisches Modell mit variabel applizierbaren

Zugkräften. Dadurch entsteht im Verlauf der Beugung ein dynamischer Charakter. Die Kräfte der erwähnten Studien sind dagegen durch eine konstante Größe gekennzeichnet.

#### 5.4.1.2 Die passive Beweglichkeit intakter Kniegelenke

Die Werte für das native Knie unter einer anterioren Zugkraft von 130N liegen im Bereich zwischen 4mm und 8mm. Diese Resultate sind mit den Ergebnissen anderer Studien fast identisch. In der Studie von Woo et al. [235] betrug die anteriore Translation unter einer Zugkraft von 134N initial 4,9mm und erreichte bei 90° noch 5,4mm. Höher et al. [109] berichteten in ihrer Arbeit von Ergebnissen zwischen 5,3mm, 10,1mm und 6,6mm bei 0°, 30° und 90° Beugung.

Bezüglich der posterioren Zugkraft von 130N verschiebt sich die Tibia beim nativen Präparat um 6mm bis 8mm nach dorsal. Die Ergebnisse von Harner et al. [104] betragen bei einer Zugkraft von 134N zwischen 6mm und 7mm für Flexionswinkel zwischen 0° und 120°. Ebenso identische Werte von 3,5mm bis 7,0mm für die posteriore Translation ergab die Studie von Suggs et al. [211].

Unter einem, nach intern gerichtetem tibialen Drehmoment von 5Nm beträgt der Wert in voller Extension 9,3° und erreicht bei 45° Beugung ein Maximum von 26,1° Rotation. Nahezu identische Ergebnisse lieferte die Arbeit von Markolf et al. [153]. Hierbei betragen die Werte der intakten Kadaverpräparate von 7,8° bei voller Streckung und 26,3° bei 45° Beugung. Bestätigt werden diese Resultate von der in-vitro Studie von Veltri et al. [221] trotz einer leicht abgewandelten Testapparatur. In diesem Fall wurde eine Tibia-Rotation von 10° bis 20° zwischen voller Streckung und 90° Flexion verzeichnet. Entsprechend des externen tibialen Drehmoments von 5Nm zeigt sich eine Rotation von 9,9° zu Beginn, die mit 14,7° bei 90° Flexion endet. Auch hier liefert der Vergleich mit der Arbeit von Veltri et al. [221] ein ähnliches Ergebnis. Die Resultate betragen bei einem externen 5Nm Drehmoment 12,5° Rotation bei 0° Beugung. Sie stiegen im Folgenden um 7,5° auf circa 20° Außenrotation an.

Die valgische Laxizität verhält sich mit zunehmender Beugung relativ konstant zwischen 1,1° und 2,8°. Die Untersuchungen von Markolf et al. [153] und Veltri et al. [221] ergaben ein Rotationsausmaß von 1° bis 6,5°, bzw. 3° bis 7°. Die



varische Laxizität ist durch Werte von  $1,9^\circ$  bis  $5,1^\circ$  gekennzeichnet. Unter der Anwendung eines varischen Drehmoments von 5Nm wurden in der Studie von Veltri et al. [221] Ergebnisse zwischen  $3^\circ$  und  $5^\circ$  beobachtet.

Betrachtet man zunächst die Ergebnisse der intakten Präparate dieser Studie und vergleicht sie mit einigen Literaturwerten, so ist dieses Modell als valide anzusehen. Geringfügige Abweichungen der Resultate sind mit großer Wahrscheinlichkeit auf die nicht exakt baugleichen Testapparaturen zurückzuführen und zu vernachlässigen. Aufgrund der Ähnlichkeit der Werte gegenüber bereits etablierten Verfahren sind die vorgestellten Testverfahren zur Untersuchung der Knie-Kinematik sehr gut geeignet, um Fragen exakt zu beantworten.

#### **5.4.2 Die Funktionalität des bikompartimentellen Gelenkersatzes**

##### 5.4.2.1 Allgemein

Bei ausgeprägter Gonarthrose ist die Implantation einer Total-Endoprothese ein erfolgversprechendes Procedere. Neben Schmerzlinderung und Wiedererlangen der Gelenkfunktion sind die lange Haltbarkeit der Implantate keine Visionen, sondern entsprechen der Realität [3; 146; 171]. Dennoch ist dieses Verfahren bei jüngeren, sportlich aktiven Patienten mit nur einseitig manifester Degeneration manchmal schwer zu rechtfertigen. Für diese Patientenpopulation stellt ein kreuzbänderhaltender Gelenkersatz eine attraktive Behandlungsalternative dar. Durch den Erhalt beider Kreuzbänder und einem minimal-invasiven Vorgehen wurde eine Funktionalität hergestellt, die mit physiologischen Verhältnissen vergleichbar ist. Repräsentative klinische Studien, die sich mit kreuzbänderhaltenden Endoprothesen befasst haben, konnten dies durch gute Ergebnisse belegen [45; 118; 183].

##### 5.4.2.2 Die Kinematik einer quasi-statischen Beugung

Die Ergebnisse zeigen, dass neben der a/p – Translation auch die varus / valgus – Rotation durch das „Journey Deuce®“ – Prothesensystem nicht relevant beeinflusst sind. Der ähnliche Verlauf lässt auf eine freie Beweglichkeit der präparierten Kniegelenke schließen. Trotz abgeänderter Geometrie ist der Bewe-

gungsumfang keiner Einschränkung ausgesetzt, die eine unnatürliche Bewegung zu Folge hätte. Die geringfügigen Differenzen gegenüber den natürlichen Verhältnissen sind durch die chirurgische Manipulation bedingt. Dies könnte durch eine minimale Dehnung des Kapsel-Band-Apparates verursacht sein. Der verwendete Oberflächenersatz zeigt trotz designtechnischer Unterschiede vergleichbare Resultate gegenüber bereits untersuchten unikompartimentellen Implantaten. Hierzu wurde solch ein Modell in den Kadaverstudien von Patil et al. [180] und Suggs et al. [212] auf ähnliche Weise getestet. Die a/p – Translation zeigte sich durch das Implantat gegenüber dem intakten Zustand nicht signifikant verändert. Die Differenzen betragen in beiden Fällen jeweils durchschnittlich 2mm bis 3mm innerhalb des gesamten Flexionsbereichs [180; 212].

Die Ausgangsstellung der Tibia-Rotation ist nach der Implantation um 3° stärker nach extern gerichtet. Trotz der veränderten Position ist der Trend der Tibia, mit zunehmender Flexion vermehrt nach innen zu rotieren, noch zu erkennen. Die geringfügige Abweichung im Rotationsverhalten des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems ist vermutlich auf die veränderte Geometrie des Implantates zurückzuführen. Dabei werden das konkave Tibia-Plateau und der, nach außen hin dicker werdende mediale Meniskus durch eine relativ ebene künstliche Oberfläche ersetzt. Neben der Knie-Stabilität übernehmen die Menisken weitere Funktionen, wie zum Beispiel die Übertragung von Kompressionskräften [84; 14], Absorption von Stößen [223] und Stress-Reduzierung [126]. Bei Verlust des Meniskus wird die Last auf eine kleinere Knorpelfläche konzentriert. Dadurch ist der Auflagedruck um bis zu 235% erhöht [14; 225]. Die veränderte Kraftverteilung innerhalb des Gelenkes durch ein unnatürlich geformtes Polyethylen-Inlay beeinflusst möglicherweise das Rotationsverhalten. Gegenüber den nativen Präparaten sind die Quadriceps-Kräfte zum Erreichen des simulierten Körpergewichts unverändert. Die Eröffnung der Kapsel und Manipulation des Sehnenapparates haben daher keine Auswirkungen auf die Funktionalität. Diese Tatsache ist von einem minimal-invasiven Vorgehen allerdings zu erwarten.

#### 5.4.2.3 Die passive Stabilität der Knie-Endoprothese

Nach der Implantation des „Journey Deuce®“ - Prothesensystems zeigen sich die translationale und varus / valgus – Laxizität gegenüber den nativen Präparaten kaum beeinflusst. Eine mögliche Ursache für die erhöhte posteriore Translation bei hohen Flexionswinkeln ist die Geometrie des Implantates. Während des Eingriffs werden der mediale Meniskus und das mediale Tibia-Plateau reserziert und nur teilweise ersetzt. Bei hohen Flexionswinkeln und einer posterioren Zugkraft werden dorsale Anteile des Weichgewebes im Gelenk in der Lücke zwischen Tibia und Femur komprimiert. Möglicherweise ist dieser Spalt nach der chirurgischen Manipulation vergrößert. Dadurch kann sich die Tibia weiter nach posterior bewegen, bevor sich der Spalt verschließt. Dieser Effekt konnte auch in der Studie von Suggs et al. [211] beobachtet werden.

Umgekehrt ist bei der rotatorischen Stabilität des implantierten Prothesensystems ein differenziertes Verhalten zu beobachten. Der Trend des jeweiligen Kurvenverlaufs entspricht zwar den nativen Verhältnissen, offenbart dabei jedoch signifikante Abweichungen. Die aufgetretenen Differenzen lassen darauf schließen, dass die rotatorische Stabilität ohne die Beteiligung von Muskelkräften verändert ist. Eine mögliche Erklärung hierfür ist erneut das Fehlen des medialen Meniskus. Die Auswirkungen auf die rotatorische Laxizität in Abhängigkeit des Zustandes der Menisken wurden in der Kadaverstudie von Wang et al. [227] untersucht. Hierbei konnte eine 14%ige Steigerung der Laxizität nach medialer Meniskektomie gegenüber den intakten Präparaten verzeichnet werden. Einerseits bekräftigt dies die Annahme, dass der Meniskus durch seine anatomische Form an der Begrenzung der Tibia-Rotation beteiligt ist. Andererseits weist die Studie darauf hin, dass der Einfluss stark von den einwirkenden axialen Kräften abhängig ist. So wurde eine 20%ige Reduktion der Laxizität unter einer axialen Belastung von 100kg berichtet [227]. Das teilelastische Gewebe lässt sich geringfügig verformen. Daher passt sich der Meniskus mit zunehmender Belastung an die Knochenformen an, um auftretende Zwischenräume auszufüllen. Diese Möglichkeit ist durch die starren und unformbaren Prothesen-Teilkomponenten jedoch nicht gegeben.

#### 5.4.2.4 Fazit

Eine Schlüsselrolle in der Knie-Endoprothetik ist die Wiederherstellung einer korrekten Ausrichtung der Beinachsen. Aufgrund der individuellen Deformität des Gelenkes gestaltet sich die Wiederherstellung der natürlichen Verhältnisse in manchen Fällen schwierig. Trotz der chirurgischen Herausforderung scheint das „Journey Deuce®“ - Prothesensystem so konzipiert zu sein, dass es diese Vorgabe erfüllt. Rolston et al. [194] haben diesbezüglich Nachforschungen angestellt, indem sie die Beinachsen von 137 Patienten mit Hilfe von Röntgenaufnahmen analysierten. In 56% der Fälle demonstrierte sich präoperativ eine nach innen verschobene Beinachse. Die postoperative Untersuchung ergab in 130 Fällen eine korrigierte Beinachse, die nun durch das näherungsweise definierte Kniezentrum verlief [194].

Die vorgestellten Resultate lassen darauf schließen, dass die natürliche Knie-Kinematik bewahrt werden kann. Sowohl die gewichtsbelastete Simulation als auch die passiven klinischen Tests zeigen keine gravierenden Abweichungen. Eine weitere Erkenntnis ist die Konstanz der verzeichneten Messungen. Dabei konnten die Effekte, die unter Belastung aufgetreten sind, durch die kraftfreien Untersuchungen wieder hervorgerufen werden. Daraus lässt sich einerseits ableiten, dass die Knie-Kinematik durch ein Zusammenspiel von Muskelkräften und passiven Strukturen des umgebenden Kapsel-Band-Apparates beschrieben wird. Andererseits sind beide genannten Strukturen neben individuellen Faktoren an einem erfolgreichen „Outcome“ eines künstlichen Oberflächenersatzes gleichermaßen beteiligt.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass die gezeigten Ergebnisse nur für das vorgestellte Prothesenkonzept zutreffend sind. Es ist jedoch eine Vielzahl von unterschiedlichen Modellen verfügbar. Damit sind die Erkenntnisse dieser Arbeit nicht auf artfremde, bauungleiche Prothesenmodelle übertragbar. Zur Beurteilung eines Prothesenkonzepts sind zusätzlich klinische Studien erforderlich, um individuelle Patientenangaben und objektive Langzeit-Untersuchungen in die Bewertung mit einzubeziehen.

### 5.4.3 Die Auswirkungen des fehlenden LCA bei einem Gelenkersatz

#### 5.4.3.1 Allgemein

Die Bedeutung des vorderen Kreuzbandes für die Knie-Kinematik bei nativen Präparaten wurde bereits intensiv untersucht. Aufgrund übereinstimmenden Meinungen ist die anteriore Tibia-Translation durch das funktionslose LCA signifikant gesteigert [24; 84; 242]. Außerdem ist man sich einig, dass eine LCA-Defizienz zu abnormalen Bewegungsmustern führt. Diese sind von zahlreichen individuellen Faktoren abhängig. In der Folge bedeuten diese Veränderungen der Bewegung eine Umverteilung der Kräfte und Lasten [111]. Dadurch ist das Risiko, degenerative Langzeitschäden davonzutragen, signifikant erhöht [19; 170].

Klinische und biomechanische Studien haben suggeriert, dass ein funktionierendes VKB für den Langzeiterfolg eines kreuzbanderhaltenden Oberflächenersatzes notwendig ist [42; 165]. Goodfellow et al. [99] konnten in 103 Fällen eines medialen unikompartimentellen Oberflächenersatzes eine signifikante Rate an Versagern bei insuffizientem LCA (16,2%) gegenüber den intakten (4,8%) verzeichnen. In einer weiteren Studie von 301 ungekoppelten Schlittenprothesen betrug die 6-Jahres-Überlebensrate bei normal funktionierendem vorderem Kreuzband 95%. Dagegen wurden nur 81% bei funktionslosem VKB erreicht [98]. Aufgrund der geringen Studienlage ist die Rolle des vorderen Kreuzbandes nach bikompartimentellem Oberflächenersatz bisher nicht hinreichend bekannt. Daher analysiert dieser Teil der Studie die biomechanische Funktion des LCA und den Einfluss auf die Kniebewegung.

#### 5.4.3.2 Das LCA im Zusammenspiel mit aktiven Muskelkräften

Die Durchtrennung des VKB bei implantiertem Gelenkersatz bewirkt eine signifikant gesteigerte anteriore Tibia-Translation um circa 4mm im gesamten Flexionsbereich. Die Arbeit von Suggs et al. [212] zeigt dagegen eine signifikant größere Translation von 5,4mm bei implantiertem medialen Gelenkersatz und durchtrenntem LCA bei niedrigen Flexionswinkeln. Die Tatsache, dass sich der Unterschied nur auf niedrige Flexionswinkel beschränkt, wird in den Studien

von Yoo et al. [241] und Woo et al. [236] bestätigt. Im ersten Fall wurde unter der Anbringung von Quadriceps-Kräften ein signifikanter Tibia-Vorschub bis zu 4,3mm bei Flexionswinkeln zwischen 0° und 30° beobachtet [241]. Im zweiten Fall zeigte sich nach der Durchtrennung eine gesteigerte anteriore Tibia-Translation zwischen 2,5mm und 5mm bei niedrigen Flexionswinkeln [236].

Zwei Faktoren sind für diese Unterschiede verantwortlich. Zum einen ist der Knie-Kinemator so konstruiert, dass bei zunehmender Beugung die Quadriceps-Kräfte nicht-linear ansteigen. Dieser physiologische Zustand wurde bereits durch die Arbeiten von Müller et al. [169] und Zheng et al. [244] beschrieben. Jedoch sind diese variablen Quadriceps-Kräfte bei den Arbeiten von Yoo et al. [241] und Woo et al. [236] nicht vorhanden. Durch den nicht-linearen Anstieg der Quadriceps-Kräfte mit zunehmender Beugung nimmt daher auch die anteriore Tibia-Translation kontinuierlich zu [128]. Außerdem wird häufig die variable Zugspannung im VKB zitiert. Die Kraftaufnahme im vorderen Kreuzband ist laut Lo et al. [143] bei niedrigen Flexionswinkeln am höchsten und liegt im Bereich zwischen 20N und 40N. Damit sind die Kräfte im VKB allerdings um ein Vielfaches geringer gegenüber den Quadriceps-Kräften. Insgesamt überwiegt daher der Einfluss der Extensoren bei einer belasteten Kniebeugung. Dadurch wird die Tibia-Translation im gesamten Flexionsbereich verändert.

Durch das funktionslose VKB zeigt sich die Tibia zu Beginn stärker nach innen rotiert. Im weiteren Verlauf nimmt die interne Tibia-Rotation jedoch nicht im gleichen Umfang zu. Ein derartiges Verhalten der Tibia-Rotation bei VKB-Defizienz nach medialem Gelenkersatz wurde in der Studie von Suggs et al. [212] beobachtet. Hierbei ist die Tibia in voller Streckung um 3,9° stärker nach innen rotiert. Yoo et al. [241] haben in ihrer Laborstudie die Auswirkungen einer VKB-Plastik auf die Kinematik untersucht. Dabei zeigte sich die Innenrotation der Tibia ohne VKB mit einer Quadriceps-Kraft von 400N gegenüber den intakten Kadaverpräparaten nicht signifikant verändert. Bei einer belasteten Kniebeugung beeinflusst das VKB die interne Tibia-Rotation nach einer chirurgischen Manipulation daher nur unwesentlich. Wünschel et al. [240] konnten diesen Effekt in ihrer Kadaverstudie bestätigen. Dabei wurde die Innenrotation durch das fehlende VKB nicht signifikant beeinflusst. Aufgrund dieser Ergebnis-

se ist somit anzunehmen, dass die Tibia-Rotation nach der Implantation einer Endoprothese auch bei funktionslosem VKB unverändert bleibt.

Diese Aussage widerspricht jedoch den Ansichten von Markolf et al. [153] und Andersen et al. [8]. Dabei wurde die interne Tibia-Rotation durch das Fehlen des LCA sehr wohl signifikant beeinflusst. Allerdings erfolgten die Untersuchungen in diesen Studien ohne relevante Lasten. In der vorliegenden Arbeit werden dagegen dynamische Kräfte für die Quadricepsgruppe aufgebracht, um eine körperrgewichtsadaptierte Kniebeuge zu simulieren. Diese technische Konfiguration entspricht somit den natürlichen Bedingungen und wurde in anderen Studien jedoch vernachlässigt. Außerdem wurde postuliert, dass die ischiocrurale Muskulatur in-vivo einen signifikanten Einfluss auf die Tibia-Rotation ausübt [220]. In Laborstudien verzichtet man normalerweise auf diese Komponente. Somit könnte das Fehlen dieser Kräfte den Unterschied des rotatorischen Verhaltens erklären.

#### 5.4.3.3 Der Einfluss des LCA auf die Laxizität

Das vordere Kreuzband ist primärer Widersacher der anterioren Tibia-Bewegung. Auf die posteriore Translation hat es jedoch keinen Einfluss [36]. Diese Annahme wird bekräftigt, da die anteriore Tibia-Translation nach der Durchtrennung des LCA um mehr als das Zweifache zunimmt. Dagegen wird die Translation bei einer posterioren Zugkraft von 130N durch das Fehlen des LCA im gesamten Flexionsbereich nicht signifikant beeinflusst. Damit ist die stabilisierende Funktion im Wesentlichen vom Zustand des vorderen Kreuzbandes abhängig. Einzelne technische Unterschiede des Gelenkersatzes spielen dabei keine Rolle. Die Studie von Suggs et al. [211] kommt zu ähnlichen Ergebnissen. Nach einem unikompartimentellen Gelenkersatz bewirkte das fehlende vordere Kreuzband ebenfalls eine Steigerung der anterioren Translation um mehr als das Doppelte. Die posteriore Translation blieb dabei unverändert.

Als weiteren Parameter zeigt sich die rotatorische Laxizität von der Durchtrennung des LCA nicht signifikant beeinflusst. Damit bestätigen diese Daten die Aussagen der Laborstudien von Gollehon et al. [96] und Hsieh et al. [110]. In beiden Fällen wurde an intakten Kadaverpräparaten gezeigt, dass die interne

und externe Tibia-Rotation beim Fehlen des VKB trotz appliziertem Drehmoment nicht gesteigert ist. Stattdessen wurde behauptet, dass das LCL und die tiefer liegende Popliteus-Sehne primärer Widersacher der tibialen Rotation sind [96; 110].

Die Durchtrennung des VKB bewirkte eine Zunahme der varus / valgus – Laxizität um durchschnittlich 3,5° bzw. 2°. Der Effekt einer gesteigerten Laxizität aufgrund eines funktionslosen VKB bei Kadaverpräparaten konnten bereits Tsai et al. [216] und Markolf et al. [153] in ihren Studien beobachten. Li et al. [135] untersuchten in ihrer Kadaverstudie den Einfluss des VKB auf die Translation in mediolateraler Richtung. Dabei zeigte sich eine Veränderung der Translation und der damit verbundenen varus / valgus – Stabilität. Verschiebt sich nun die Tibia nach der Implantation in eine Richtung, führt dies zu einer Reduktion der Zugspannung des entsprechenden Kollateralbandes. Durch das funktionslose VKB fehlt eine zusätzliche Stütze im Kniegelenk. Daraus resultiert möglicherweise die gesteigerte Instabilität in mediolateraler Richtung gegenüber dem funktionierenden VKB.

Die Resultate zeigen, dass die richtige Zugspannung der Bänder ein wichtiger Aspekt bei der Implantation des Oberflächenersatzes ist. Diese wird durch die passende Größe des Implantates gewährleistet. Der Gelenkspalt muss daher durch das Polyethylen-Inlay entsprechend ausgefüllt sein, um die gewünschte Funktionalität des Implantates zu erreichen. Daher wurde vom Operateur stets sichergestellt, dass die Zugspannung der Weichteile ausgeglichen war um ausreichende Stabilität zu ermöglichen.

#### **5.4.4 Die Folgen des fehlenden LCA**

Die Ergebnisse zeigen, dass das untersuchte Prothesenkonzept zwar die natürliche Stabilität konservieren kann, dazu jedoch ein funktionierendes LCA notwendig ist. Daher ist die zutreffende OP-Indikation dieses Implantates neben der entsprechenden Degeneration auch vom Zustand des vorderen Kreuzbandes abhängig. Eine LCA-Defizienz führt bei intakten Kniegelenken langfristig zu tibiofemoraler und patellofemoraler Degeneration und zur Abnutzung der Menisken [102; 111; 170].



Die Implantation des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems geht auf Kosten des medialen Meniskus. Das eingesetzte Polyethylen-Inlay übernimmt zwar die Aufgaben des fehlenden Meniskus, ist jedoch auch den vorherrschenden Belastungen ausgesetzt. Dazu konnten Allen et al. [6] zeigen, dass die Kraft im Meniskus eines LCA-defizienten Knies während der Beugung um den Faktor drei signifikant erhöht ist. Der Einfluss des Meniskus auf die Beschränkung anteriorer Belastungen im LCA-defizienten Knie ist damit von größerer Bedeutung. Zusätzlich bewirkt die abnorme Tibia-Bewegung eine Zunahme der femorotibialen Kontaktfläche bei der Beugung. Ein ständig wiederkehrendes Kräftelement tritt dabei entlang der Kontaktflächen auf. Die Belastungen der täglichen Aktivitäten wirken auf die Komponenten ein. Dadurch können sie sowohl eine Lockerung als auch eine vermehrte Abnutzung der Materialien verursachen [21; 99]. Diese Art von Verschleiß ist jedoch nicht nur auf die Translation zurückzuführen. Die tibiale Rotation erzeugt ebenfalls abnorme Bewegungsmuster. Zusammen wirken beide auf die artikulierenden Oberflächen ein und verändern die Komponenten [51]. Diese sind immer hohen Belastungen ausgesetzt, die durch die Absenz des vorderen Kreuzbandes hervorgerufen werden. Daraus folgt wiederum eine exzessive Abnutzung oder Lockerung der Materialien.

Trotz ähnlicher Ansichten verschiedener Autoren wird die Rolle des vorderen Kreuzbandes nach implantiertem Gelenkersatz kontrovers diskutiert. Gründe hierfür sind unterschiedliche Auffassungen, inwiefern die LCA-Defizienz die Gelenk-Degeneration beeinträchtigt, und wo sie lokalisiert ist. Tatsächlich ist die Knie-Kinematik des LCA-defizienten Knies nach einem medialen Gelenkersatz mit der Kinematik eines anderweitig manipulierten Präparates mit defektem VKB vergleichbar. Folglich kann es durch das funktionslose LCA zu einer Degeneration der übrigen Kompartimente kommen. Das Risiko ist mit Hilfe eines medialen Oberflächenersatzes nicht reduziert und die Implantation somit ungeeignet. Erklären lässt sich diese Kontroverse mit der individuellen Fähigkeit des Patienten, ein verletztes oder operiertes Knie dynamisch zu stabilisieren. Studien zeigen, dass einige Patienten besser in der Lage sind, die Absenz des funktionslosen VKB eines anderweitig veränderten Kniegelenkes zu kompensieren [5; 63]. Zu überlegen ist, ob ein ähnliches Phänomen auch bei Patienten nach

medialem Gelenkersatz mit vorbestehender LCA-Defizienz beobachtet werden könnte. Um diese Frage beantworten zu können, sind zukünftige patientenbezogene in-vivo Untersuchungen empfohlen.

Zu Beginn wurde das „Journey Deuce®“ – Prothesensystem jüngeren und sportlich aktiven Patienten mit medialer Gonarthrose empfohlen. Aufgrund der Langlebigkeit der heutigen Implantate werden hohe Ansprüche an die Belastbarkeit gestellt. Ein zusätzliches Risiko sportlich aktiver Patienten ist die Gefahr, eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes bei implantiertem Gelenkersatz zu erleiden. Für das Prothesenknie bedeutet dieser Zustand eine Zunahme abnormer Belastungen, die mittelfristig ein vorzeitiges Materialversagen der Komponenten bewirken. In ihrer Studie berichteten Austin et al. [12] von einem 20-30%igen Risiko eines Meniskusschaden bei gleichzeitiger Verletzung des LCA, gegenüber einem 14%igen Risiko ohne rupturiertem LCA. Somit ist anzunehmen, dass ähnliche Folgen nach bikompartimentellem Gelenkersatz auftreten können. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass das untersuchte Prothesenkonzept die natürliche Kinematik und Stabilität konservieren kann, jedoch ein funktionierendes LCA notwendig ist. Zu einer sorgfältig geprüften OP-Indikation für dieses Modell zählen daher auch die fortgeschrittene Degeneration und der Zustand des vorderen Kreuzbandes. Somit ist ein vorbestehendes insuffizientes LCA für dieses Prothesenkonzept eine Kontraindikation.

## 6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wird ein neuentwickeltes, bikompartimentelles, kreuzbanderhaltendes Prothesenkonzept („Journey Deuce®“ – Prothesensystem, Smith&Nephew, Memphis, Tennessee, USA) vorgestellt. Ziel dieser wissenschaftlichen Studie ist es, dieses Modell auf seine kinematischen Eigenschaften und passive Stabilität zu untersuchen und den Einfluss des vorderen Kreuzbandes auf die Biomechanik zu benennen. Wesentlich für diese Arbeit sind anatomische und pathophysiologische Grundzüge des Knie-Gelenkes und der Gonarthrose. Zusätzlich sind die Kenntnisse aus der Biomechanik, den zugehörigen Bestandteilen und deren Funktionalität von Bedeutung.

Zur Evaluation der Knie-Kinematik des „Journey Deuce®“ – Prothesensystems wurden 14 humane Kadaverpräparate verwendet. Diese wurden zunächst aufgetaut, entsprechend präpariert und anschließend mit Hilfe eines kaltpolymerisierenden Kunststoffes in handgefertigte Vorrichtungen eingebettet. Für die Testung der Kinematik wurde am Kinemator eine, mit 50N simulierte gewichtsbelastete quasi-statische Kniebeugung durchgeführt. Der englische Sprachgebrauch bezeichnet dieses Verfahren als „Closed kinetic chain exercise“. Die Prüfung der passiven Gelenk-Stabilität erfolgte mit Hilfe eines Industrieroboters und einer daran befestigten Kraftmessdose (UFS). Hierfür wurde zunächst eine kraftfreie Flexionsbewegung ermittelt, die den Weg des geringsten Widerstandes (engl. „*Passive Path*“) aufweist. Ausgehend von diesen Koordinatenpunkten erfolgten anschließend in definierten Abständen klinische Funktionstests zur Messung der passiven Knie-Stabilität. Für die Datenerhebung der knöchernen Relativbewegungen wurde für beide Messverfahren ein Ultraschall-Bewegungsmesssystem verwendet. Ein einheitliches Versuchsprotokoll der gesamten Durchführung sorgte für ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit und Validität.

Folgende Ergebnisse sind dabei zu verzeichnen:

- *Das verwendete Testverfahren liefert reproduzierbare und valide Daten*
- *Das „Journey Deuce®“ – Prothesensystem kann die natürliche Kinematik unter einer körpergewichtsadaptierten Simulation erhalten*
- *Die passive klinische Funktionsprüfung zeigt nahezu identische Resultate gegenüber den intakten Präparaten, mit Ausnahme der externen Tibia-Rotation ( $p < 0,05$ )*
- *Unter Belastung wird nur die anteriore Tibia-Translation durch die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes signifikant beeinflusst ( $p < 0,05$ ), während die Tibia-Rotation unverändert bleibt*
- *Bei den passiven Stabilitätsprüfungen resultiert die Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes in einer signifikant gesteigerten anterioren Tibia-Translation ( $p < 0,05$ ) während die posteriore Tibia-Translation und die Innen- und Aussenrotation unverändert bleiben*

Die Verwendung von Kadaverpräparaten ist ein wesentlicher Bestandteil wissenschaftlich fundierter Untersuchungen im Biomechanik-Labor. Dennoch müssen die benötigten Materialien und angewandten Methoden objektiv betrachtet und diskutiert werden. In diesem Teil sind dabei grundlegende Faktoren, die das beschriebene experimentelle Modell beeinflussen oder zusammenhängen, aufzuzeigen. Der Vergleich mit anderen Prothesensystemen offenbart die Wichtigkeit der Oberflächengeometrie des jeweiligen Implantates, um kinematische Abläufe zu reproduzieren.

Aufgrund der gezeigten Ergebnisse und den hinzugezogenen Vergleichen mit der Literatur lässt sich daher folgendes zusammenfassen. Das bikompartimentelle „Journey Deuce®“ – Prothesensystem kann die physiologische Knie-Kinematik unter Belastung aufrecht erhalten. Ebenso ist die Stabilität durch die Implantation des Prothesensystems gegenüber den nativen Präparaten nicht relevant verändert. Die Resultate deuten darauf hin, dass das Prothesenmodell durch den Erhalt von Bandstrukturen eine biomechanisch sinnvolle Behandlungsoption der medialen und patellofemorale Gonarthrose darstellt. Außer-

dem bestätigen die Untersuchungen zur Evaluation der biomechanischen Funktion des VKB nach implantiertem Gelenkersatz zahlreiche Ansichten der Literatur. Das vordere Kreuzband übernimmt sowohl unter Belastung als auch bei passiven klinischen Funktionstests seine Aufgabe als primärer Widersacher der anterioren Tibia-Bewegung. Zusätzlich ist es als Teil eines intakten Kapsel-Band-Apparates für die passive Stabilität des Kniegelenkes von Bedeutung. Dies ist dann der Fall, wenn aktive Strukturen wie die Muskulatur ausgeschaltet sind. Trotz der vielversprechenden Ergebnisse ist die OP-Indikation für dieses Konzept sorgfältig zu überprüfen, da ein funktionsloses oder degeneriertes vorderes Kreuzband eine Kontraindikation darstellt. Aufgrund der kontroversen Ansichten zu diesen Themen sind weitere biomechanische und klinische Untersuchungen in diesem Bereich notwendig.

## 7 Anhang

### 7.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines rechten Kniegelenks mit den zugehörigen Bändern [203] .....	12
Abbildung 2: MR – Tomogramm zur Darstellung der femoralen Condylenform und der Menisken [155].....	12
Abbildung 3: Darstellung beider Menisken im rechten Kniegelenk [203].....	15
Abbildung 4: Röntgenaufnahme einer fortgeschrittenen Gonarthrose mit entsprechendem Befund [238].....	19
Abbildung 5: Darstellung der Beinachsen [238].....	25
Abbildung 6: Schematische Darstellung der sechs Bewegungsgrade im Kniegelenk [234].....	25
Abbildung 7: Schematische Übersicht über die Präparation und Einbettung der Kadaverknie (A bis H) .....	37
Abbildung 8: Darstellung des Knie-Kinemators mit eingespanntem Präparat in 40° Flexion.....	39
Abbildung 9: Darstellung der Industrieroboter / UFS – Einheit mit einem eingespannten Präparat .....	43
Abbildung 10: Schematische Darstellung der Kniebewegung mit unterschiedlichen Flexionsachsen.....	47
Abbildung 11: Darstellung der anterioren / posterioren Translation in Abhängigkeit der Lokalisation der digitalisierten Flexionsachse .....	48
Abbildung 12: Darstellung der Koordinatensysteme am Knie-Kinemator .....	49
Abbildung 13: Darstellung der ZEBRIS® Sendereinheiten (T-Stücke) an den Haltevorrichtungen .....	50

Abbildung 14: Digitalisierung der Referenzpunkte (*) am Gelenkspalt mittels ZEBRIS® Stylus Pointer.....	51
Abbildung 15: Darstellung beider körperfester Koordinatensysteme an der Roboter / UFS – Einheit.....	53
Abbildung 16: Darstellung der Fixpunkte (M1 – M3) des Tibia-Koordinatensystems .....	54
Abbildung 17: ZEBRIS® Empfängereinheit und Referenzierung mit Hilfe des ZEBRIS® Stylus Pointers .....	55
Abbildung 18: Darstellung des „Journey Deuce® – Bi-compartmental Knee System“ (Smith & Nephew ®).....	56
Abbildung 19: Darstellung des tibialen Instrumentariums (*) und der implantierten Prothese.....	58
Abbildung 20: Darstellung der extramedullären Führungsschiene mit dem Bezugspunkt OSG (*) .....	59
Abbildung 21: Röntgenaufnahmen des intakten Knies (oben) und nach Implantation der Prothese (unten) .....	62
Abbildung 22: Darstellung der internen / externen Tibia-Rotation mit simulierten Gewichtskräften von 0 bis 250N [169].....	67
Abbildung 23: Darstellung der anterioren / posterioren Translation mit simulierter Gewichtskraft von 50N.....	69
Abbildung 24: Darstellung der internen / externen Tibia-Rotation mit simulierter Gewichtskraft von 50N .....	71
Abbildung 25: Darstellung der varus / valgus Rotation mit simulierter Gewichtskraft von 50N .....	73
Abbildung 26: A/P Laxizität bei einer anterioren (oben) und posterioren (unten) tibialen Zugkraft von 130N .....	75
Abbildung 27: I/E Laxizität bei einem internen (oben) und externen (unten) tibialen Drehmoment von 5Nm .....	78
Abbildung 28: V/V Laxizität bei einem valgischen (oben) und varischen (unten) Drehmoment von 5Nm .....	81

## 7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Extensoren des Oberschenkels .....	16
Tabelle 2: Flexoren des Oberschenkels .....	17
Tabelle 3: Definierte Zielgrößen bei der Testung der Gelenk-Stabilität .....	45
Tabelle 4: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die anterior / posterior – Translation.....	69
Tabelle 5: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die internal / external – Rotation.....	71
Tabelle 6: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die varus / valgus – Rotation.....	73
Tabelle 7: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die anterior / posterior – Laxizität (oben = 130N anteriore Zugkraft; unten = 130N posteriore Zugkraft).....	76
Tabelle 8: P-Werte des „post-hoc Tests“ nach Tukey & Kramer für die internal / external – Laxizität (oben = 5Nm internes Drehmoment; unten = 5Nm externes Drehmoment) .....	79
Tabelle 9: P-Werte des „post-hoc“ Tests nach Tukey & Kramer für die varus / valgus – Laxizität (oben = 5Nm valgisches Drehmoment; unten = 5Nm varisches Drehmoment).....	82



### 7.3 Abkürzungsverzeichnis

AM	Anteromedial
ANOVA	Analysis of Variance (Varianzanalyse)
A/P	Anterior / Posterior
Cm	Zentimeter
CRP	C-reaktives Protein
ECM	Extrazellulärmatrix
Et al.	Et alterii
F	Kraft
Hz	Hertz
I/E	Internal / external
IfW	Institut für Werkzeugmaschinen der Universität Stuttgart
IL- $\beta$	Interleukin- $\beta$
Kg	Kilogramm
Lig.	Ligamentum
LCA	Ligamentum cruciatum anterius (vorderes Kreuzband)
LCL	Ligamentum collaterale laterale (Aussenband)
LCM	Ligamentum collaterale mediale (Innenband)
LCP	Ligamentum cruciatum posterius (hinteres Kreuzband)
M.	Musculus
Mm	Millimeter
Mm.	Musculi (Plural)
mm/s	Millimeter pro Sekunde

---

MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
N	Newton
Nm	Newtonmeter
NSAR	Nicht-steroidale Anti-Rheumatika
OSG	Oberes Sprunggelenk
Pa	posterior / anterior
PGE <sub>2</sub>	Prostaglandin E <sub>2</sub>
PL	Posterolateral
PMMA	Polymethylmethacrylat
S	Sekunde
SA	Standardabweichung
TEP	Total-Endoprothese
TNF $\alpha$	Tumor-Nekrose-Faktor $\alpha$
UFS	Universal Force Sensor
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene
VEGF	Vascular endothelial growth factor
VKB	Vorderes Kreuzband
HKB	Hinteres Kreuzband
WHO	World Health Organisation (Weltgesundheits-Organisation)

## 7.4 Literaturverzeichnis

- [1] Ackroyd, C. E. (2003). "*Medial compartment arthroplasty of the knee.*" **J Bone Joint Surg Br** 85(7): 937-42.
- [2] Adachi, N., M. Ochi, et al. (2002). "*Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense.*" **Acta Orthop Scand** 73(3): 330-4.
- [3] Aglietti, P., R. Buzzi, et al. (1999). "*The Insall-Burstein total knee replacement in osteoarthritis: a 10-year minimum follow-up.*" **J Arthroplasty** 14(5): 560-5.
- [4] Aigner, T., J. Rose, et al. (2004). "*Aging theories of primary osteoarthritis: from epidemiology to molecular biology.*" **Rejuvenation Res** 7(2): 134-45.
- [5] Alkjaer, T., E. B. Simonsen, et al. (2002). "*Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers.*" **Clin Biomech (Bristol, Avon)** 17(8): 586-93.
- [6] Allen, C. R., E. K. Wong, et al. (2000). "*Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee.*" **J Orthop Res** 18(1): 109-15.
- [7] Amis, A. A. and G. P. Dawkins (1991). "*Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries.*" **J Bone Joint Surg Br** 73(2): 260-7.
- [8] Andersen, H. N. and P. Dyhre-Poulsen (1997). "*The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee.*" **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 5(3): 145-9.
- [9] Andriacchi, T. P. (1988). "*Biomechanics and gait analysis in total knee replacement.*" **Orthop Rev** 17(5): 470-3.
- [10] Andriacchi, T. P., T. S. Stanwyck, et al. (1986). "*Knee biomechanics and total knee replacement.*" **J Arthroplasty** 1(3): 211-9.
- [11] Argenson, J. N., Y. Chevrol-Benkeddache, et al. (2002). "*Modern unicompartmental knee arthroplasty with cement: a three to ten-year follow-up study.*" **J Bone Joint Surg Am** 84-A(12): 2235-9.
- [12] Austin, K. S. and O. H. Sherman (1993). "*Complications of arthroscopic meniscal repair.*" **Am J Sports Med** 21(6): 864-8; discussion 868-9.
- [13] Banks, S. A., B. J. Fregly, et al. (2005). "*Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacements.*" **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 13(7): 551-6.

- [14] Baratz, M. E., F. H. Fu, et al. (1986). "Meniscal tears: the effect of meniscectomy and of repair on intraarticular contact areas and stress in the human knee. A preliminary report." **Am J Sports Med** 14(4): 270-5.
- [15] Barrack, R. L., H. B. Skinner, et al. (1989). "Proprioception in the anterior cruciate deficient knee." **Am J Sports Med** 17(1): 1-6.
- [16] Benito, M. J., D. J. Veale, et al. (2005). "Synovial tissue inflammation in early and late osteoarthritis." **Ann Rheum Dis** 64(9): 1263-7.
- [17] Berger, R. A., R. M. Meneghini, et al. (2005). "Results of unicompartmental knee arthroplasty at a minimum of ten years of follow-up." **J Bone Joint Surg Am** 87(5): 999-1006.
- [18] Berger, R. A., R. M. Meneghini, et al. (2004). "The progression of patellofemoral arthrosis after medial unicompartmental replacement: results at 11 to 15 years." **Clin Orthop Relat Res**(428): 92-9.
- [19] Beynon, B. D., R. J. Johnson, et al. (2005). "Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2." **Am J Sports Med** 33(11): 1751-67.
- [20] Blankevoort, L., R. Huiskes, et al. (1988). "The envelope of passive knee joint motion." **J Biomech** 21(9): 705-20.
- [21] Blunn, G. W., P. S. Walker, et al. (1991). "The dominance of cyclic sliding in producing wear in total knee replacements." **Clin Orthop Relat Res**(273): 253-60.
- [22] Bohnsack, M., A. Halcour, et al. (2008). "The influence of patellar bracing on patellar and knee load-distribution and kinematics: an experimental cadaver study." **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 16(2): 135-41.
- [23] Bonnet, C. S. and D. A. Walsh (2005). "Osteoarthritis, angiogenesis and inflammation." **Rheumatology (Oxford)** 44(1): 7-16.
- [24] Bonnin, M., J. P. Carret, et al. (1996). "The weight-bearing knee after anterior cruciate ligament rupture. An in vitro biomechanical study." **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 3(4): 245-51.
- [25] Bottros, J., B. Gad, et al. (2006). "Gap balancing in total knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 21(4 Suppl 1): 11-5.
- [26] Boy, O., S. Hahn, et al. (2008). "Hüft-Totalendoprothesen-Erstimplantation." **BQS-Qualitätsreport Orthopädie und Unfallchirurgie** BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH, Düsseldorf: 146-153
- [27] Boy, O., S. Hahn, et al. (2008). "Knie-Totalendoprothesen-Erstimplantation." **BQS-Qualitätsreport Orthopädie und Unfallchirurgie** BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH, Düsseldorf: 161-167
- [28] Brooks, P. M. (2002). "Impact of osteoarthritis on individuals and society: how much disability? Social consequences and health economic implications." **Curr Opin Rheumatol** 14(5): 573-7.

- [29] Buckwalter, J. A. and N. E. Lane (1997). "Athletics and osteoarthritis." **Am J Sports Med** 25(6): 873-81.
- [30] Buckwalter, J. A. and D. R. Lappin (2000). "The disproportionate impact of chronic arthralgia and arthritis among women." **Clin Orthop Relat Res**(372): 159-68.
- [31] Buckwalter, J. A. and H. J. Mankin (1998). "Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation." **Instr Course Lect** 47: 487-504.
- [32] Buckwalter, J. A. and H. J. Mankin (1998). "Articular cartilage: tissue design and chondrocyte-matrix interactions." **Instr Course Lect** 47: 477-86.
- [33] Buckwalter, J. A. and J. Martin (1995). "Degenerative joint disease." **Clin Symp** 47(2): 1-32.
- [34] Buckwalter, J. A., J. Martin, et al. (2000). "Synovial joint degeneration and the syndrome of osteoarthritis." **Instr Course Lect** 49: 481-9.
- [35] Buckwalter, J. A., C. Saltzman, et al. (2004). "The impact of osteoarthritis: implications for research." **Clin Orthop Relat Res**(427 Suppl): S6-15.
- [36] Butler, D. L., F. R. Noyes, et al. (1980). "Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study." **J Bone Joint Surg Am** 62(2): 259-70.
- [37] Callaghan, J. J., R. O'Rourke M, et al. (2004). "Why knees fail: lessons learned." **J Arthroplasty** 19(4 Suppl 1): 31-4.
- [38] Callahan, C. M., B. G. Drake, et al. (1995). "Patient outcomes following unicompartmental or bicompartamental knee arthroplasty. A meta-analysis." **J Arthroplasty** 10(2): 141-50.
- [39] Carmona, L., J. Ballina, et al. (2001). "The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: results from a national survey." **Ann Rheum Dis** 60(11): 1040-5.
- [40] Cates, H. E., R. D. Komistek, et al. (2008). "In vivo comparison of knee kinematics for subjects having either a posterior stabilized or cruciate retaining high-flexion total knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 23(7): 1057-67.
- [41] Chakrabarty, G., J. H. Newman, et al. (1998). "Revision of unicompartmental arthroplasty of the knee. Clinical and technical considerations." **J Arthroplasty** 13(2): 191-6.
- [42] Chassin, E. P., R. P. Mikosz, et al. (1996). "Functional analysis of cemented medial unicompartmental knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 11(5): 553-9.
- [43] Chockalingam, S. and G. Scott (2000). "The outcome of cemented vs. cementless fixation of a femoral component in total knee replacement (TKR) with the identification of radiological signs for the prediction of failure." **Knee** 7(4): 233-238.

- [44] Cillero-Pastor, B., B. Carames, et al. (2008). "Mitochondrial dysfunction activates cyclooxygenase 2 expression in cultured normal human chondrocytes." **Arthritis Rheum** 58(8): 2409-19.
- [45] Cloutier, J. M., P. Sabouret, et al. (1999). "Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study." **J Bone Joint Surg Am** 81(5): 697-702.
- [46] Conditt, M. A., P. C. Noble, et al. (2004). "The PCL significantly affects the functional outcome of total knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 19(7 Suppl 2): 107-12.
- [47] Cooper, C., S. Snow, et al. (2000). "Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis." **Arthritis Rheum** 43(5): 995-1000.
- [48] Corrigan, J. P., W. F. Cashman, et al. (1992). "Proprioception in the cruciate deficient knee." **J Bone Joint Surg Br** 74(2): 247-50.
- [49] Cracchiolo, A., 3rd, M. Benson, et al. (1979). "A prospective comparative clinical analysis of the first-generation knee replacements: polycentric vs. geometric knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(145): 37-46.
- [50] Cushner, F. D., D. F. La Rosa, et al. (2003). "A quantitative histologic comparison: ACL degeneration in the osteoarthritic knee." **J Arthroplasty** 18(6): 687-92.
- [51] D'Lima, D. D., J. C. Hermida, et al. (2001). "Polyethylene wear and variations in knee kinematics." **Clin Orthop Relat Res**(392): 124-30.
- [52] D'Lima, D. D., C. Poole, et al. (2001). "Quadriceps moment arm and quadriceps forces after total knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(392): 213-20.
- [53] D'Lima, D. D., M. Trice, et al. (2000). "Comparison between the kinematics of fixed and rotating bearing knee prostheses." **Clin Orthop Relat Res**(380): 151-7.
- [54] Dargel, J., M. Gotter, et al. (2007). "Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction." **Strategies Trauma Limb Reconstr** 2(1): 1-12.
- [55] Davies, A. P., A. S. Vince, et al. (2002). "The radiologic prevalence of patellofemoral osteoarthritis." **Clin Orthop Relat Res**(402): 206-12.
- [56] DeFrates, L. E., R. Papannagari, et al. (2006). "The 6 degrees of freedom kinematics of the knee after anterior cruciate ligament deficiency: an in vivo imaging analysis." **Am J Sports Med** 34(8): 1240-6.
- [57] DeFrates, L. E., H. Sun, et al. (2004). "In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models." **J Biomech** 37(10): 1499-504.
- [58] Deyle, G. D., N. E. Henderson, et al. (2000). "Effectiveness of manual physical therapy and exercise in osteoarthritis of the knee. A randomized, controlled trial." **Ann Intern Med** 132(3): 173-81.

- [59] Dieppe, P., H. D. Basler, et al. (1999). "Knee replacement surgery for osteoarthritis: effectiveness, practice variations, indications and possible determinants of utilization." **Rheumatology (Oxford)** 38(1): 73-83.
- [60] Dillon, C. F., E. K. Rasch, et al. (2006). "Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: arthritis data from the Third National Health and Nutrition Examination Survey 1991-94." **J Rheumatol** 33(11): 2271-9.
- [61] Drewett, R. F., R. J. Minns, et al. (1992). "Measuring outcome of total knee replacement using quality of life indices." **Ann R Coll Surg Engl** 74(4): 286-9; discussion 289-90.
- [62] Duffy, G. P., D. J. Berry, et al. (1998). "Cement versus cementless fixation in total knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(356): 66-72.
- [63] Eastlack, M. E., M. J. Axe, et al. (1999). "Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers." **Med Sci Sports Exerc** 31(2): 210-5.
- [64] Elders, M. J. (2000). "The increasing impact of arthritis on public health." **J Rheumatol Suppl** 60: 6-8.
- [65] Elias, J. J., J. D. DesJardins, et al. (1999). "Size and position of a single condyle allograft influence knee kinematics." **J Orthop Res** 17(4): 540-5.
- [66] Elias, J. J., A. F. Faust, et al. (2003). "The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament. An in vitro experimental study." **Am J Sports Med** 31(2): 241-6.
- [67] Elias, J. J., M. Kumagai, et al. (2002). "In vitro kinematic patterns are similar for a fixed platform and a mobile bearing prosthesis." **J Arthroplasty** 17(4): 467-74.
- [68] Emerson, R. H., Jr. and L. L. Higgins (2008). "Unicompartmental knee arthroplasty with the oxford prosthesis in patients with medial compartment arthritis." **J Bone Joint Surg Am** 90(1): 118-22.
- [69] Engh, G. A. (2007). "A bi-compartmental solution: what the Deuce?" **Orthopedics** 30(9): 770-1.
- [70] Escamilla, R. F., G. S. Fleisig, et al. (1998). "Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises." **Med Sci Sports Exerc** 30(4): 556-69.
- [71] Essinger, J. R., P. F. Leyvraz, et al. (1989). "A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses." **J Biomech** 22(11-12): 1229-41.
- [72] Fehring, T. K. and A. L. Valadie (1994). "Knee instability after total knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(299): 157-62.
- [73] Felson, D. T. (2006). "Clinical practice. Osteoarthritis of the knee." **N Engl J Med** 354(8): 841-8.
- [74] Felson, D. T., J. J. Anderson, et al. (1988). "Obesity and knee osteoarthritis. The Framingham Study." **Ann Intern Med** 109(1): 18-24.

- [75] Felson, D. T., A. Naimark, et al. (1987). "The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study." **Arthritis Rheum** 30(8): 914-8.
- [76] Fitzgerald, G. K., J. D. Childs, et al. (2002). "Agility and perturbation training for a physically active individual with knee osteoarthritis." **Phys Ther** 82(4): 372-82.
- [77] Fitzgerald, G. K. and C. Oatis (2004). "Role of physical therapy in management of knee osteoarthritis." **Curr Opin Rheumatol** 16(2): 143-7.
- [78] Fransen, M., J. Crosbie, et al. (2001). "Physical therapy is effective for patients with osteoarthritis of the knee: a randomized controlled clinical trial." **J Rheumatol** 28(1): 156-64.
- [79] Freeman, M. A. and V. Pinskerova (2005). "The movement of the normal tibio-femoral joint." **J Biomech** 38(2): 197-208.
- [80] Fu, F. H., C. D. Harner, et al. (1993). "Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application." **J Bone Joint Surg Am** 75: 1716-1727.
- [81] Fuchs, S., C. O. Tibesku, et al. (2005). "Clinical and functional comparison of uni- and bicondylar sledge prostheses." **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 13(3): 197-202.
- [82] Fujie, H., G. A. Livesay, et al. (1996). "Forces and moments in six-DOF at the human knee joint: mathematical description for control." **J Biomech** 29(12): 1577-85.
- [83] Fujie, H., K. Mabuchi, et al. (1993). "The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology." **J Biomech Eng** 115(3): 211-7.
- [84] Fukubayashi, T., P. A. Torzilli, et al. (1982). "An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque." **J Bone Joint Surg Am** 64(2): 258-64.
- [85] Furman, W., J. L. Marshall, et al. (1976). "The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies." **J Bone Joint Surg Am** 58(2): 179-85.
- [86] Furnes, O., B. Espehaug, et al. (2007). "Failure mechanisms after uni-compartmental and tricompartmental primary knee replacement with cement." **J Bone Joint Surg Am** 89(3): 519-25.
- [87] Gabriel, S. E., C. S. Crowson, et al. (1995). "Costs of osteoarthritis: estimates from a geographically defined population." **J Rheumatol Suppl** 43: 23-5.
- [88] Gelber, A. C., M. C. Hochberg, et al. (2000). "Joint injury in young adults and risk for subsequent knee and hip osteoarthritis." **Ann Intern Med** 133(5): 321-8.



- [89] Giatromanolaki, A., E. Sivridis, et al. (2001). "The angiogenic pathway "vascular endothelial growth factor/flk-1(KDR)-receptor" in rheumatoid arthritis and osteoarthritis." **J Pathol** 194(1): 101-8.
- [90] Gill, T. J., L. E. DeFrate, et al. (2003). "The biomechanical effect of posterior cruciate ligament reconstruction on knee joint function. Kinematic response to simulated muscle loads." **Am J Sports Med** 31(4): 530-6.
- [91] Goldberg, S. H., J. M. Von Feldt, et al. (2002). "Pharmacologic therapy for osteoarthritis." **Am J Orthop** 31(12): 673-80.
- [92] Goldring, M. B. (2006). "Update on the biology of the chondrocyte and new approaches to treating cartilage diseases." **Best Pract Res Clin Rheumatol** 20(5): 1003-25.
- [93] Goldring, M. B. and F. Berenbaum (2004). "The regulation of chondrocyte function by proinflammatory mediators: prostaglandins and nitric oxide." **Clin Orthop Relat Res**(427 Suppl): S37-46.
- [94] Goldring, S. R. and M. B. Goldring (2004). "The role of cytokines in cartilage matrix degeneration in osteoarthritis." **Clin Orthop Relat Res**(427 Suppl): S27-36.
- [95] Goldring, S. R. and M. B. Goldring (2006). "Clinical aspects, pathology and pathophysiology of osteoarthritis." **J Musculoskelet Neuronal Interact** 6(4): 376-8.
- [96] Gollehon, D. L., P. A. Torzilli, et al. (1987). "The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study." **J Bone Joint Surg Am** 69(2): 233-42.
- [97] Goodfellow, J. and J. O'Connor (1978). "The mechanics of the knee and prosthesis design." **J Bone Joint Surg Br** 60-B(3): 358-69.
- [98] Goodfellow, J. and J. O'Connor (1992). "The anterior cruciate ligament in knee arthroplasty. A risk-factor with unconstrained meniscal prostheses." **Clin Orthop Relat Res**(276): 245-52.
- [99] Goodfellow, J. W., C. J. Kershaw, et al. (1988). "The Oxford Knee for unicompartmental osteoarthritis. The first 103 cases." **J Bone Joint Surg Br** 70(5): 692-701.
- [100] Grood, E. S., S. F. Stowers, et al. (1988). "Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures." **J Bone Joint Surg Am** 70(1): 88-97.
- [101] Hanson, G. R., J. F. Suggs, et al. (2006). "Investigation of in vivo 6DOF total knee arthroplasty kinematics using a dual orthogonal fluoroscopic system." **J Orthop Res** 24(5): 974-81.
- [102] Harman, M. K., G. D. Markovich, et al. (1998). "Wear patterns on tibial plateaus from varus and valgus osteoarthritic knees." **Clin Orthop Relat Res**(352): 149-58.
- [103] Harms, V. (1998). "Schätzen und Testen". In: **Biomathematik, Statistik und Dokumentation 7**. Harms Verlag, Kiel - Mönkeberg: 186-221.

- [104] Harner, C. D., M. A. Janaushek, et al. (2000). "The effect of knee flexion angle and application of an anterior tibial load at the time of graft fixation on the biomechanics of a posterior cruciate ligament-reconstructed knee." **Am J Sports Med** 28(4): 460-5.
- [105] Heyse, T. J., A. Khefacha, et al. (2009). "UKA in combination with PFR at average 12-year follow-up." **Arch Orthop Trauma Surg**.
- [106] Hill, P. F., V. Vedi, et al. (2000). "Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI." **J Bone Joint Surg Br** 82(8): 1196-8.
- [107] Hirokawa, S., M. Solomonow, et al. (1992). "Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction." **Am J Sports Med** 20(3): 299-306.
- [108] Hofmann, A. A., J. D. Evanich, et al. (2001). "Ten- to 14-year clinical followup of the cementless Natural Knee system." **Clin Orthop Relat Res**(388): 85-94.
- [109] Hoher, J., A. Kanamori, et al. (2001). "The position of the tibia during graft fixation affects knee kinematics and graft forces for anterior cruciate ligament reconstruction." **Am J Sports Med** 29(6): 771-6.
- [110] Hsieh, H. H. and P. S. Walker (1976). "Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint." **J Bone Joint Surg Am** 58(1): 87-93.
- [111] Hsieh, Y. F., L. F. Draganich, et al. (2002). "The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on the contact characteristics of the patellofemoral joint." **Am J Sports Med** 30(1): 121-7.
- [112] Hsu, W. H., J. A. Fisk, et al. (2006). "Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study." **Am J Sports Med** 34(5): 765-70.
- [113] Hughston, J. C., J. A. Bowden, et al. (1980). "Acute tears of the posterior cruciate ligament. Results of operative treatment." **J Bone Joint Surg Am** 62(3): 438-50.
- [114] Hungerford, D. S. and R. V. Kenna (1983). "Preliminary experience with a total knee prosthesis with porous coating used without cement." **Clin Orthop Relat Res**(176): 95-107.
- [115] Hurley, M. V. (2003). "Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis: what we know and what we need to find out." **Arthritis Rheum** 49(3): 444-52.
- [116] Indelicato, P. A. and E. S. Bittar (1985). "A perspective of lesions associated with ACL insufficiency of the knee. A review of 100 cases." **Clin Orthop Relat Res**(198): 77-80.
- [117] Iwaki, H., V. Pinskerova, et al. (2000). "Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee." **J Bone Joint Surg Br** 82(8): 1189-95.

- [118] Jenny, J. Y. and G. Jenny (1998). "Preservation of anterior cruciate ligament in total knee arthroplasty." **Arch Orthop Trauma Surg** 118(3): 145-8.
- [119] Jenny, J. Y., Y. Lefebvre, et al. (2002). "[Validation of an experimental protocol of an optoelectronic analysis of continuous active knee kinematics in vitro]." **Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot** 88(8): 790-6.
- [120] Jordan, J. (2006). "Volumetric Comparison of a DEUCE Size 5 Left femoral in conjunction with a DEUCE Size 4 LM/RL tibial Base vs. a GENESIS II SPC Size 5 Left CR femoral in conjunction with a GENESIS II Size 4 Left tibial base using Unigraphics." **Orthopaedic Reconstruction Smith & Nephew Inc.**
- [121] Kanamori, A., S. L. Woo, et al. (2000). "The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology." **Arthroscopy** 16(6): 633-9.
- [122] Kidd, B. L. and L. A. Urban (2001). "Mechanisms of inflammatory pain." **Br J Anaesth** 87(1): 3-11.
- [123] Klusmann, A., H. Gebhardt, et al. (2008). "Individual and occupational risk factors for knee osteoarthritis - study protocol of a case control study." **BMC Musculoskelet Disord** 9: 26.
- [124] Konttinen, Y. T., P. Kemppinen, et al. (1994). "Peripheral and spinal neural mechanisms in arthritis, with particular reference to treatment of inflammation and pain." **Arthritis Rheum** 37(7): 965-82.
- [125] Krackow, K. A. and W. M. Mihalko (1999). "Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study." **J Arthroplasty** 14(8): 994-1004.
- [126] Krause, W. R., M. H. Pope, et al. (1976). "Mechanical changes in the knee after meniscectomy." **J Bone Joint Surg Am** 58(5): 599-604.
- [127] Kumagai, M., Y. Mizuno, et al. (2002). "Posterior cruciate ligament rupture alters in vitro knee kinematics." **Clin Orthop Relat Res**(395): 241-8.
- [128] Kvist, J., C. Karlberg, et al. (2001). "Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals." **J Orthop Sports Phys Ther** 31(1): 4-15.
- [129] Laskin, R. S. (1988). "Tricon-M uncemented total knee arthroplasty. A review of 96 knees followed for longer than 2 years." **J Arthroplasty** 3(1): 27-38.
- [130] Lawrence, R. C., C. G. Helmick, et al. (1998). "Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States." **Arthritis Rheum** 41(5): 778-99.
- [131] Lee, D. H., J. H. Park, et al. "Accuracy of soft tissue balancing in TKA: comparison between navigation-assisted gap balancing and conventional

- measured resection.*" **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 18(3): 381-7.
- [132] Lee, K. Y., J. P. Slavinsky, et al. (2005). "*Magnetic resonance imaging of in vivo kinematics after total knee arthroplasty.*" **J Magn Reson Imaging** 21(2): 172-8.
- [133] Leigh, J. P., W. Seavey, et al. (2001). "*Estimating the costs of job related arthritis.*" **J Rheumatol** 28(7): 1647-54.
- [134] Li, G., L. E. DeFrate, et al. (2005). "*In vivo articular cartilage contact kinematics of the knee: an investigation using dual-orthogonal fluoroscopy and magnetic resonance image-based computer models.*" **Am J Sports Med** 33(1): 102-7.
- [135] Li, G., R. Papannagari, et al. (2007). "*The effects of ACL deficiency on mediolateral translation and varus-valgus rotation.*" **Acta Orthop** 78(3): 355-60.
- [136] Li, G., T. W. Rudy, et al. (1999). "*The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL.*" **J Biomech** 32(4): 395-400.
- [137] Li, G., T. H. Wuerz, et al. (2004). "*Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics.*" **J Biomech Eng** 126(2): 314-8.
- [138] Li, G., S. Zayontz, et al. (2004). "*Kinematics of the knee at high flexion angles: an in vitro investigation.*" **J Orthop Res** 22(1): 90-5.
- [139] Li, G., S. Zayontz, et al. (2001). "*Cruciate-retaining and cruciate-substituting total knee arthroplasty: an in vitro comparison of the kinematics under muscle loads.*" **J Arthroplasty** 16(8 Suppl 1): 150-6.
- [140] Li, S. and A. H. Burstein (1994). "*Ultra-high molecular weight polyethylene. The material and its use in total joint implants.*" **J Bone Joint Surg Am** 76(7): 1080-90.
- [141] Linn, F. C. and L. Sokoloff (1965). "*Movement and Composition of Interstitial Fluid of Cartilage.*" **Arthritis Rheum** 8: 481-94.
- [142] Lipke, J. M., C. J. Janecki, et al. (1981). "*The role of incompetence of the anterior cruciate and lateral ligaments in anterolateral and anteromedial instability. A biomechanical study of cadaver knees.*" **J Bone Joint Surg Am** 63(6): 954-60.
- [143] Lo, J., O. Muller, et al. (2008). "*Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load.*" **J Biomech** 41(9): 1855-61.
- [144] Lohmander, L. S., A. Ostenberg, et al. (2004). "*High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury.*" **Arthritis Rheum** 50(10): 3145-52.

- [145] Lonner, J. H. (2009). "Modular bicompartamental knee arthroplasty with robotic arm assistance." **Am J Orthop (Belle Mead NJ)** 38(2 Suppl): 28-31.
- [146] Ma, H. M., Y. C. Lu, et al. (2005). "Long-term results of total condylar knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 20(5): 580-4.
- [147] MacLean, C. H., K. Knight, et al. (1998). "Costs attributable to osteoarthritis." **J Rheumatol** 25(11): 2213-8.
- [148] MacWilliams, B. A., J. D. DesJardins, et al. (1998). "A repeatable alignment method and local coordinate description for knee joint testing and kinematic measurement." **J Biomech** 31(10): 947-50.
- [149] MacWilliams, B. A., D. R. Wilson, et al. (1999). "Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion." **J Orthop Res** 17(6): 817-22.
- [150] Maletsky, L. P. and B. M. Hillberry (2005). "Simulating dynamic activities using a five-axis knee simulator." **J Biomech Eng** 127(1): 123-33.
- [151] Mannoni, A., M. P. Briganti, et al. (2003). "Epidemiological profile of symptomatic osteoarthritis in older adults: a population based study in Dicomano, Italy." **Ann Rheum Dis** 62(6): 576-8.
- [152] Mariani, E. M., M. H. Bourne, et al. (2007). "Early failure of unicompartmental knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 22(6 Suppl 2): 81-4.
- [153] Markolf, K. L., S. Park, et al. (2009). "Anterior-posterior and rotatory stability of single and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions." **J Bone Joint Surg Am** 91(1): 107-18.
- [154] Marsh, J. L., J. Buckwalter, et al. (2002). "Articular fractures: does an anatomic reduction really change the result?" **J Bone Joint Surg Am** 84-A(7): 1259-71.
- [155] Martelli, S. and V. Pinskerova (2002). "The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement." **J Bone Joint Surg Br** 84(4): 607-13.
- [156] Martin, J. A. and J. A. Buckwalter (2002). "Aging, articular cartilage chondrocyte senescence and osteoarthritis." **Biogerontology** 3(5): 257-64.
- [157] Martin, J. A. and J. A. Buckwalter (2003). "The role of chondrocyte senescence in the pathogenesis of osteoarthritis and in limiting cartilage repair." **J Bone Joint Surg Am** 85-A Suppl 2: 106-10.
- [158] Marx, R. G. (2008). "Arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee?" **N Engl J Med** 359(11): 1169-70.
- [159] Matsueda, M., T. R. Gengerke, et al. (1999). "Soft tissue release in total knee arthroplasty. Cadaver study using knees without deformities." **Clin Orthop Relat Res**(366): 264-73.
- [160] Maurer, K. (1979). "Basic data on arthritis knee, hip, and sacroiliac joints in adults ages 25-74 years." **Vital Health Stat** 11(213): 1-31.

- [161] McAlindon, T. E., S. Snow, et al. (1992). "Radiographic patterns of osteoarthritis of the knee joint in the community: the importance of the patellofemoral joint." **Ann Rheum Dis** 51(7): 844-9.
- [162] McLean, C. A. and A. M. Ahmed (1993). "Design and development of an unconstrained dynamic knee simulator." **J Biomech Eng** 115(2): 144-8.
- [163] Mitts, K., M. P. Muldoon, et al. (2001). "Instability after total knee arthroplasty with the Miller-Gallante II total knee: 5- to 7-year follow-up." **J Arthroplasty** 16(4): 422-7.
- [164] Mizuno, Y., M. Kumagai, et al. (2001). "Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics." **J Orthop Res** 19(5): 834-40.
- [165] Moller, J. T., R. E. Weeth, et al. (1985). "Unicompartmental arthroplasty of the knee. Cadaver study of the importance of the anterior cruciate ligament." **Acta Orthop Scand** 56(2): 120-3.
- [166] More, R. C., B. T. Karras, et al. (1993). "Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study." **Am J Sports Med** 21(2): 231-7.
- [167] Moro-oka, T. A., M. Muenchinger, et al. (2007). "Comparing in vivo kinematics of anterior cruciate-retaining and posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty." **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 15(1): 93-9.
- [168] Most, E., J. Axe, et al. (2004). "Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes." **J Biomech** 37(11): 1743-8.
- [169] Muller, O., J. Lo, et al. (2009). "Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator." **Biomed Tech (Berl)** 54(3): 142-9.
- [170] Murrell, G. A., S. Maddali, et al. (2001). "The effects of time course after anterior cruciate ligament injury in correlation with meniscal and cartilage loss." **Am J Sports Med** 29(1): 9-14.
- [171] Nafei, A., O. Kristensen, et al. (1996). "Survivorship analysis of cemented total condylar knee arthroplasty. A long-term follow-up report on 348 cases." **J Arthroplasty** 11(1): 7-10.
- [172] Nielsen, S., J. Ovesen, et al. (1984). "The anterior cruciate ligament of the knee: an experimental study of its importance in rotatory knee instability." **Arch Orthop Trauma Surg** 103(3): 170-4.
- [173] Norman-Taylor, F. H., C. R. Palmer, et al. (1996). "Quality-of-life improvement compared after hip and knee replacement." **J Bone Joint Surg Br** 78(1): 74-7.
- [174] Noyes, F. R. and E. S. Grood (1976). "The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys." **J Bone Joint Surg Am** 58(8): 1074-82.
- [175] Ostermeier, S., M. Holst, et al. (2007). "Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study." **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 15(5): 547-54.

- [176] Pap, G., A. Machner, et al. (1999). "Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees." **J Bone Joint Surg Br** 81(5): 764-8.
- [177] Papannagari, R., T. J. Gill, et al. (2006). "In vivo kinematics of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical and functional evaluation." **Am J Sports Med** 34(12): 2006-12.
- [178] Parratte, S. and M. W. Pagnano (2008). "Instability after total knee arthroplasty." **J Bone Joint Surg Am** 90(1): 184-94.
- [179] Parratte, S., V. Pauly, et al. "Survival of bicompartamental knee arthroplasty at 5 to 23 years." **Clin Orthop Relat Res** 468(1): 64-72.
- [180] Patil, S., C. W. Colwell, Jr., et al. (2005). "Can normal knee kinematics be restored with unicompartmental knee replacement?" **J Bone Joint Surg Am** 87(2): 332-8.
- [181] Pinskerova, V., H. Iwaki, et al. (2000). "The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee." **Orthopade** 29 Suppl 1: S3-5.
- [182] Price, A. J., J. C. Waite, et al. (2005). "Long-term clinical results of the medial Oxford unicompartmental knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(435): 171-80.
- [183] Pritchett, J. W. (1996). "Anterior cruciate-retaining total knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 11(2): 194-7.
- [184] Pufe, T., W. Petersen, et al. (2001). "The splice variants VEGF121 and VEGF189 of the angiogenic peptide vascular endothelial growth factor are expressed in osteoarthritic cartilage." **Arthritis Rheum** 44(5): 1082-8.
- [185] Putz, R., H. Muhlhofer, et al. (2007). "Ligaments of the knee." **Orthopade** 36(7): 612, 614-9.
- [186] Ranawat, C. S., W. F. Flynn, Jr., et al. (1993). "Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study." **Clin Orthop Relat Res**(286): 94-102.
- [187] Reginster, J. Y. (2002). "The prevalence and burden of arthritis." **Rheumatology (Oxford)** 41 Suppl 1: 3-6.
- [188] Renstrom, P., S. W. Arms, et al. (1986). "Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity." **Am J Sports Med** 14(1): 83-7.
- [189] Renstrom, P. and R. J. Johnson (1990). "Anatomy and biomechanics of the menisci." **Clin Sports Med** 9(3): 523-38.
- [190] Ritter, M. A. and R. M. Meneghini (2009). "Twenty-Year Survivorship of Cementless Anatomic Graduated Component Total Knee Arthroplasty." **J Arthroplasty**.
- [191] Roach, H. I. (2008). "The complex pathology of osteoarthritis: even mitochondria are involved." **Arthritis Rheum** 58(8): 2217-8.

- [192] Robertsson, O., K. Knutson, et al. (2001). "The routine of surgical management reduces failure after unicompartmental knee arthroplasty." **J Bone Joint Surg Br** 83(1): 45-9.
- [193] Rolston, L., J. Bresch, et al. (2007). "Bicompartmental knee arthroplasty: a bone-sparing, ligament-sparing, and minimally invasive alternative for active patients." **Orthopedics** 30(8 Suppl): 70-3.
- [194] Rolston, L. and K. Siewert (2009). "Assessment of knee alignment after bicompartmental knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 24(7): 1111-4.
- [195] Roughley, P. J. and E. R. Lee (1994). "Cartilage proteoglycans: structure and potential functions." **Microsc Res Tech** 28(5): 385-97.
- [196] Saeki, K., W. M. Mihalko, et al. (2001). "Stability after medial collateral ligament release in total knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(392): 184-9.
- [197] Saldanha, K. A., G. W. Keys, et al. (2007). "Revision of Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty to total knee arthroplasty - results of a multicentre study." **Knee** 14(4): 275-9.
- [198] Santavirta, S., Y. T. Konttinen, et al. (1998). "Materials in total joint replacement." **Curr Orthop** 12(1): 51-57.
- [199] Scanzello, C. R., N. K. Moskowitz, et al. (2008). "The post-NSAID era: what to use now for the pharmacologic treatment of pain and inflammation in osteoarthritis." **Curr Rheumatol Rep** 10(1): 49-56.
- [200] Schiebler, T. H. and H.-W. Korf (2007). "Extremitäten". In: **Anatomie 10**. Steinkopff Verlag, Heidelberg: 449-580.
- [201] Schouten, J. S., R. A. de Bie, et al. (2002). "An update on the relationship between occupational factors and osteoarthritis of the hip and knee." **Curr Opin Rheumatol** 14(2): 89-92.
- [202] Schroeder-Boersch, H. (2001). "Joint biomechanics and design of modern knee prostheses--time for revised thinking!" **Z Orthop Ihre Grenzgeb** 139(1): 3-7.
- [203] Schünke, M., E. Schulte, et al. (2005). "Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem". In: **Prometheus Lernatlas der Anatomie 1**. Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 360-508.
- [204] Schurman, D. J. and R. L. Smith (2004). "Osteoarthritis: current treatment and future prospects for surgical, medical, and biologic intervention." **Clin Orthop Relat Res**(427 Suppl): S183-9.
- [205] Sharif, M., C. J. Elson, et al. (1997). "Elevated serum C-reactive protein levels in osteoarthritis." **Br J Rheumatol** 36(1): 140-1.
- [206] Shoemaker, S. C., D. Adams, et al. (1993). "Quadriceps/anterior cruciate graft interaction. An in vitro study of joint kinematics and anterior cruciate ligament graft tension." **Clin Orthop Relat Res**(294): 379-90.
- [207] Sofka, C. M., H. G. Potter, et al. (2003). "Magnetic resonance imaging of total knee arthroplasty." **Clin Orthop Relat Res**(406): 129-35.



- [208] Sorger, J. I., D. Federle, et al. (1997). "The posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty." **J Arthroplasty** 12(8): 869-79.
- [209] Spector, T. D., D. J. Hart, et al. (1997). "Low-level increases in serum C-reactive protein are present in early osteoarthritis of the knee and predict progressive disease." **Arthritis Rheum** 40(4): 723-7.
- [210] Struglics, A., S. Larsson, et al. (2006). "Human osteoarthritis synovial fluid and joint cartilage contain both aggrecanase- and matrix metalloproteinase-generated aggrecan fragments." **Osteoarthritis Cartilage** 14(2): 101-13.
- [211] Suggs, J. F., G. Li, et al. (2004). "Function of the anterior cruciate ligament after unicompartmental knee arthroplasty: an in vitro robotic study." **J Arthroplasty** 19(2): 224-9.
- [212] Suggs, J. F., G. Li, et al. (2006). "Knee biomechanics after UKA and its relation to the ACL--a robotic investigation." **J Orthop Res** 24(4): 588-94.
- [213] Sullivan, D., I. M. Levy, et al. (1984). "Medical restraints to anterior-posterior motion of the knee." **J Bone Joint Surg Am** 66(6): 930-6.
- [214] Tanavalee, A., Y. J. Choi, et al. (2005). "Unicondylar knee arthroplasty: past and present." **Orthopedics** 28(12): 1423-33; quiz 1434-5.
- [215] Torzilli, P. A., X. Deng, et al. (1994). "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** 22(1): 105-12.
- [216] Tsai, A. G., C. A. Wijdicks, et al. "Comparative kinematic evaluation of all-inside single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study." **Am J Sports Med** 38(2): 263-72.
- [217] Unitt, L., A. Sambatakakis, et al. (2008). "Short-term outcome in total knee replacement after soft-tissue release and balancing." **J Bone Joint Surg Br** 90(2): 159-65.
- [218] Vanbrocklin, J. D. and D. G. Ellis (1965). "A Study of the Mechanical Behavior of Toe Extensor Tendons under Applied Stress." **Arch Phys Med Rehabil** 46: 369-73.
- [219] Varadarajan, K. M., T. J. Gill, et al. (2009). "Gender differences in trochlear groove orientation and rotational kinematics of human knees." **J Orthop Res** 27(7): 871-8.
- [220] Varadarajan, K. M., R. E. Harry, et al. (2009). "Can in vitro systems capture the characteristic differences between the flexion-extension kinematics of the healthy and TKA knee?" **Med Eng Phys** 31(8): 899-906.
- [221] Veltri, D. M., X. H. Deng, et al. (1995). "The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee. A biomechanical study." **Am J Sports Med** 23(4): 436-43.
- [222] Vince, K. G. (2003). "Why knees fail." **J Arthroplasty** 18(3 Suppl 1): 39-44.

- [223] Voloshin, A. S. and J. Wosk (1983). "Shock absorption of meniscectomized and painful knees: a comparative in vivo study." **J Biomed Eng** 5(2): 157-61.
- [224] Walker, P. S., G. W. Blunn, et al. (1996). "Wear testing of materials and surfaces for total knee replacement." **J Biomed Mater Res** 33(3): 159-75.
- [225] Walker, P. S. and M. J. Erkman (1975). "The role of the menisci in force transmission across the knee." **Clin Orthop Relat Res**(109): 184-92.
- [226] Walsh, D. A. (1999). "Angiogenesis and arthritis." **Rheumatology (Oxford)** 38(2): 103-12.
- [227] Wang, C. J. and P. S. Walker (1974). "Rotatory laxity of the human knee joint." **J Bone Joint Surg Am** 56(1): 161-70.
- [228] Weale, A. E., D. W. Murray, et al. (1999). "Does arthritis progress in the retained compartments after 'Oxford' medial unicompartmental arthroplasty? A clinical and radiological study with a minimum ten-year follow-up." **J Bone Joint Surg Br** 81(5): 783-9.
- [229] Whiteside, L. A. (1994). "Cementless total knee replacement. Nine- to 11-year results and 10-year survivorship analysis." **Clin Orthop Relat Res**(309): 185-92.
- [230] Winemaker, M. J. (2002). "Perfect balance in total knee arthroplasty: the elusive compromise." **J Arthroplasty** 17(1): 2-10.
- [231] Withrow, T. J., L. J. Huston, et al. (2006). "The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing." **Am J Sports Med** 34(2): 269-74.
- [232] Woo, S. L., S. D. Abramowitch, et al. (2006). "Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair." **J Biomech** 39(1): 1-20.
- [233] Woo, S. L. and J. A. Buckwalter (1988). "AAOS/NIH/ORS workshop. Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues. Savannah, Georgia, June 18-20, 1987." **J Orthop Res** 6(6): 907-31.
- [234] Woo, S. L., R. E. Debski, et al. (1999). "Biomechanics of knee ligaments." **Am J Sports Med** 27(4): 533-43.
- [235] Woo, S. L., A. Kanamori, et al. (2002). "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** 84-A(6): 907-14.
- [236] Woo, S. L., G. A. Livesay, et al. (1992). "Biomechanics of the human anterior cruciate ligament. Muscle stabilization and ACL reconstruction." **Orthop Rev** 21(8): 935-41.
- [237] Woo, S. L., C. Wu, et al. (2006). "Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction." **J Orthop Surg** 1: 2.

- [238] Wülker, N., T. Kluba, et al. (2005). "*Knie und Unterschenkel*". In: **Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie 1**. Georg Thieme Verlag, Stuttgart: 80-145.
- [239] Wunschel, M., U. Leichtle, et al. "*The effect of different quadriceps loading patterns on tibiofemoral joint kinematics and patellofemoral contact pressure during simulated partial weight-bearing knee flexion.*" **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.**
- [240] Wunschel, M., O. Muller, et al. "*The anterior cruciate ligament provides resistance to externally applied anterior tibial force but not to internal rotational torque during simulated weight-bearing flexion.*" **Arthroscopy** 26(11): 1520-7.
- [241] Yoo, J. D., R. Papannagari, et al. (2005). "*The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on knee joint kinematics under simulated muscle loads.*" **Am J Sports Med** 33(2): 240-6.
- [242] Zantop, T., M. Herbort, et al. (2007). "*The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation.*" **Am J Sports Med** 35(2): 223-7.
- [243] Zavatsky, A. B. (1997). "*A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig.*" **J Biomech** 30(3): 277-80.
- [244] Zheng, N., G. S. Fleisig, et al. (1998). "*An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise.*" **J Biomech** 31(10): 963-7.

## 8 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. N. Wülker für die freundliche Überlassung des Themas sowie der Bereitstellung eines Arbeitsplatzes im Biomechanik Labor der Universität Tübingen.

Für die ständige Betreuung während der gesamten Studie, das hervorragende Zeitmanagement, die Beratung in allen fachlichen Fragen und die angenehme Unterstützung bedanke ich mich bei Herrn Dr. med. M. Wünschel.

Mein besonderer Dank geht an Herrn Dr. rer. nat. O. Müller, dem Leiter des Biomechanik Labors der Universität Tübingen für die angenehme Zusammenarbeit. Seine allseitige Hilfsbereitschaft und sein Engagement hatten wesentlichen Anteil am reibungslosen Ablauf der Studie, nicht zuletzt aufgrund seiner fachkundigen Beratung und Unterstützung.

Ebenfalls besonders hervorheben möchte ich Herrn J. Lo, PhD. med. Eng. Seine wissenschaftliche Fachkenntnis bildete die Grundlage dieser experimentellen Studie. Für seine unermüdlichen Bemühungen und seinen Einsatz bin ich zu großem Dank verpflichtet.

Für die freundliche Unterstützung und erstklassige Einführung in die Biomechanik-Studie danke ich Herrn cand. med. C. Obloh und Herrn cand. med. S. Bauer. Ohne ihre Hilfe wäre ein problemloser Übergang nicht möglich gewesen.

Den Mitarbeitern der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen und den Mitarbeitern der Klinikbibliothek spreche ich meinen Dank aus.

## 9 Veröffentlichung

Die vorliegende Dissertation ist ein Teil von wissenschaftlichen Publikationen.

Wünschel, M.; Lo, J.; Dilger, T.; Wülker, N.; Müller, O. (2011).

*„Influence of bi- and tri-compartmental knee arthroplasty on the kinematics of the knee joint.“*

**BMC Musculoskeletal Disorders 12**

Lo, J.; Müller, O.; Dilger, T.; Wülker, N.; Wünschel, M. (2011).

*“Translational and rotational knee joint stability in anterior and posterior cruciate-retaining knee arthroplasty.“*

**The Knee Nov 11**

## 10 Lebenslauf

### Persönliche Daten

---

Name: Torsten Dilger  
Geburtstag / -ort: 30. Januar 1985 in Esslingen am Neckar  
Staatsangehörigkeit: deutsch

### Schulbildung

---

09/1995 – 07/2002 Schlossgymnasium Kirchheim / Teck  
09/2002 – 06/2004 Gymnasium Oberhaching mit Abitur

### Wehrdienst

---

07/2004 – 06/2005 5./ GebJgBtl 232 in Berchtesgaden / Strub

### Studium

---

10/2005 Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Eberhard Karls Universität Tübingen  
07.09.2007 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
02/2011 – 06/2011 PJ-Tertial am Universitätsklinikum Tübingen, Anästhesiologie und Intensivmedizin  
06/2011 – 10/2011 PJ-Tertial am Kantonsspital Zug, Schweiz Chirurgie  
10/2011 – 01/2012 PJ-Tertial am Universitätsklinikum Tübingen, Innere Medizin  
10.05.2012 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung