

**Aus der Orthopädischen Universitätsklinik
mit Poliklinik Tübingen
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker**

**Unterschiede in der Kraftaufnahme der posterior
stabilisierenden Strukturen des Kniegelenkes zwischen
das hintere Kreuzband erhaltender und ersetzender
Endoprothetik im Robotermodell**

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

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

**vorgelegt von
Philipp Dalheimer**

**aus
Saarlouis**

2013

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichtstatter:

Privatdozent Dr. M. Wünschel

2. Berichtstatter:

Professor Dr. T. Kluba

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1. Anatomie des Kniegelenkes	9
1.1.1. Knochen und Gelenkflächen	9
1.1.2. Meniskus	14
1.1.3. Kapsel-Band-Apparat	15
1.2. Pathologie des Kniegelenkes	18
1.3. Entwicklung der Knieendoprothetik	25
1.3.1. Die GENESIS-Prothese der Firma Smith & Nephew.....	26
1.4. Ziele	29
2. Material und Methoden.....	30
2.1. Kadaverpräparate	30
2.1.1. Präparation der Kadavarknie.....	30
2.1.2. Fixierung der Kadaverknie	32
2.2. Endoprothesensysteme.....	35
2.2.1. Das Kniesystem GENESIS II CR	39
2.2.2. Das Kniesystem GENESIS II PS.....	40
2.3. Operationsverfahren.....	41
2.3.1. Implantation der GENESIS II CR-Prothese	41
2.3.2. Implantation der GENESIS II PS-Prothese	43
2.4. Der Tübinger Kniekinemator	44
2.4.1. Aufbau und Funktionsweise	44

2.4.2.	Steuerung.....	48
2.4.3.	Einspannung und Eichung der Präparate.....	48
2.5.	Datenerfassung der Kniekinematik	51
2.5.1.	CMS 100	51
2.5.2.	Datenaufzeichnung und -darstellung.....	54
2.6.	Motion-Transfer.....	55
2.7.	Industrieroboter	57
2.7.1.	Aufbau und Funktionsweise	57
2.7.2.	Einspannung der Präparate	59
2.7.3.	Steuerung.....	60
2.8.	Versuchsdurchführung	62
2.9.	Statistische Analyse	67
3.	Ergebnisse	68
3.1.	Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes.....	68
3.2.	Kraftaufnahme des Zapfens des PS-Inlays.....	71
3.3.	Vergleich der Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes mit dem Zapfen des PS-Inlays.....	74
4.	Diskussion.....	81
4.1.	Stellenwert der getesteten Prothesentypen in der Fachliteratur.....	81
4.2.	In der Studie verwendete Materialien und Methoden	84
4.2.1.	Kniepräparate.....	84
4.2.2.	Operation und Implantation der Prothesen.....	84
4.2.3.	Der Industrieroboter	85
4.3.1.	Kniestabilität bei implantierter GENESIS II CR-Prothese	86

4.3.2.	Kraftaufnahme des PCL bei implantierter GENESIS II CR-Prothese ..	88
4.3.3.	Kniestabilität bei implantierter GENESIS II PS-Prothese	90
4.3.4.	Kraftaufnahme des Zapfens der GENESIS II PS-Prothese.....	91
4.4.	Schlussfolgerung aus den gewonnen Ergebnissen.....	93
5.	Zusammenfassung	96
Anhang		96
Abbildungsverzeichnis.....		97
Tabellenverzeichnis.....		99
Literaturverzeichnis		100
Danksagung.....		110
Lebenslauf	Fehler! Textmarke nicht definiert.	

Abkürzungsverzeichnis

ACT	-	autologe Chondrozytentransplantation
ACT-Cs	-	Cell-seeded Collagen Matrix-supported ACT
ATF	-	Anterior Tibia Force
BW	-	Body Weight - simulierte Körpergewichtsmessung
CR	-	Cruciate Retaining (Beibehaltung des hinteren Kreuzbandes)
Kg	-	Kilogramm
mm	-	Millimeter
N	-	Newton
NaCl	-	Natrium Chlorid Lösung
Nm	-	Newtonmeter
PCL	-	hinteres Kreuzband (posterior cruciate ligament)
PE	-	Polyethylen
PS	-	posterior stabilized
PTF	-	Posterior Tibia Force
Std.	-	Stunden

1. Einleitung

Die Orthopädie befasst sich mit den Erkrankungen und Deformitäten des Bewegungsapparates. Zu den häufigsten Krankheitsbildern gehört die Osteoarthrose, bei der insbesondere die gewichtstragenden Gelenke der unteren Extremität betroffen sind. Die Gon- und Coxarthrose kommen dabei etwa gleich häufig vor [96-97].

Bei der Osteoarthrose handelt es sich um eine pathologische Veränderung des Gelenkknorpels, die bei den meisten Menschen im Laufe ihres Lebens auftritt. Das Lebensalter, hohe körperliche Belastungen, aber auch eine abweichende Beinachse sind Risikofaktoren für die Entstehung einer Osteoarthrose. Nach dem Ausschöpfen der konservativen Behandlungsmöglichkeiten stellt der Oberflächenersatz eine wichtige chirurgische Therapiemöglichkeit bei diesem Krankheitsbild dar. Bei einer Operation kann das Gelenk teilweise, aber auch komplett ersetzt werden, wobei die Biomechanik des Gelenkes verändert wird. Aus diesem Grund ist ein detailliertes Verständnis der physiologischen Bewegungsabläufe und der dabei entstehenden mechanischen Belastung von essentieller Bedeutung. Denn die Folge eines missglückten Oberflächenersatzes kann eine lebenslange Bewegungseinschränkung für den Patienten bedeuten [96-97].

Die ständige Weiter- und Neuentwicklung von Prothesenmodellen ist ein wichtiger Prozess zu deren Verbesserung. Hierbei spielen Erkenntnisse aus der Biomechanik und die technischen Möglichkeiten der Orthopädie eine entscheidende Rolle. Durch die ständige Weiterentwicklung der Implantate ist mittlerweile ein großes Repertoire an unterschiedlichen Modellen und Systemen auf dem Markt verfügbar. Die verschiedenen Prothesenmodelle gewährleisten eine möglichst individuelle Oberflächenersatztherapie für jeden Patienten.

1.1. Anatomie des Kniegelenkes

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) wird in der Literatur als Drehscharniergelenk bezeichnet. Es lässt durch Roll- und Gleitbewegungen Flexion und Extension zu. Bei gebeugtem Knie ist eine begrenzte Innen- und Außenrotation möglich, die bei einem gestreckten Bein durch die Kollateralbänder verhindert wird. Das Kniegelenk ist das größte und eines der biomechanisch komplexesten Gelenke des menschlichen Körpers [3].

Die Patella, das Ligamentum patellae und die Tuberositas tibiae sind in der ventralen Ansicht auf das Knie erkennbare Strukturen. Von dorsal ist die Fossa poplitea sichtbar. Die Kniekehle wird seitlich durch die Sehnen der Oberschenkelmuskulatur begrenzt. Lateral bildet der *Musculus biceps femoris* die Begrenzung, medial die *Musculi semimembranosus et semitendinosus*. Die Sehnen sind bei einer Kniebeugung besonders deutlich palpierbar. Der Gelenksspalt ist meistens lateral besser tastbar als medial [96].

Das Kniegelenk, welches aus dem tibiofemorale und dem patellofemorale Anteil besteht, besitzt eine gemeinsame Gelenkkapsel. Der tibiofemorale Anteil wird dabei als das Kniegelenk im engeren Sinne beschrieben [96].

1.1.1. Knochen und Gelenkflächen

Im Kniegelenk artikulieren die drei Knochen Femur, Tibia und Patella miteinander. Im Gegensatz zum Ellenbogengelenk, bei dem beide Unterarmknochen mit dem Humerus das Gelenk bilden, hat die Fibula im Kniegelenk keinen Kontakt zum Femur. Tibia und Fibula bilden zusammen das Tibiofibulargelenk, das durch die *Ligamenti capitis fibulae anterior et posterior* fixiert ist [97]. Tibia und Fibula werden gemeinsam als *Ossa cruris* bezeichnet, jedoch hat von beiden nur die Tibia eine tragende Funktion.

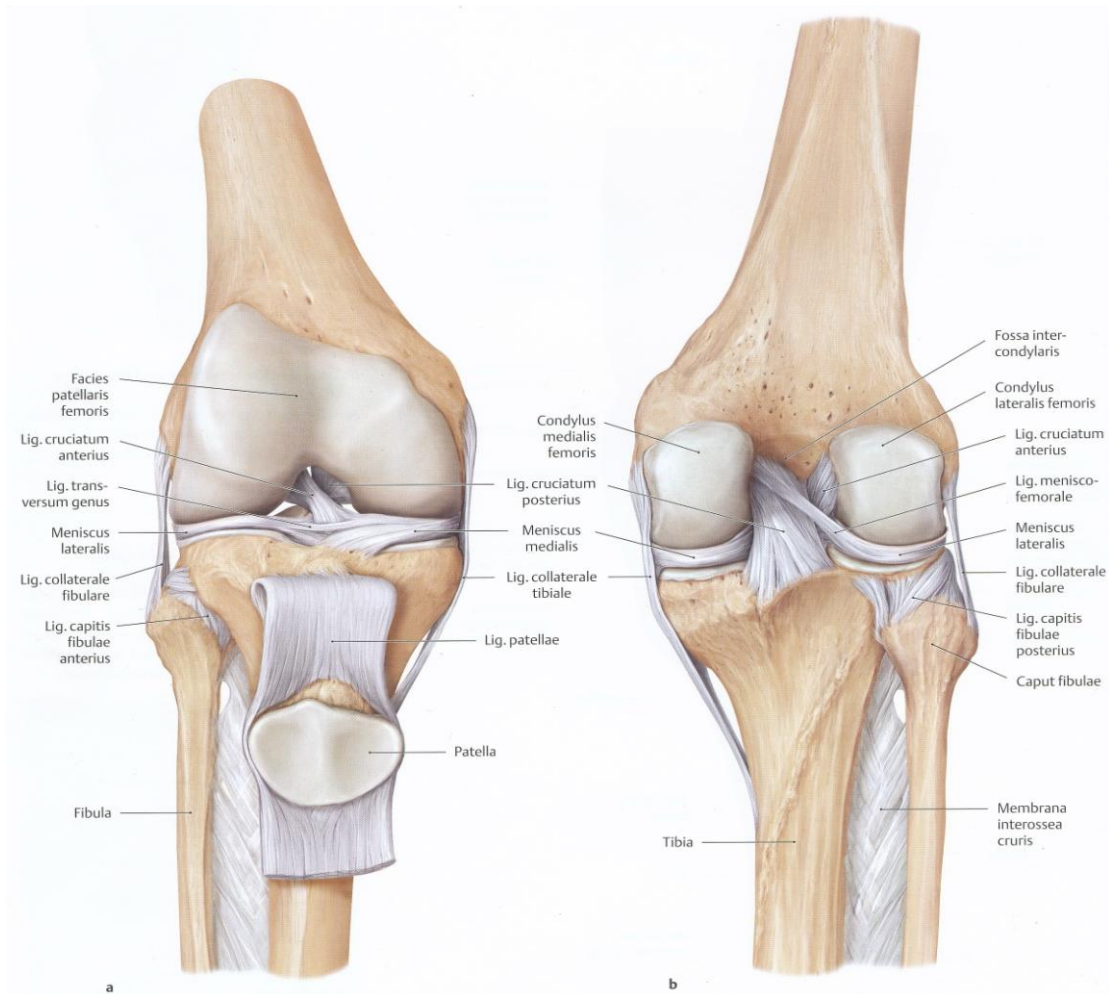


Abbildung 1: Darstellung eines rechten Kniegelenkes in Extension. Ansicht von anterior in A und posterior in B [97]

Abbildung 1 zeigt das Kniegelenk von anterior und posterior. Die in der Quadrizepssehne eingebettete Patella ist bei der ventralen Ansicht weggeklappt um eine bessere Sicht zu ermöglichen. Die Femurkondylen, der breitere Condylus lateralis und der schmalere Condylus medialis sind fast komplett mit Gelenkknorpel überzogen und bilden die femorale Gelenkfläche des Tibiofermoralgelenkes. Der Unterschied zwischen den beiden Kondylen wird im Sagittalschnitt deutlich. Die mediale Kondyle setzt sich aus zwei unterschiedlichen Kreisbögen zusammen, die in anterioposteriorer Richtung mit abnehmendem Radius aufgebaut ist. Die laterale Kondyle hingegen ist aus einem singulären Kreisbogen aufgebaut [52, 90]. Beide Kondylen bilden ventral die Facies patellaris femoris, die die femorale Gelenkfläche des Femoropatellargelenkes

darstellt. Bei der Patella handelt es sich um das größte Sesambein des Körpers. Wie bereits erwähnt, ist sie in der Quadrizepssehne eingebettet, wobei die Apex patellae nach kaudal zeigt. Die dorsale Seite ist mit hyalinem Knorpel überzogen und artikuliert mit den Femurkondylen. Die Patella dient der Reibungsminderung zwischen Sehnen und Knochen. Die retropatellare Gelenkfläche der Kniescheibe ist wie ein Keil aufgebaut. Die Keilspitze unterteilt die Gelenkfläche in die mediale und die laterale Facette. Dabei ist die mediale Facette leicht konvex und die laterale Facette leicht konkav. Der Patellaöffnungswinkel, der durch den Keil entsteht, beträgt $130 \text{ Grad} \pm 10 \text{ Grad}$ [97]. Die distale Gelenkfläche des Articulatio genus wird durch das Tibiaplateau gebildet. Es besteht analog zum Femur aus einer medialen und einer lateralen Kondyle. Getrennt werden die beiden Kondylen von der nicht überknorpelten Eminentia intercondylaris. Unterhalb des Plateaus befindet sich die Tuberositas tibiae, der Ansatzpunkt des Ligamentum patellae. Durch den unterschiedlichen Aufbau der tibialen Kondylen, den die Abbildungen 2 und 3 darstellen, ist der Bewegungsablauf eines Kniegelenkes klar definiert [52].

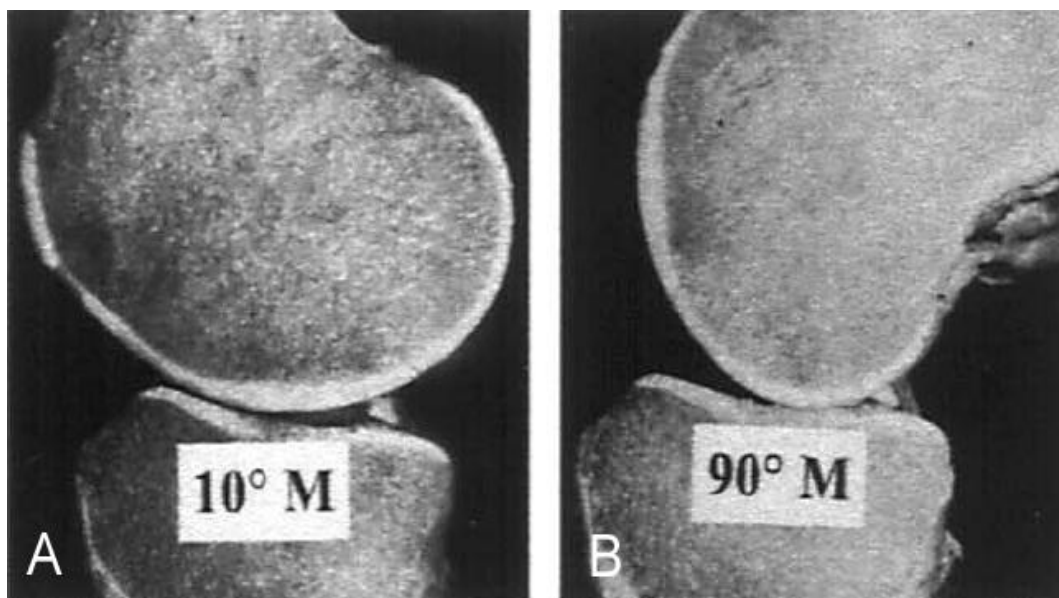


Abbildung 2: Darstellung des medialen Tibiakondylus [52]
Sagittale Schnittbildgebung mittels MRT zur Darstellung eines Kniegelenkes in 10 Grad Flexion in A, bzw. in 90 Grad Flexion in B

Teilt man die Kondylen in einen anterioren und einen posterioren Anteil, so liegt die Hauptbelastung bei der Bewegung von 0 – 20 Grad \pm 10 Grad Flexion auf dem anterioren Segment und von 20 Grad \pm 10 – 120 Grad Flexion auf dem posterioren Segment.

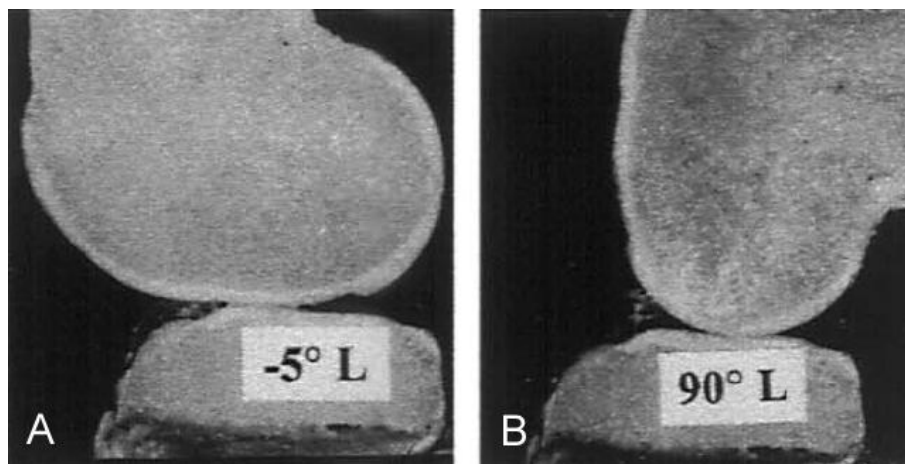


Abbildung 3: Darstellung des lateralen Tibiakondylus [52]
Sagittale Schnittbildgebung mittels MRT zur Darstellung eines Kniegelenkes in -5 Grad Extension in A bzw. in 90 Grad Flexion in B

Die Aufteilung ist der Grund dafür, dass der anteriore Anteil des medialen Kondylus (Abb. 2 A, B) nach ventral ansteigt und der posteriore Anteil dagegen flach verläuft und das Meniskushinterhorn berührt. Der laterale Kondylus (Abb. 3 A, B) ist im Zentrum flach, fällt aber sowohl anterior als auch posterior ab [52, 75, 90].

Die physiologische Torsion der Tibia hat eine große Bedeutung beim Stehen. Werden die beiden Querachsen der proximalen (Tibiaplateau) und distalen (Malleolengabel) Tibia aufeinander projiziert, liegen die Achsen nicht übereinander oder parallel, sondern sie kreuzen sich und bilden einen Winkel von 23 Grad. Dabei ist die Achse der Malleolengabel gegenüber der des Tibiaplateaus um 23 Grad nach außen rotiert. Diese Rotationsbewegung wird als physiologische Tibiatorsion bezeichnet. Dadurch ist das typische Standbild eines Menschen zu erklären, bei dem die Fußlängsachse nicht in der Sagittalebene liegt, sondern die Fußspitzen nach außen gedreht sind [97].

Im Kniegelenk werden die Knochen, wie in den anderen Gelenken des menschlichen Körpers auch, durch Bänder und Kapseln verbunden. Sie bilden den passiven Teil des Bewegungsapparates, neben dem beim Menschen noch ein aktiver Teil besteht, die Skelettmuskulatur. Diese ist für die Bewegung der Skelettanteile verantwortlich und gewährleistet auch die Fixierung der Gelenke in bestimmten Stellungen. Das menschliche Skelett wiegt bei einem normal durchschnittlich großen Erwachsenen im Schnitt nur etwa 7 kg. Dieses geringe Gewicht wird durch eine Leichtbauweise mit Lamellenknochen ermöglicht. Durch eine trajektorielle Bauweise wird der Knochen an den Stellen der größten Druck-, Zug- und Biegebeanspruchungen verstärkt. An weniger belasteten Stellen hingegen wird Knochenmaterial eingespart. So wird durch ein Minimum an Materialaufwand ein Maximum an Stabilität erreicht [96].

Der hyaline Knorpel, der die im Kniegelenk artikulierenden Knochen an vielen Stellen überzieht, ist ein wichtiger Teil des Kniegelenkes. Beim Knorpel handelt es sich um ein Bindegewebe, das durch seine Bestandteile und Beschaffenheit als Stützgewebe dient. Neben der Interzellulärsubstanz sind die Chondrozyten der wesentliche Bestandteil des Knorpelgewebes. Die Chondrozyten bilden zusammen mit den Bestandteilen der extrazellulären Matrix ein komplexes Gerüst. Die für den Knorpel charakteristische Druck- und Biegeelastizität geht auf das Zusammenwirken der Proteoglykane der Interzellulärsubstanz mit dem Kollagen zurück. Die Proteoglykane können große Mengen an Wasser binden, was bei einem Wassergehalt von 60-70% des Knorpels von entscheidender Bedeutung ist. Durch die Fähigkeit, Wasser zu binden, entsteht ein hoher Quelldruck innerhalb des hyalinen Knorpels. Durch Kompression bei Bewegungen im Gelenk wird das Wasser aus den Proteoglykane ausgepresst und der Knorpel dadurch zusammengepresst. Nach Beendigung der Druckeinwirkung wird sofort wieder der Ausgangszustand eingenommen und die Proteoglykane binden erneut Wasser. Im Knorpelgewebe finden sich weder Blut- und Lymphgefäße noch Nervenstränge. Die Nährstoffe befinden sich in der synovialen Flüssigkeit und werden per Diffusion in den Knorpel aufgenommen. Der Knorpelumbau erfolgt langsam und während des gesamten Lebens. Die Neubildung von Knorpel findet beim Erwachsenen nur noch subperichondral

statt. Jedoch nehmen die Synthesekapazität und Stoffwechsellistung der Chondrozyten mit zunehmendem Alter ab. Die Folge ist eine geringere Zellteilung [96].

1.1.2. Meniskus

Im Kniegelenk gibt es einen medialen und einen lateralen Meniskus. Diese bestehen aus Faserknorpel und dienen der Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau. Außerdem bilden sie ein Puffersystem, das mit 30 - 35% einen wichtigen Anteil der Druckbelastung im Kniegelenk abfängt. Im Transversalschnitt gleichen die beiden Menisken in ihrer Form zwei Halbmonden (Abb. 4 A). Dabei ist der mediale Meniskus C-förmig, der laterale Meniskus ähnelt einem Dreiviertelring. Im Querschnitt erscheinen sie keilförmig. Beide Menisken sind mit ihrem bindegewebigen Anteil mit der Membrana synovialis der Gelenkkapsel verwachsen, aus der sie auch mit Blut versorgt werden. Der zentrale Anteil, der aus Faserknorpel besteht, wird durch Diffusion aus der Synovialflüssigkeit versorgt.

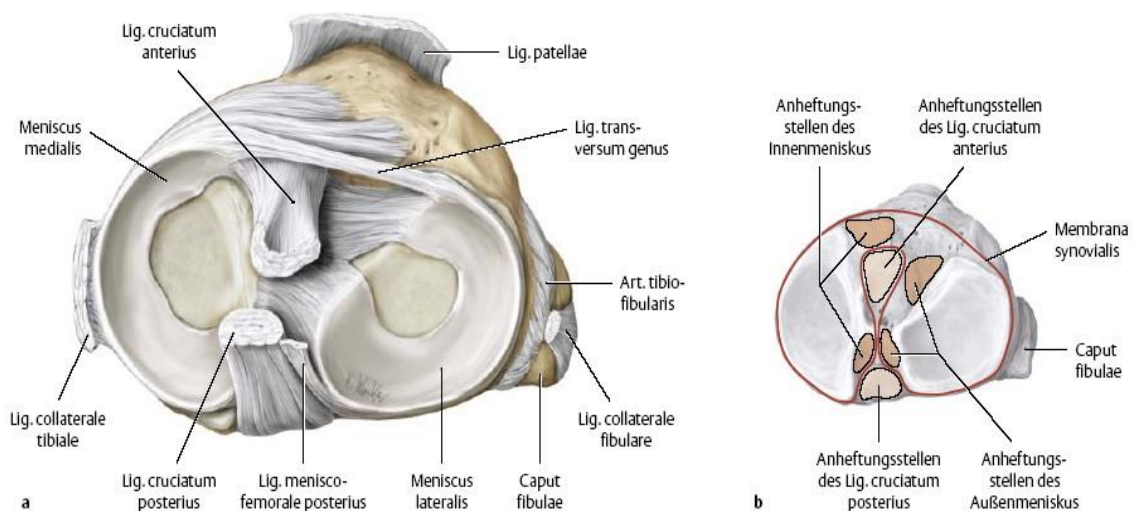


Abbildung 4: Transversalschnitt durch das Kniegelenk
A zeigt die Menisken mit den Bandstrukturen, in B sind die Anheftungsstellen der Menisken und der Kreuzbänder dargestellt [97].

Der mediale Meniskus ist durch seine Verankerungen nur wenig verschieblich. Er ist mit dem medialen Kollateralband verwachsen und zudem im anterioren und posterioren Bereich durch kleine Bänder am Knochen befestigt (Abb. 4 B). Die beiden Anheftungsstellen des lateralen Meniskus liegen medial eng beieinander. Außerdem ist der laterale Meniskus nicht mit dem lateralen Kollateralband verbunden. Dadurch ist die Beweglichkeit des lateralen Meniskus gegenüber dem medialen Meniskus deutlich erhöht. Das Ligamentum transversum genus verbindet die beiden Menisken miteinander [96-97].

1.1.3. Kapsel-Band-Apparat

Das Kniegelenk wird sowohl durch einen passiven, als auch durch einen aktiven Teil zusammengehalten. Das Zusammenspiel beider Anteile ermöglicht die Funktionalität und Stabilität. Der passive Teil besteht aus dem Kapsel-Band-Apparat, das aktive Element bilden die Ansatz- und Ursprungssehnen der Muskulatur, die den Gelenkspalt überbrücken [70]. Die Gelenkkapsel überzieht die knöchernen Strukturen, die Epikondylen liegen jedoch extrakapsulär. Die durch die Membrana synovialis bedingte Oberflächenvergrößerung ermöglicht einen besseren Stoffaustausch mit der Synovia. Am Kniegelenk finden sich außerdem mehrere Aussackungen. Der Recessus superior liegt zwischen Femur und der Quadrizepssehne oberhalb der Patella. Das Phänomen der „tanzenden Patella“ bei einem Kniegelenkserguss kommt durch die Ansammlung von Flüssigkeit im Recessus superior zustande. [96-97].

Die Kollateral- und Kreuzbänder sind die wichtigsten Bänder im Kniegelenk. Die Kreuzbänder sind in jeder Phase der Kniebewegung für die Stabilität zuständig und bilden das zentrale Führungselement. Sie befinden sich innerhalb der Gelenkkapsel. Die Kollateralbänder hingegen sind bei der Kniebeugung entspannt und leisten in Flexion keinen Anteil zur Kniestabilität. Während der Kniestreckung befinden sich die Bänder in einem gespannten Zustand und können das Kniegelenk ohne nennenswerten Energieaufwand fixieren [70]. Eine Ab-/Adduktion wird so verhindert.

Das Ligamentum collaterale tibiale, im klinischen Sprachgebrauch als Innenband bezeichnet, hat seinen Ursprung am Epicondylus medialis. Es setzt unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis tibiae an (Abb. 5). Das Innenband ist breiter und länger als das Außenband. Es besteht aus einem vorderen und einem hinteren Anteil. Außerdem ist es mit der Kapsel und dem Innenmeniskus verwachsen, was die häufigen Kombinationsverletzungen erklärt.

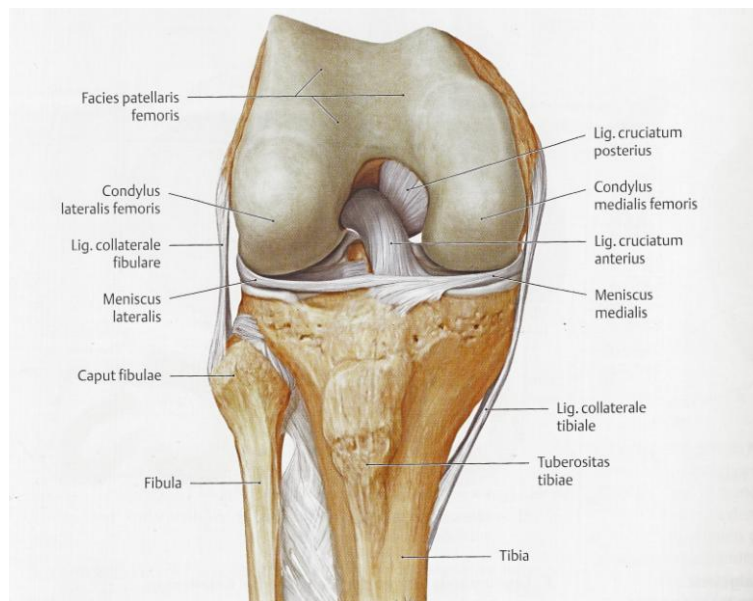


Abbildung 5: Darstellung der wichtigen Bandstrukturen des Kniegelenkes Frontale Ansicht auf ein rechtes Knie in Beugestellung [97].

Das Ligamentum collaterale fibulare, auch Außenband genannt, verbindet den Epicondylus lateralis mit dem Caput fibulae (Abb. 5). Wie bereits erwähnt, ist es kürzer als das Seitenband und stabilisiert das Knie als runden Strang. Das Außenband hat, anders als das Innenband, weder Verbindung zur Kapsel noch zum lateralen Meniskus. Die Ursprungssehnen des Musculus popliteus trennt das Ligamentum collaterale fibulare von der Gelenkkapsel.

Das vordere Kreuzband ist das längere, aber gleichzeitig auch das schwächere der beiden Kreuzbänder. Von der medialen Fläche des Condylus lateralis zieht es zur Area intercondylaris anterior. Das Ligamentum cruciatum anterius wird in einen vorderen medialen und hinteren lateralen Anteil aufgeteilt. Eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes tritt im Vergleich mit dem hinteren Kreuzband etwa

10-mal häufiger auf. Die Hauptverletzungsursache ist ein Innenrotationstrauma. Kommt es dabei auch zur Verletzung des Innenmeniskus und des medialen Kollateralbandes, spricht man von einer Unhappy-triad-Verletzung. Diese Kombinationsverletzung ist durch die bereits erwähnte anatomische Gegebenheit zu erklären [39, 70, 96-97].

Das kräftigere hintere Kreuzband ist ca. 1 cm kürzer und zieht entgegengesetzt vom vorderen Kreuzband, von der lateralen Fläche des Condylus medialis zur Area intercondylaris posterior. Das Ligamentum cruciatum posterius teilt sich ebenfalls in einen medialen und einen lateralen Zug. Bei einer Kniebewegung sind immer unterschiedliche Teile der Kreuzbänder angespannt. In Extension stabilisieren die medialen Anteile beider Kreuzbänder das Kniegelenk, in Flexion sind die lateralen Anteile der Kreuzbänder gespannt. Bei der Innenrotation ist der mediale Anteil des vorderen sowie das gesamte hintere Kreuzband an der Kniefixierung beteiligt. Die beiden Kreuzbänder sind umeinander gewickelt (Abb. 5). Dadurch ist die Außenrotation im Vergleich zur Innenrotation erleichtert, denn bei der Außenrotation wird die Verschlingung der Kreuzbänder miteinander geringer, während sie sich bei der Innenrotation verstärkt [39, 96-97].

1.1.4. Muskulatur

Die aktive Kniebewegung findet durch die Oberschenkelmuskulatur statt, die sowohl funktionell als auch topographisch in eine Extensoren- und eine Flexorengruppe gegliedert wird. Teile dieser Muskelgruppe haben ihren Ursprung am Becken und somit auch Einfluss auf das Hüftgelenk. Die Ansatzpunkte der an der Kniebewegung beteiligten Muskeln befinden sich distal des Gelenkspaltes.

Zu den Muskeln der Extensorengruppe zählen der Musculus sartorius und der Musculus quadriceps femoris. Der Musculus quadriceps femoris ist untergliedert in den Musculus rectus femoris und die Musculi vastus medialis, vastus lateralis und vastus intermedius. Alle vier Anteile laufen in der Quadricepssehne zusammen. Distal der Patella wird diese als Ligamentum patellae bezeichnet,

welches an der Tuberositas tibiae ansetzt. Die Extensoren sind kräftiger als die Flexoren und stabilisieren das Kniegelenk beim Stehen [96-97].

Der Musculus biceps femoris, der Musculus semimembranosus, der Musculus semitendinosus sowie der Musculus popliteus sind Muskeln, die der Flexorengruppe angehören. Der Caput longum des Musculus biceps femoris und die Musculi semimembranosus und semitendinosus entspringen am Tuber ischiadicum und setzen distal des Kniegelenkes an der Tibia an. Die Muskeln wirken an zwei Gelenken, sie können gleichzeitig im Hüftgelenk strecken und im Kniegelenk beugen [96-97].

1.2. Pathologie des Kniegelenkes

Unter den orthopädischen Krankheitsbildern besitzt die Arthrose den höchsten Stellenwert. Dabei sind die tragenden Gelenke wie die der unteren Extremität und der Wirbelsäule am häufigsten betroffen. Das Verhältnis von Arthrosen tragender Gelenke im Vergleich zu nicht-tragenden Gelenken beträgt etwa 25:1 [94]. Das Sprunggelenk ist im Gegensatz zum Hüft- und Kniegelenk, wo Arthrosen mit gleicher Häufigkeit vorkommen, nur selten betroffen [124].

Ein wesentlicher Punkt bei der Arthroseentstehung ist die Schädigung des Gelenkknorpels [6, 94]. Grund hierfür ist, dass ein Knorpelschaden im Erwachsenenalter nicht mehr eigenständig regeneriert. Es bildet sich ein fibröses Ersatzgewebe, welches nicht die bereits beschriebene Leistung des hyalinen Knorpels erbringen kann [94]. Belastungskräfte, die ein Vielfaches des Körpergewichtes betragen, werden von einem gesunden Gelenkknorpel toleriert [6]. Wird ein solcher Defekt nicht behandelt, führt er in vielen Fällen zur Arthrose. Ziel eines Eingriffes ist es, die physiologischen Belastungsverhältnisse weitgehend wieder herzustellen [6]. Erst die Einführung der autologen Knorpeltransplantation machte die geeignete Therapie eines Knorpelschadens möglich [12]. Bei kleinen Defekten bis etwa 4 cm² ist eine Mosaikplastik die Therapie der ersten Wahl. Dabei wird ein Knochen-Knorpelzylinder aus einer nicht belasteten Region des Kniegelenkes entnommen und in den Defekt implantiert [6, 40]. Die

autologe wird einer allogenen Knorpel-Knochen-Transplantation vorgezogen, da diese eine Infektions- und Abstoßungsgefahr birgt und daher nur in Ausnahmefällen angewendet werden sollte [6]. Die autologe Chondrozyten-transplantation (ACT) wurde 1994 in Schweden in der Studie von Brittberg *et al.* am Menschen eingeführt. In einer älteren Studie wurde das Verfahren bereits an der Patella von Kaninchen getestet [11]. Die ACT ist erst ab einer Defektgröße von $> 35 \text{ mm}^2$ indiziert [42]. Für eine ACT sind zwei Operationen nötig (Abb. 6). Zunächst erfolgt in einer arthroskopischen Operation die Entnahme von Chondrozyten. Anschließend werden die entnommenen Chondrozyten 6 Wochen in Nährmedium gegeben, um daraus Knorpelzellmaterial zu züchten.

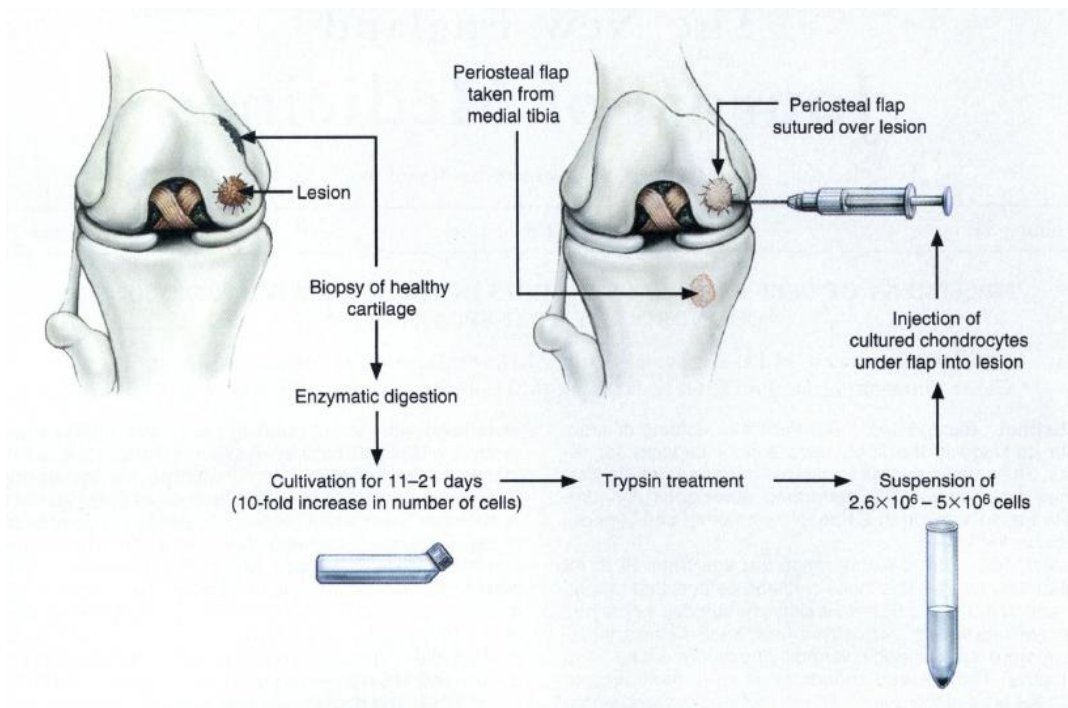


Abbildung 6: Schematischer Ablauf einer ACT [11]

Im ersten Schritt werden Chondrozyten an einem nichtbelasteten Abschnitt entnommen, anschließend in einem Nährmedium gezüchtet und nach 6 Wochen reimplantiert. Der Periostlappen wird von der Tibia entnommen.

Bei der zweiten Operation wird die gewonnene Zellkultur reimplantiert und mit einem Periostlappen, welcher der Tibia in derselben Operation entnommen wird, geschützt [11, 41-42]. In der 5-Jahres-Follow-Up-Studie von Behrens *et al.* geben die Patienten eine deutliche Verbesserung der Kniefunktion an [5].

Im Jahr 2004 wurde die ACT von der deutschen Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie empfohlen [6] und in den letzten Jahren weiterentwickelt. Mittlerweile gibt es mit der matrix-assoziierten autologen Chondrozytentransplantation eine sinnvolle Alternative. Bei diesem Verfahren werden die Knorpelzellen mit resorbierbarem Biomaterial kombiniert. Dadurch wird sichergestellt, dass die Knorpelzellen am Defektort verweilen und dort proliferieren und differenzieren können. Bei der ACT hingegen ist das Auswandern der Zellen ein großes Problem. Periosthypertrophie, Schichtablösung oder das Nichtanwachsen des Implantats sind Folgen der Zellwanderung [5, 74]. Die neuste Technik ist die cell-seeded Collagen matrix-supported ACT (ACT-Cs), bei der die Kollagenmembran erst auf die Defektgröße zugeschnitten und anschließend mit Chondrozyten beimpft wird. Bei der normalen matrix-assoziierten ACT wird die Matrix erst beimpft und bei der Reimplantation zugeschnitten. Die Folge ist ein unnötiger Verlust von Chondrozyten, der bei der ACT-Cs verhindert wird [107].

Wie bereits erwähnt, sind Um- und Abbauvorgänge des Gelenkknorpels für die Entstehung einer Arthrose verantwortlich. Sekundär kommt es zu einer Veränderung des Knochens, der Gelenkkapsel und der Muskulatur. Die Patienten klagen über Schmerzen und Bewegungseinschränkungen im betroffenen Gelenk. Die belastungsabhängigen Schmerzen verschlimmern sich durch lange Tätigkeiten, zudem besteht ein Anlaufschmerz am Morgen oder nach längerem Sitzen. Kurze Schritte, langsames Gehen und ein schwankendes Gangbild sind bei einer Arthrose der unteren Extremität typisch [13-14, 80, 94, 124]. Begünstigend bei der Entstehung einer Arthrose wirkt neben dem Alter des Patienten eine erhöhte Kniebeanspruchung, wie etwa durch Übergewicht oder eine körperlich schwere berufliche Tätigkeit [2, 80]. Gelenksverletzungen können im weiteren Verlauf die Ursache einer Arthrose sein. Ein vermehrter Abrieb des Gelenkknorpels kann sowohl durch einen Meniskusschaden als auch durch eine Kreuzbandruptur entstehen. Ursachen sind die verlorene Pufferfunktion des Meniskus und die Knieinstabilität bei einer Kreuzbandruptur [57, 124]. Eine weitere häufige Ursache für das Auftreten einer Gonarthrose ist die Achsfehlstellung. Dabei steht die Varusfehlstellung, auch als mediale Gonarthrose bekannt,

im Vordergrund. Neben der Varusgonarthrose gibt es die Valgusgonarthrose, welche deutlich seltener auftritt (Abb. 7). Bei der generalisierten Gonarthrose sind sowohl der mediale als auch der laterale Teil betroffen [124].

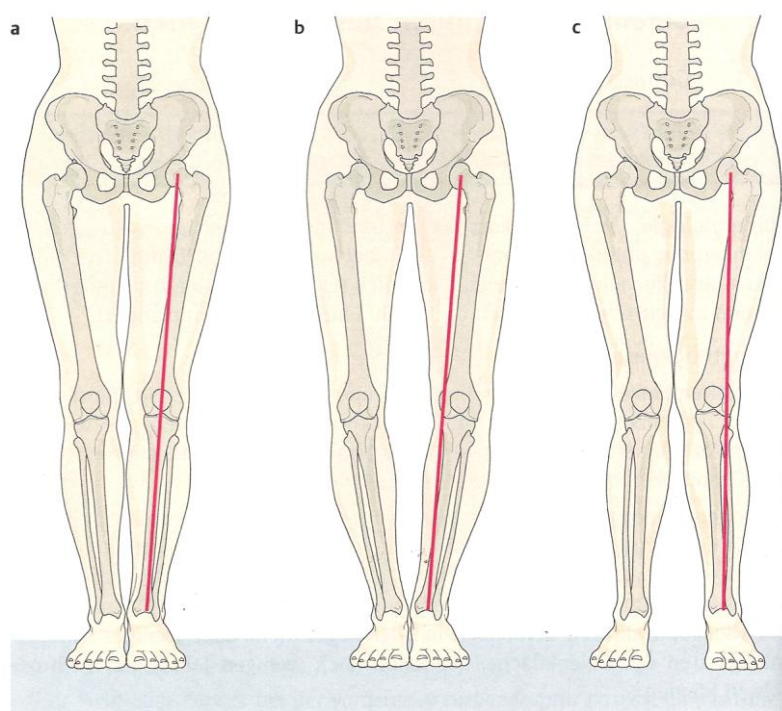


Abbildung 7: Darstellung der Beinachse in der Frontalebene [124]
A zeigt eine normale Beinachse, B eine Varusfehlstellung in der die Beinachse durch den medialen Anteil des Kniegelenkes verläuft. In C verläuft bei einer Valgusfehlstellung die Beinachse lateral.

Bei der Untersuchung eines arthrotisch veränderten Gelenks findet sich ein Druckschmerz über dem betroffenen Gelenkspalt. Palpatorisch lassen sich ein intraartikulärer Erguss und eine Weichteilschwellung feststellen. Ein Schmerz beim Anpressen oder Verschieben der Patella ist ein Hinweis auf eine Retropatellararthrose. Die drei wichtigsten Kriterien in einer Röntgenaufnahme sind Osteophyten, ein verschmälertes Gelenkspalt und subchondrale Sklerose. Teilweise sind kleine subchondrale Zysten vorhanden [124]. Der erste Schritt bei der Behandlung einer Arthrose ist die konservative Therapie. Gewichtsabnahme, geeignetes Schuhwerk, ein Gehstock und eine medikamentöse Behandlung sind einfach zu beschaffende und durchzuführende Maßnahmen. Bei der medikamentösen Therapie sind nicht-steroidale Antiphlogistika Mittel der ersten

Wahl. Die wichtigsten Aufgaben der Medikamente sind die Schmerzlinderung und die Verringerung der Entzündungsreaktion. Physikalische Maßnahmen können ebenfalls die Entzündungsreaktion verringern. Durch Krankengymnastik soll die muskuläre Kraft gestärkt, die Bewegungskoordination beübt und es sollen Kontrakturen gelöst werden. Erst wenn die konservative Therapie ausgereizt ist und eine Schmerzlinderung nicht mehr möglich ist, sollte über eine operative Intervention nachgedacht werden. Es stehen drei mögliche Eingriffe zur Verfügung, die je nach Alter bevorzugt angewendet werden. Die Arthroskopie ist die erste operative Maßnahme und wird auch als Débridement bezeichnet. Sie ist nur bei wenig ausgeprägten Gonarthrosen indiziert. Dabei werden die Gelenkoberflächen geglättet und defekter Knorpel entfernt. Der Aufbau des Knorpelersatzgewebes kann durch eine Knorpel- und Knochenbohrung gefördert werden. Durch die Gelenktoilette wird der Verlauf der Arthrose lediglich verzögert, was dem Patienten für einen begrenzten Zeitraum Schmerzlinderung verschafft. Bei einer Arthrose durch eine Achsenfehlstellung ist bei Patienten bis zum 60. Lebensjahr eine Umstellungsosteomie indiziert. Die Beinachse wird dabei vom kranken Anteil auf den gesunden Anteil des Kniegelenkes verlagert. Bei Patienten ab dem 60. Lebensjahr ist der Oberflächenersatz die Therapie der ersten Wahl. Die Endoprothesen sind üblicherweise erst ab dem 60. Lebensjahr indiziert. Grund dafür ist die eingeschränkte Lebensdauer der Prothesen. Dabei ist nicht der Verschleiß des Implantats das Hauptproblem, sondern Infektionen und die Verbindung zwischen Knochen und Prothese. Die Studie von Huizinga *et al.* zeigt eine 87% Überlebensrate von Knieprothesen nach 15-20 Jahren, wobei der Hauptlockerungsgrund bzw. Revisionsgrund der Prothese ein Infekt ist [47]. Bei Revisionen von Knieprothesen muss in aller Regel mehr Knochen reseziert werden. Aus diesem Grund wählt man zu Beginn der Therapie eine Prothese, bei der die Knochenresektion so klein wie möglich ist. Bei einer medialen oder lateralen Gonarthrose werden, sofern es möglich ist, zuerst unikondyläre Prothesen verwendet. Bei der generalisierten Gonarthrose muss jedoch direkt der bikondyläre Oberflächenersatz gewählt werden [94, 124].

Verletzungen der Kreuzbänder können unterschiedliche Ursachen haben. Eine Verletzung des vorderen Kreuzbandes entsteht meistens durch ein Rotations-

trauma. Dabei rotiert der Körper um den am Boden fixierten Unterschenkel. Es handelt sich in den meisten Fällen um eine Sportverletzung, die typischerweise beim Skifahren und beim Fußballspielen vorkommt. Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes ist in der Regel eine isolierte Verletzung. Bei einem akuten Ereignis sind die klinischen Zeichen oft sehr eingeschränkt sichtbar. Sowohl der vordere Schubladentest, als auch das Lachmann-Zeichen reichen für eine Diagnosestellung nicht aus. Durch einen erhöhten Muskeltonus wird das Kniegelenk in einer möglichst wenig schmerzhaften Position fixiert, wodurch die klinischen Zeichen nicht verwertbar sind. Ein Gelenkerguss und starke Schmerzen sind richtungweisend. Eine Magnetresonanztomographie reicht zur Diagnosestellung nicht aus. Aus diesem Grund ist bei jungen sportlichen Patienten die Arthroskopie zur Diagnosesicherung indiziert. Bei älteren und weniger sportlich ambitionierten Patienten wird die akute Phase unter Entlastung und Ruhigstellung des Beins abgewartet. Sowohl der Schubladentest als auch das Lachmann-Zeichen sind nach Abklingen der Schmerzsymptomatik und des Ergusses wieder zuverlässig verwertbar und werden zur Diagnosestellung durchgeführt. Bei der Ruptur des vorderen Kreuzbandes ist bei aktiven Patienten eine Kreuzbandplastik indiziert. Ein autologes Implantat, beispielsweise die Semitendinosus- und Gracilisehne oder das mittlere Patellarsehnedrittel, wird in einer arthroskopischen Operation anstelle des vorderen Kreuzbandes eingepflanzt. Von Kunstbändern aus synthetischem Material hat man sich aufgrund des Misserfolges distanziert. Eine primäre Naht des Kreuzbandes stellt heutzutage keine adäquate Therapiemöglichkeit mehr dar. Bei einer nicht therapierten Ruptur oder einer Kreuzbandinstabilität ist ein Wegknicken des Kniegelenkes typisch und die Patienten berichten über ein Schnappen bei Gelenkbewegungen [94, 124]. Eine Verletzung des hinteren Kreuzbandes tritt nur sehr selten isoliert auf. In den meisten Fällen sind weitere Bänder des Kniegelenkes betroffen. Im Gegensatz zur Ruptur des vorderen Kreuzbandes entsteht die Verletzung meist durch einen Unfall und nicht durch eine Sportverletzung [28, 31]. Dabei sind Anpralltraumata bei Verkehrsunfällen häufige Ursachen. Wie bei der vorderen Kreuzbandruptur ist auch bei der hinteren Kreuzbandruptur eine Diagnosestellung weder mit Hilfe des Schubladentests noch des Lachmann-Zeichens in der

Akutphase möglich, jedoch sind die klinischen Untersuchungen in der Spätphase der Verletzung verwertbar. Bei der chronischen Instabilität klagen die Patienten ebenfalls über rezidivierendes Wegknicken des Kniegelenkes [94, 124]. Die Therapie der hinteren Kreuzbandruptur weicht stark von der des vorderen Kreuzbandes ab. Eine Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes ist seltener als die des vorderen Kreuzbandes, da die konservative Behandlung anstelle einer chirurgischen Intervention bevorzugt wird. Dabei wird versucht, den Quadricepsmuskel durch Physiotherapie gezielt zu trainieren, damit dieser zu einer guten Kniestabilität beitragen kann. Bei Hochleistungssportlern und Therapieversagern der konservativen Maßnahmen ist eine Kreuzbandplastik indiziert. In den letzten fünf Jahren hat die Operation an Bedeutung gewonnen, so dass mehr Patienten mit hinterer Kreuzbandruptur operativ versorgt werden. Entscheidende Gründe für die Verbesserung des Outcomes nach einer hinteren Kreuzbandplastik sind die besseren Operationsmöglichkeiten, das verbesserte Verständnis für Bandstrukturen und Biomechanik des Kniegelenkes sowie die Verwendung von belastbarem Ersatzmaterial. Als Implantate dienen wie beim vorderen Kreuzband die Semitendinosus- und Gracilissehne oder das mittlere Drittel der Patellarsehne. Im Gegensatz zur vorderen Kreuzbandplastik muss das Implantat beim hinteren Ersatz kürzer, dafür aber kräftiger sein, damit eine Rekonstruktion analog zur Anatomie gewährleistet ist. Die entnommene Sehne wird mehrfach übereinander gelegt und vernäht, um die nötige Stärke des Präparates sicherzustellen. Dabei muss der Operateur darauf achten, dass sich die Sehne so wenig wie möglich umeinander verdreht, da Verdrehungen oder Verkrümmungen der Plastik das Resultat deutlich verschlechtern. Eine entscheidende Rolle für das Ergebnis einer Kreuzbandplastik spielen die Bohrkanäle, in denen das Implantat verankert wird. Eine exakte Positionierung mit dem richtigen Winkel ist von essentieller Bedeutung. Die Rehabilitation ist bei der hinteren Kreuzbandplastik aufwendiger als bei einem Ersatz des vorderen Kreuzbandes. Im Gegensatz zur vorderen Kreuzbandplastik, bei der relativ schnell wieder belastet und bewegt werden darf, ist der Ablauf nach einer hinteren Kreuzbandplastik ein längerer Prozess. Eine Teilbelastung und aktive Bewe-

gungen sind erst nach Wochen erlaubt, um das postoperative Ergebnis nicht zu verschlechtern [26, 29-30, 94, 124].

1.3. Entwicklung der Knieendoprothetik

Die Orthopädie durchlebte am Ende des 18. und zu Beginn des 19. Jahrhunderts einen großen Fortschritt, der Mitte des 19. Jahrhunderts jedoch stagnierte. Erst durch Weiterentwicklungen in den Nachbarfächern wurden die Voraussetzungen für den Erfolg der orthopädischen Chirurgie geschaffen. Die Anästhesie entdeckte das Chloroform und Äther für die Narkose, die Mikrobiologie machte entscheidende Fortschritte in der Antisepsis sowie Asepsis und schließlich verbesserte sich die Diagnostik mit der Entdeckung der Röntgenstrahlung. 1890 gelang es erstmalig Themistocles Gluck (1853-1942) Gelenkplastiken mit Elfenbeinstiften bzw. Scharnieren zu konstruieren. Letztendlich etablierte sich diese Vorgehensweise wie viele andere Versuche nicht. Erst mit der Einführung der Stähle V4A und Vitallium wurde die Herstellung einer Endoprothese möglich [95]. Bei Vitallium handelt es sich um eine Metalllegierung aus Kobalt, Chrom und Molybdän. V4A ist ein rostfreier Stahl [120]. Im Gegensatz zu den Hüftgelenksprothesen gestaltete sich die Entwicklung der Kniegelenksprothesen kompliziert. Der Schwede B. Walldius entwickelte die erste Kniegelenksprothese. Es handelte sich dabei um eine Scharnierprothese, bei der die Physiologie des Gelenkes weitgehend beachtet wurde [95]. Der große Nachteil der ersten Generation der Scharnierprothesen bestand in der Resektion von großen, gelenknahen Knochenanteilen. Anfang der siebziger Jahre des 20. Jahrhunderts wurde die Entwicklung anderer Prothesenarten vorangetrieben. Um den großen Knochenverlust zu minimieren wurde die Scharnierprothese verbessert, das GSB-Kniegelenk kam auf den Markt und die ersten Oberflächenersatzprothesen wurden entwickelt. Sie wurden unter der Bezeichnung „ungekoppelte Kniegelenke“ vorgestellt, bei denen keine Verbindung zwischen den einzelnen Komponenten bestand. Der Konflikt zwischen der Nachbildung der Anatomie und technischer Konstruktion war der schwierigste Teil für die Forschungsgruppen. Bei einer kleinen Kontaktfläche zwischen der Femur- und Tibiakomponen-

te war die Beweglichkeit zwar sehr gut, jedoch war die Abnutzung des Materials unter dieser Lösung extrem hoch. Vorzeitige Prothesenlockerungen waren das Ergebnis. Bei einer zu großen Kontaktfläche war der Materialabrieb minimal, die Beweglichkeit jedoch stark eingeschränkt [8, 43]. Bis heute bestehen unterschiedliche Auffassungen über die endoprothetische Versorgung von Kniegelenken. Entscheidende Kriterien sind dabei der Zustand der betroffenen Patienten und der Operateur. Bei einer ausgeprägten Kapsel-/Bandinstabilität werden Scharnierprothesen bevorzugt, deren Nachteil der größere Knochenverlust ist. Für die ungekoppelten Prothesen ist eine gute ligamentäre Gelenkführung erforderlich [43, 54]. Die technische Umsetzung der Prothesen wurde durch die zunehmenden erworbenen Kenntnisse über die Biomechanik des Kniegelenkes in den letzten 30 Jahren immer weiter verbessert. Die Knieprothesen wurden lange Zeit nur in Spezialkliniken implantiert. Im Jahr 1989 wurden in Deutschland lediglich 207 Patienten mit einer Knieprothese versorgt [43]. 2010 waren es bereits 165.000 Prothesen, wodurch deutlich wird, dass die Endoprothetik heutzutage in den meisten Krankenhäusern mit einer orthopädischen oder unfallchirurgischen Abteilung zur Routine gehört [15].

1.3.1. Die GENESIS-Prothese der Firma Smith & Nephew

Die erste GENESIS Prothese wurde 1990 in Deutschland eingeführt. Bei der GENESIS I Prothese (Abb. 8) der Firma Smith & Nephew GmbH in Marl handelte es sich um eine bikondylären Oberflächenersatz, bei dem die Kollateralbänder und das hintere Kreuzband intakt blieben. Am Anfang wurde die Prothese ausschließlich an der Universitätsklinik in Münster implantiert. Die Prothese sollte einen möglichst physiologischen Bewegungsablauf bei geringer Belastung im Verankerungsbereich erzielen. Dies wurde durch die ungekoppelte Bauart und die Form der einzelnen Komponenten umgesetzt. Die einzelnen Prothesenteile konnten sowohl zementiert als auch unzementiert implantiert werden [89].

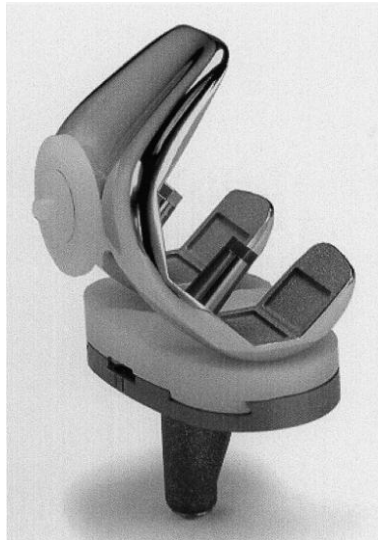


Abbildung 8: Die GENESIS I Prothese der Firma Smith & Nephew [62]

Der Prothesentyp wurde bereits Ende der achtziger Jahre des 20. Jahrhunderts von anderen Operateuren in den USA und England verwendet und erzielte bei der 10-Jahresüberlebenszeit ein exzellentes Ergebnis [62].

Als Nachfolgemodell kam 1996 das Kniesystem GENESIS II auf den Markt. Es bietet ein breites Spektrum an Implantaten sowie Instrumenten und erzielte eine 5-Jahres-Überlebensrate von 98,8%. In der vorliegenden Arbeit wurden die Varianten GENESIS II CR und GENESIS II PS verwendet [64]. Bei der Entwicklung wurde besonders darauf Wert gelegt, bewährte Methoden mit technischen Neuerungen zu kombinieren. Das Augenmerk lag dabei auf der minimalen Knochenresektion und einer optimalen Rotationseinstellung der Komponenten. Auch die Prothesenmodelle der Serie GENESIS II sind sowohl zementiert als auch zementfrei erhältlich. Die Oberflächen, welche die Gelenkflächen bilden, bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Legierung, in der auch Nickel enthalten ist. Dieses Material wurde ausgewählt, weil es nicht rostet, was für jedes Implantat essentiell ist. Aufgrund auftretender Nickelallergien bei Patienten sind die Prothesen auch mit nickelfreier Zirkonium-Legierung erhältlich. Bei zementfreien Prothesen ist die dem Knochen zugewandte Fläche feinporig, um das Einwachsen vom Knochen und damit eine bessere Verankerung und Stabilität zu ermöglichen. Als Gleitpartner dient ein Polyethyleninsert, welches in der Tibiakomponente verankert wird [101]. Die primär entwickelten Polyethyleninlays

wurden im Laufe der Jahre durch „High Flexion“-Inlays ergänzt, welche ein Impingementsyndrom der Patellasehne vermeiden sollen. Hierfür wurde eine Einwölbung in den oberen, vorderen Teil des Polyethyleninlays eingearbeitet. Die Studie von Zeh *et al.* zeigte jedoch keinen relevanten Unterschied bei der Kniebeugung zwischen dem PS-Inlay (Abb. 9 A) und dem PS-High-Flexion-Inlay (Abb. 9 B) [127].

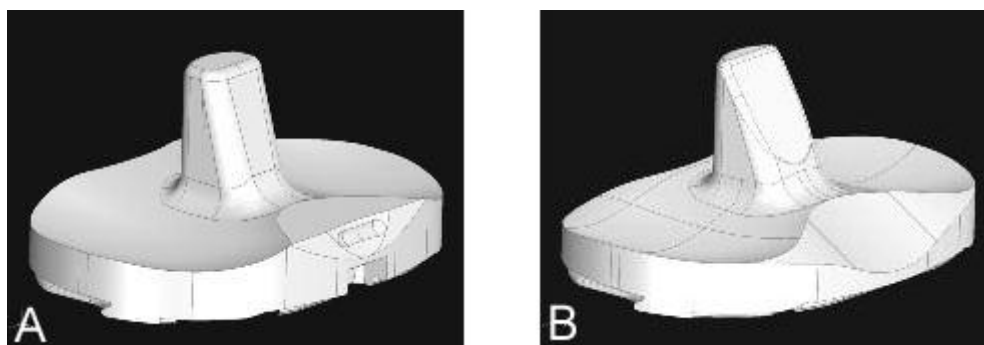


Abbildung 9: Darstellung des ersten PS-Inlays und dessen Nachfolgers
Grafik A zeigt das erste PS-Inlay, Bild B zeigt das modifizierte PS-High-Flexion-Inlay mit der herausgeschnittenen Einwölbung [127].

Beim Vorliegen einer Retropatellararthrose wird die Gelenkfläche der Patella reseziert und durch einen Polyethylenersatz ersetzt. Die einzelnen Prothesenteile, nämlich Femurkomponente, Tibiaplateau und Polyethylenersatz, sind in verschiedenen Größen erhältlich, um individuell einen perfekten Sitz sowie einwandfreie Funktion zu gewährleisten.

Neben den kompletten Kniesystemen, wie der GENESIS II CR und der GENESIS II PS, gibt es in der Knieendoprothetik den reinen patello-femorale Ersatz und die Monoschlitten-Prothesen. Bei diesen Prothesensystemen wird im Gegensatz zu den kompletten Kniesystemen nur eines der drei Kniegelenkskompartimente, Patella, mediale oder laterale Kondylen, ersetzt. Die Monoschlitten-Prothesen werden zusätzlich in bikompartimentellen und unikondyläre Gelenkersatz unterteilt. Bei fortgeschrittener Arthrose, sowohl medial als auch lateral, sind die kompletten Kniesysteme die erste Wahl in der Knieendoprothetik.

1.4. Ziele

In der vorliegenden Arbeit werden zwei Knieendoprothesen der Firma Smith & Nephew, die GENESIS II CR und die GENESIS II PS, miteinander verglichen. Ziel der Studie ist es, die im Kniegelenk während einer Flexionsbewegung auftretenden Kräfte sowohl bei der GENESIS II CR als auch bei der GENESIS II PS zu erfassen und miteinander zu vergleichen. Die gewonnenen Daten der beiden Prothesenmodelle sollen anschließend zur Beurteilung der Belastung auf die stabilisierenden Strukturen miteinander verglichen werden. Dabei stellt das erhaltene hintere Kreuzband bei der GENESIS II CR-Prothese den stabilisierenden Faktor, wobei die GENESIS II PS-Prothese durch den speziellen Zapfen des Polyethyleninlays in Kombination mit dem Gegenpart im Femurteil stabilisiert wird.

2. Material und Methoden

2.1. Kadaverpräparate

Wie in vielen experimentellen Studien, wird auch in der Biomechanik häufig menschliches Material verwendet. In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt 11 Kadaverknie verwendet. Diese wurden von den zertifizierten Gewebebanken Lifelegacy (Tucson, Arizona) und IIAM (Jessup, Pennsylvania) in tiefgefrorenem Zustand bezogen. Bis zur Durchführung der Experimente wurden die Kniegelenke bei -20° Celsius in der Tiefkühltruhe gelagert. Sie befanden sich dabei in separaten Plastiksäcken. Die Kadaverpräparate bestanden aus einem 20 bis 25 cm langen Femur, dem Kniegelenk und einer ebenfalls 20 bis 25 cm langen Tibia und Fibula. Sowohl die Haut als auch der Weichteilmantel waren erhalten. Aus technischen Gründen wurden für die Studie ausschließlich linke Knie verwendet. Die Knie stammten von drei Frauen und acht Männern, das Durchschnittsalter der Spender lag bei 72,8 Jahren. Diese stellten ihren Körper der medizinischen Forschung nach ihrem Ableben zur Verfügung.

2.1.1. Präparation der Kadavarknie

Vor der Präparation wurde das Knie aus dem Plastiksack genommen und bei Raumtemperatur aufgetaut. Je nach Größe und Gewicht des Knies dauerte dies 18-24 Stunden. Am aufgetauten Knie (Abb. 10 A) wurden zunächst die Haut (Abb. 10 B) und das subkutane Fettgewebe mithilfe eines Skalpell abgetrennt, um die darunterliegenden Faszien darzustellen (Abb. 10 C). Nach dem Eröffnen der Fasciae lata und cruris wurden sämtliche Gefäße und Nerven entfernt und die Muskeln dargestellt (Abb. 10 D).

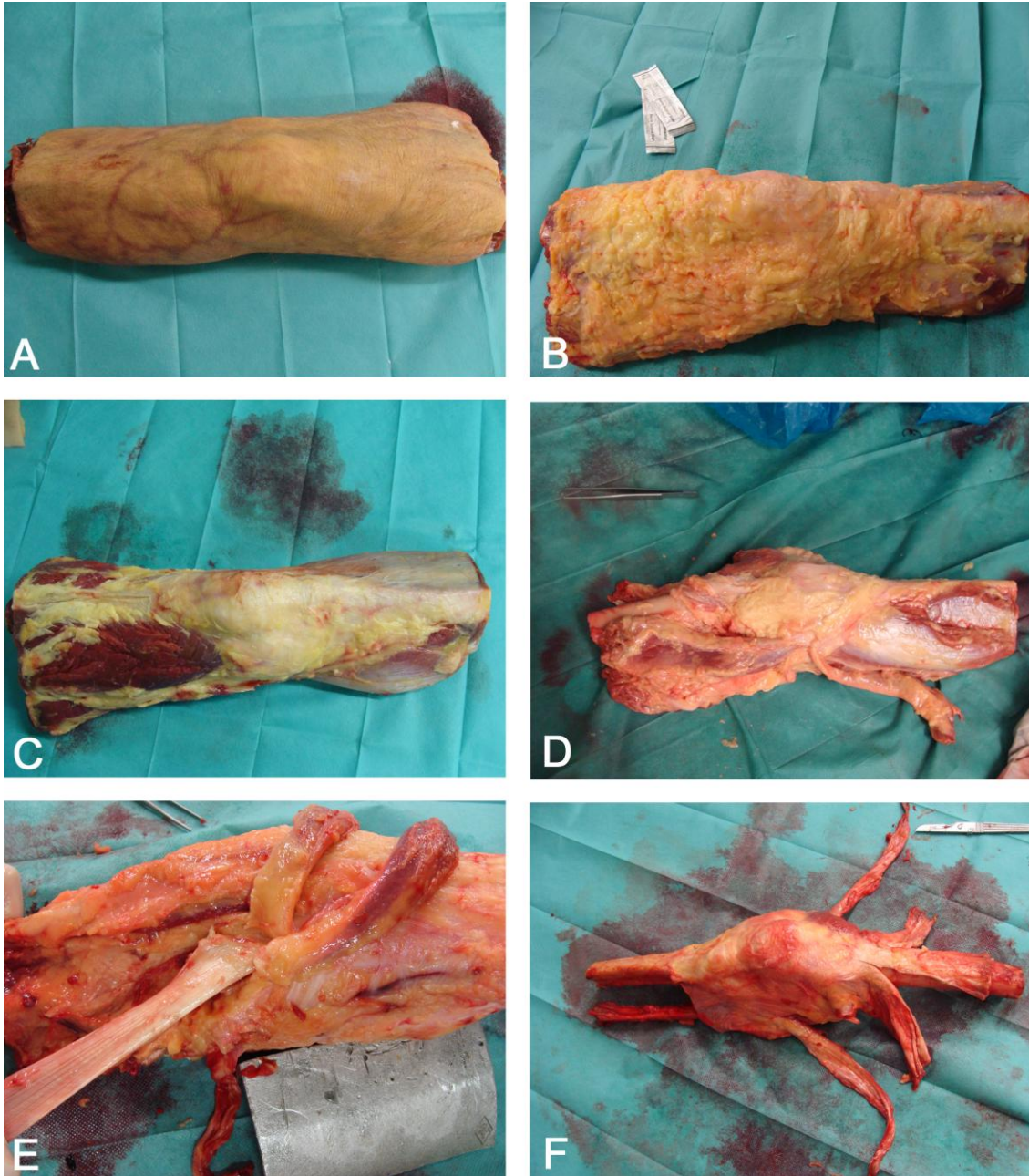


Abbildung 10: Schematische Übersicht der Kniepräparationanleitung
 A zeigt ein aufgetautes Kadaverknie. In B wird die Haut und das Weichteilgewebe in C entfernt. Bei D beginnt die Sehnenpräparation, welche in E mit den freigelegten Sehnen abgeschlossen wird. F zeigt die fertige Präparation.

Da weder der M. sartorius noch der M. semitendinosus für die Experimente benötigt wurden, wurden diese an den Ansätzen entfernt. Anschließend wurden bei den isolierten Mm. Quadriceps femoris, biceps femoris und semimembranosus das Muskelfleisch entfernt, um die Sehnen der Muskeln freizulegen (Abb.

10 D, E). Zusätzlich wurde ober- und unterhalb des Kniegelenkes der Knochen freigelegt. Bei der Präparation war es besonders wichtig, den Kapsel-Band-Apparat nicht zu verletzen, um einer daraus folgenden Instabilität vorzubeugen. Im nächsten Schritt wurden durch das Abtragen sämtlicher Muskeln Gefäße und Nerven am Unterschenkel Tibia und Fibula freigelegt. Nur ein kleiner Teil des M. triceps surae wurde belassen, um die Stabilität des Kniegelenkes zu verbessern und die Kapsel nicht zu verletzen. Nach kompletter Präparation verfügte das Knie über einen isolierten intakten Kapsel-Band-Apparat mit einstrahlenden Sehnen der Mm. quadriceps, biceps und semimembranosus (Abb. 10 F).

2.1.2. Fixierung der Kadaverknie

Um die Kniepräparate für die Versuche in den Testapparaturen befestigen zu können, mussten sie fixiert werden. Die Fixierung aller 11 Kadaverpräparate erfolgte nach demselben Schema. Zunächst wurden Femur und Tibia gründlich vom restlichen Weichteilgewebe gesäubert, um die weitere Arbeit zu erleichtern. Anschließend mussten die Knochen gekürzt werden, damit die Kadaverpräparate in die Testapparaturen passten. Beide Knochen durften eine Länge von 19 cm, vom Gelenkspalt aus gesehen, nicht überschreiten. Im nächsten Schritt wurde das Knochenmark aus der Markhöhle entfernt und in je 10 cm Abstand vom Knochenende ein Loch in Femur und Tibia gebohrt (Abb. 11 A). Die Löcher waren für die spätere Fixierung entscheidend. Der Fibulakopf wurde mithilfe einer Senkkopfschraube, deren Maße je nach Größe des Kniepräparats 4x35 mm bis 4x45 mm variierten, an der Tibia fixiert. Dadurch wurde der Ansatzpunkt des Außenbandes geschont und eine Verletzung der Struktur verhindert. Für die Reproduzierbarkeit war das Außenband, und damit die Sicherung eines intakten Kapsel-Band-Apparates, von entscheidender Bedeutung. Anschließend wurde die Fibula distal der Schraube abgesägt (Abb. 11 B).

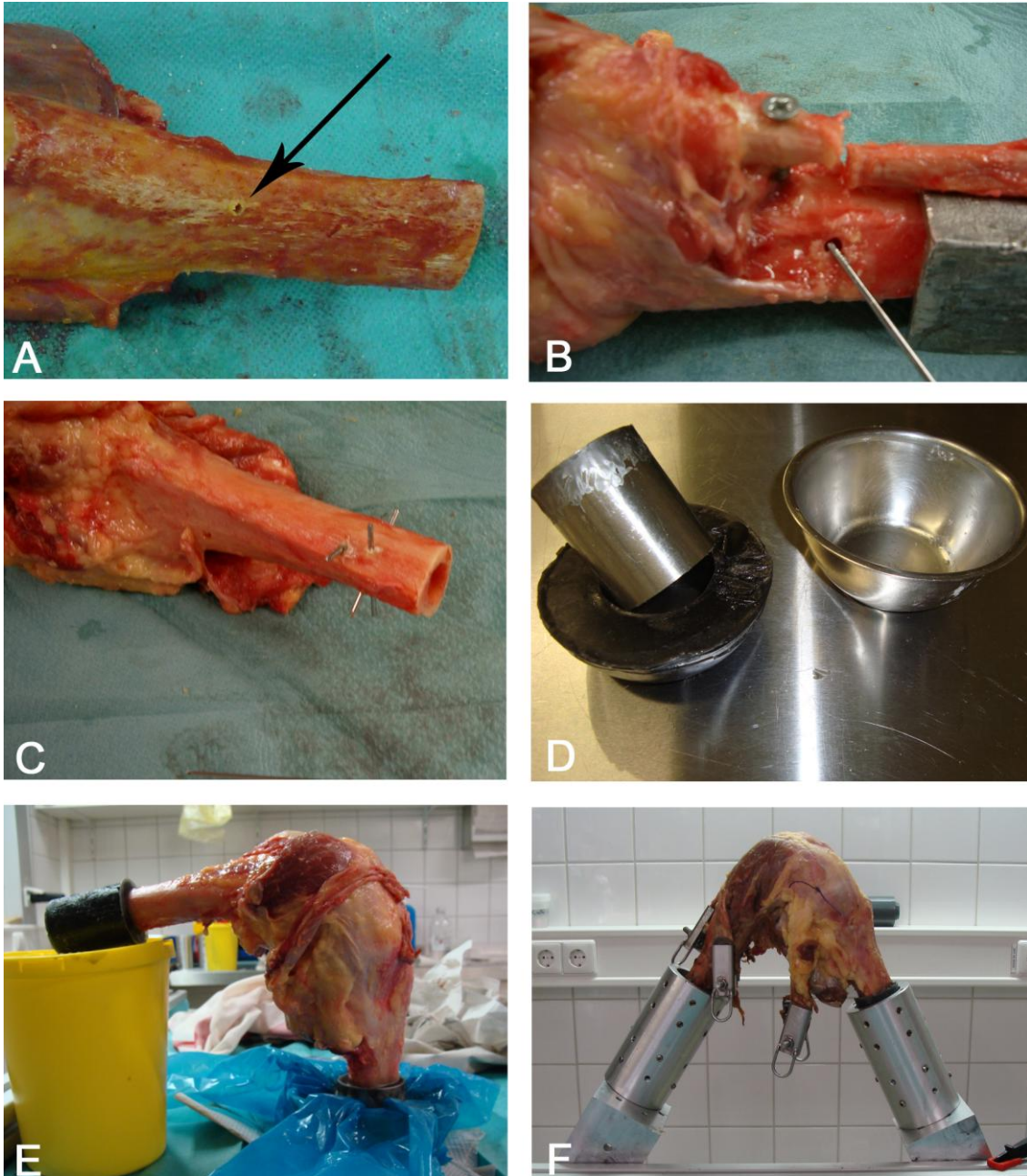


Abbildung 11: Schematische Übersicht der Präparatfixierung
 A zeigt eine Bohrung in die Markraumhöhle. In B ist die Fibularkopfbefestigung per Senkschraube an die Tibia zu sehen und in C werden die Kirschnerdrähte in Dreiecksform angebracht. D zeigt die Gussformen und in E ist der Guss eines Knochenstumpfes dargestellt. F zeigt die abgeschlossene Fixierung.

Um die Kadaverknie stabil in den Testapparaturen befestigen zu können, wurden um die Knochenstümpfe von Femur und Tibia Blöcke aus kaltpolymerisierendem Kunststoffgemisch gegossen. Zur besseren Stabilität wurden vor Einbringen der Knochenstümpfe in das Kunststoffgemisch drei Kirschnerdrähte mit

je 1,8 mm Durchmesser dreiecksförmig in beide Knochenenden gebohrt (Abb. 11 C). Dies wurde mit Hilfe einer Pressluftbohrmaschine durchgeführt. Dabei war zu beachten, dass die Drähte den Markraum nicht verkleinerten, da sonst eine korrekte Bedienung des intramedullären Guides bei der späteren Implantation der Prothesen nicht möglich gewesen wäre. Nach Einbringen der Drähte wurde der Knochenstumpf des Femur 6 cm in eine Metallform mit dem Durchmesser 4,5 cm gestellt (Abb. 11 D). In der Metallform befand sich ein flüssiges Kunststoffgemisch. Die Innenseite der Gussform wurde zuvor mit Silikonspray bearbeitet, um die spätere Entfernung der Form zu erleichtern. Bei der Aushärtung des Kunststoffs waren die oben beschriebenen Löcher in 10 cm Abstand von den Knochenenden entscheidend, da durch sie die Luft aus der Markhöhle entweichen konnte und sich somit der Kunststoff auch innerhalb des Markraumes ausbreiten konnte. Nachdem der Kunststoff ausgehärtet war, wurde die Metallform entfernt und der Kunststoffblock verblieb am Knochenende des Femur (Abb. 11 E). Zum Entfernen wurde die Gussform in einen Schraubstock eingespannt und durch Herausschlagen mit einem Hammer vom Kniepräparat gelöst. Der Vorgang wurde mit dem Tibia-Knochenstumpf wiederholt. Von besonderer Bedeutung im Bezug auf das Gelingen der späteren Versuche war die korrekte Positionierung der Kunststoffblöcke. Diese mussten geradlinig zum Knochen ausgerichtet sein, um später eine richtige Position in den Versuchsaapparaturen zu garantieren. Bei schräger Ausrichtung der Kunststoffblöcke wurden diese entfernt und neu gegossen. Nach vollständiger Aushärtung und korrekter Position der Kunststoffblöcke wurden die Kniepräparate mit den Blöcken in Aluminiumzylinder befestigt (Abb. 11 F). Diese dienten zur Fixierung der Knie am Operationstisch und in den Testapparaturen. Da die Aluminiumzylinder in den späteren Versuchen eine Knochenverlängerung darstellten, mussten die Kniepräparate gerade darin befestigt werden. Anschließend wurde die Sehne des M. quadriceps femoris in drei Teile getrennt. Der Sehnenansatz des M. rectus femoris wurde separiert und die Sehnenplatte der Mm. vastus medialis, intermedius und lateralis wurde zweigeteilt. Die drei getrennten Sehnenanteile des M. quadriceps femoris und die Sehnen des M. semimembranosus und M. biceps femoris wurden in Sehnenklammern eingespannt und mit Schrauben

verankert. Die Klammern wurden möglichst nah an der Gelenkkapsel fixiert, da bei zu langem Kapsel-Klammer-Abstand Abrisse der Sehnen bei hoher Kräfteinwirkung häufig auftreten können. Zusätzlich wurden die Sehnen in Stahlwolle eingebettet, um ein Herausrutschen aus den Klammern zu vermeiden.

Die Kniegelenke konnten nach der Präparierung und Fixierung entweder sofort für die Messungen weiter verwendet werden oder sie wurden erneut eingefroren und bis zu ihrer Verwendung bei -20°C gelagert.

2.2. Endoprothesensysteme

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei verschiedene Kniesysteme der Firma Smith & Nephew GmbH, Marl verwendet. Dabei handelt es sich um die Kniesysteme GENESIS II CR und GENESIS II PS. Bei diesen Gelenkersatzmodellen werden Condylus lateralis und medialis femoris und Condylus lateralis und medialis tibialis sowie der gesamte Gelenkknorpel entfernt [103]. Bei beiden Modellen handelt es sich um eine Total-Endoprothese. Das bedeutet, dass das gesamte Kniegelenk künstlich ersetzt wird. Beim Vorliegen einer retropatellaren Arthrose wird die Gelenkfläche der Patella ebenfalls teilweise reseziert und durch einen Polyethyleneinsatz erneuert. Die einzelnen Prothesenteile, Femurkomponente, Tibiaplateau und Polyethyleneinsatz, sind in verschiedenen Größen erhältlich, um individuell einen perfekten Sitz sowie einwandfreie Funktion zu gewährleisten.

Das Femurimplantat gibt es in den Größen 1-8 (Abb. 12). Das Implantat ist mit einer standardisierten Rotationsausrichtung entwickelt worden. Das GENESIS II Design folgt konsequent dem Prinzip der 3 Grad Außenrotation (Abb. 13 A).

Femur			
Größe	A/P	M/L	A/P Box
1	47,0	55	30,5
2	50,5	58	34,3
3	54,5	62	38,1
4	58,5	66	41,7
5	62,0	70	45,0
6	65,5	73	48,3
7	69,5	77	50,3
8	75,0	80	54,9

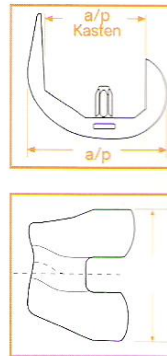


Abbildung 12: Dimensionen des Femurimplantats

Die Angaben vereinigen die drei wichtigen Größenabstände untereinander, den A/P (Länge von der anterioren zur posterioren Außenseite der Femurkomponente), den M/L (Breite der Komponente) und den A/P Box (Innenabstand von anterior nach posterior) Abstand, welche in mm angegeben werden [101].

Deswegen ist auch die patellare Führung bei tiefer Beugung und die femorotibiale Rotationsausrichtung über den gesamten Bewegungsumfang optimiert [58]. Die verjüngenden Radien der posterioren Kondylen (Abb. 13 B) gestatten eine tiefe Beugung und vermindern die Gefahr der punktuellen Randbelastung und der erhöhten Spannung der Seitenbänder [102].



Abbildung 13: Femurimplantat

In A ist der knochenerhaltende Aufbau zu sehen, B zeigt die verbesserte Beugung [102] und in C wird die Patellaführung dargestellt.

Der S-förmige Verlauf der Trochleagrube lateralisiert die Patella in Streckung und zentralisiert sie in Beugung (Abb. 13 C). Der sich daraus ergebende Troch-

learwinkel von 9 – 10° rekonstruiert damit den anatomischen Patellalauf während Flexion und Extension [102].

Die Tibiabasis ist ebenfalls in den Größen 1 – 8 zu erhalten (Abb. 14).

Tibiabasis					
	CR/CS		MB/MBX		
Größe	A/P	M/L	A/P	M/L	CR Darstellung
1	42	60	41,5	60,4	
2	45	64	44,0	64,0	
3	48	68	47,0	68,4	
4	50	71	49,5	72,0	
5	52	74	51,0	74,4	
6	54	77	53,0	77,0	
7	56	81	56,0	81,4	
8	59	85	58,4	85,0	

Bemerkung: Schaft ist um 3° nach posterior geneigt.
Nur MBX Tibiaschaft ist 0° geneigt.
Schaftlängen L betragen
50 mm bei allen zementpflichtigen Tibiabasen (CR/MB),
25 mm bei der zementfreien Tibiabasis (CS) und
35 mm bei den zementfreien MB Tibiabasen (MBX/MBXH)

Abbildung 14: Dimensionen der Tibiabasen

Bei der CR/CS Basis ist der Schaft um 3 Grad nach posterior geneigt, wobei diese Neigung in der MB/MBX Basis fehlt. Die A/P (Länge von der anterioren zur posterioren Außenseite der Femurkomponente) und die M/L (Breite der Komponente) sind in mm angegeben [101].

Im Unterschied zum Femurimplantat gibt es zwei verschiedenen Tibiabasen, zum einen die CR/CS-Basis und zum anderem die MB/MBX-Basis. Bei dem CR/CS Modell ist der Schaft um 3 Grad nach posterior geneigt, wobei der Schaft der MB/MBX Prothese 0° geneigt ist [101]. Die Größenabstände, A/P und M/L, werden bei beiden Implantaten in mm angegeben. Der Unterschied zwischen der Tibia CR/CS Basis und der MB/MBX Basis ist der medialisierte Tibiazapfen der MB Komponente. Der Zapfen ist auf die Mitte des Markraums ausgerichtet und optimiert dadurch die Implantatspositionierung. Bei der CR/CS Prothese wird der PE-Einsatz fest fixiert und vermindert dadurch den Abrieb zwischen Tibiaplateau und PE-Einsatz. Diese Basis wurde in der Studie verwendet. Sie hat ein asymmetrisches Design (Abb. 15), um der Anatomie gerecht zu werden und den resezierten Knochen komplett abzudecken. Dadurch ist sichergestellt, dass weder ein Überhang noch ein Nichtabdecken, welches bei einer symmetrischen Konstruktion vorkommen würde, auftritt [102].



Abbildung 15: Asymmetrische Tibiabasis für fixiertes PE

Bei der Tibiabasis ist die sogenannte Schwalbenschwanzverankerung als Mechanismus gewählt worden. Hierbei rasten die PE-Einsätze sowohl anterior als auch posterior ein. Bei der Montage wird der PE-Einsatz erst seitlich in die Verankerung eingeführt und dann nach posterior vorgeschoben. Mit einem speziellen Werkzeug wird das Polyethylen behutsam solange angehoben bis es ebenfalls anterior einrastet. Dadurch wird der Abrieb zwischen Tibiabasis und PE-Einsatz reduziert [102].

Die PE-Einsätze gibt es in unterschiedlichen Varianten für das jeweilige benötigte Kniesystem (Abb. 16).

Höhe der PE Einsätze		9	11	13	15	18	21	25	30
Standard		X	X	X	X	X			
DF		X	X	X	X	X			
MB		X	X	X	X				
DD		X	X	X	X	X	X		
PSHF		X	X	X	X	X	X	X	
PS		X	X	X	X	X	X	X	
CC			X	X	X	X	X	X	X

Bemerkung:
Die minimale Dicke des dünnsten 9 mm PE Einsatzes beträgt 6,7 mm an der Kondylenkontaktfläche.

Abbildung 16: PE-Einsätze [101]

In der durchgeführten Studie wurden lediglich die Standard- und PSHF-Einsätze benötigt. Dabei handelte es sich bei dem Standard-Einsatz um den „CR Deep Flexion Einsatz“ (Abb. 17 A) und bei dem PSHF-Einsatz um den „PS High Flexion Einsatz“ (Abb. 17 B). Die beiden Polyethylene gewährleiten eine bessere Flexion [101].

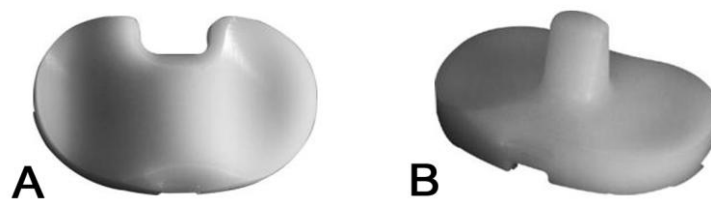


Abbildung 17: PE-Einsätze [105]
A zeigt den CR Deep Flexion Einsatz und B den PS High Flexion Einsatz.

2.2.1. Das Kniesystem GENESIS II CR

Wie bereits erwähnt, ist das GENESIS II CR Modell ein komplettes Kniesystem (Abb. 18). Als Besonderheit bleibt bei dieser Prothese das hintere Kreuzband intakt, wodurch die Kniestabilität im Zusammenspiel mit Innen- und Außenbändern sowie dem Weichteilmantel gewährleistet wird. Durch die zentrale Aussparung der Femurkomponente kann der Ursprung des PCL erhalten bleiben. Die hintere zentrale Aussparung der Tibiakomponente ermöglicht den Erhalt des Ansatzes des PCL. Das auf dem Tibiaplateau verankerte Polyethyleninlay übernimmt zum einen die Funktion der Führung des Kniegelenkes, außerdem dient es zusätzlich der Stabilisation. Es besteht somit eine Gleitpaarung aus Metall–Polyethylen–Metall.



Abbildung 18: Übersicht der GENESIS II CR-Prothese

2.2.2. Das Kniesystem GENESIS II PS

Im Gegensatz zur GENESIS II CR-Prothese wird bei der GENESIS II PS-Prothese, die ebenfalls ein komplettes Kniesystem darstellt, das hintere Kreuzband entfernt. Laut Hersteller ist bei dieser Prothese dadurch eine besser geführte tiefe Flexionsbewegung möglich. Durch den in der Femurkomponente verarbeiteten zentral gelegenen Blockaufbau, der in seinem hinterem Teil durch einen Steg verbunden ist (Abb. 19), wird im Zusammenspiel mit dem Polyethyleneinsatz eine Kniestabilisierung erreicht. Auf den PE-Einsatz wurde ein Zapfen verarbeitet, der im Zusammenspiel mit dem Blockaufbau der Femurkomponente der Führung des Kniegelenkes dient. Die Tibiakomponente der GENESIS II PS-Prothese ist identisch mit der Tibiakomponente der GENESIS II CR-Prothese und dient ebenfalls als Verankerung für den PE-Einsatz.



Abbildung 19: Femurkomponente der GENESIS II PS-Prothese

2.3. Operationsverfahren

2.3.1. Implantation der GENESIS II CR-Prothese

Nach Präparation und Fixierung des Kadaverpräparats, welche bereits in 2.1.1. und 2.1.2. beschrieben wurden, erfolgte die Implantation der GENESIS II CR-Prothese. Es war wichtig, zuerst die GENESIS II CR-Prothese zu implantieren, weil bei diesem Modell das PCL noch intakt sein musste. Zunächst wurde das Kniepräparat mit dem in 2.1.2. angebrachten Aluminiumzylindern an zwei Winkelplatten aus Edelstahl am Operationstisch befestigt. Die Winkelplatten (Abb. 20 F) befanden sich an einer Schiene am Operationstisch, damit der Flexionswinkel des Kniepräparats während der Implantation der Prothese variiert werden konnte. Anschließend wurde die Gelenkkapsel eröffnet und Femur, Tibia und Patella dargestellt. Mit dem zur Prothese gehörendem Instrumentarium wurde der Markraum des Femur eröffnet. Anschließend wurde die Femur-Ausrichtslehre in die korrekte Position gebracht und mit Pins befestigt. Es folgte die Größenbestimmung. Ergab sich dabei eine Zwischengröße, wurde jeweils die kleinere Größe verwendet. Anschließend wurde der Femur mit Hilfe der Schneideblöcke reseziert (Abb. 20 A, B). Bei der extramedullären Tibia-Ausrichtung konnte die Sprunggelenks-klemme aufgrund der Größe der Kada-

verpräparate nicht verwendet werden. Normalerweise wird diese während einer Operation um das Sprunggelenk gelegt, um eine genaue Ausrichtung zu gewährleisten. Stattdessen diente der in 2.1.2. als Knochenverlängerung angebrachte Tibia-Aluminiumzylinder als Orientierungspunkt für die extramedulläre Tibia-Ausrichtung. Zur intramedullären Ausrichtung wurde die entsprechende Ausrichtslehre verwendet und der Schneideblock mit Hilfe des Tibia-Tiefenfühlers befestigt.

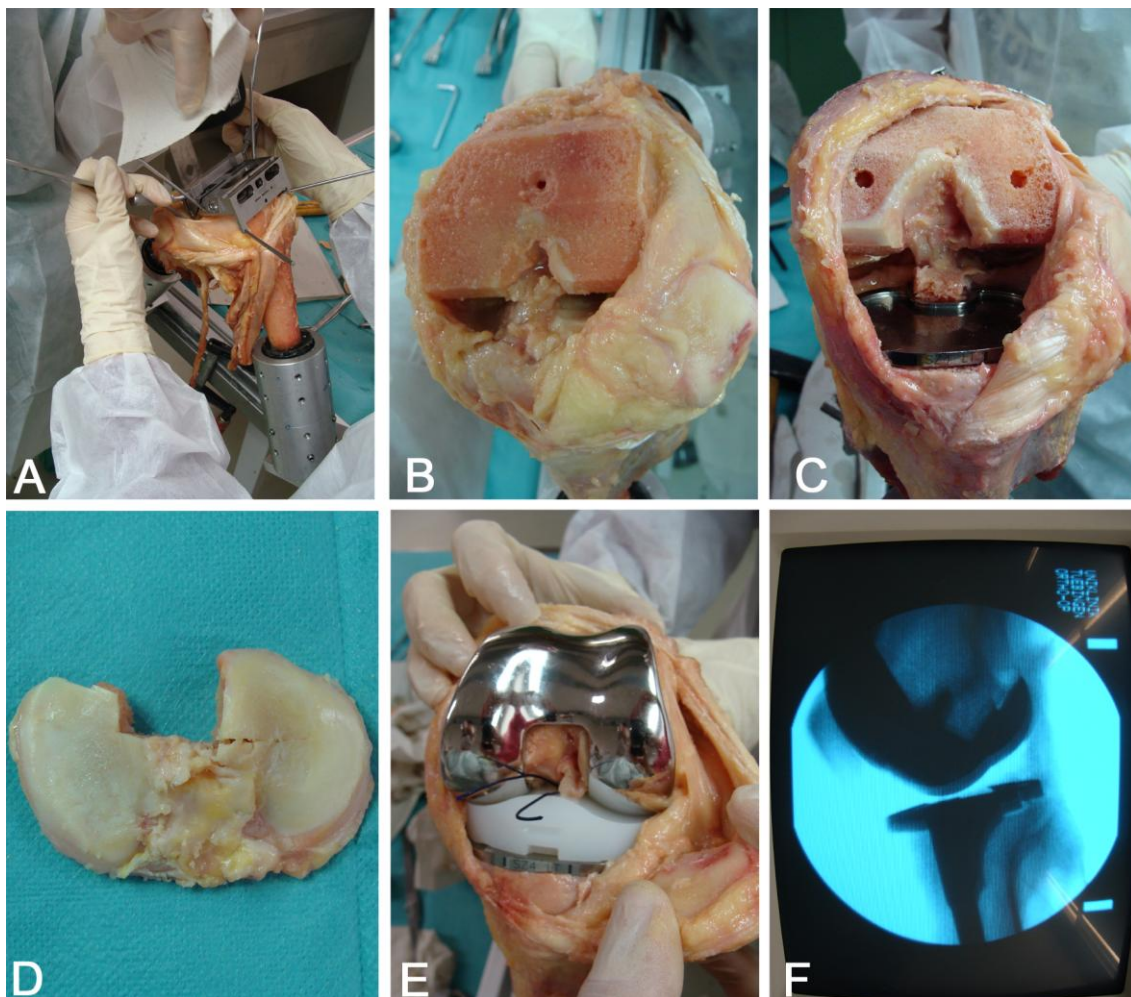


Abbildung 20: Operationsablauf der GENESIS II CR-Prothese
 A und B zeigen Teilschritte der Resektion des Femur. In C ist die Resektion der Tibia mit erhaltener Area intercondylaris posterior dargestellt und D) zeigt das entfernte Tibiaplateau. Ein implantiertes Knie-System ist in E zu sehen und F zeigt eine Röntgenaufnahme nach der Implantation.

Die Ausrichtslehre wurde entfernt und die proximale Tibia reseziert. Allerdings wurde nicht das komplette Tibiaplateau entfernt (Abb. 20 D). Die Area intercon-

dyllaris posterior, die den Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes darstellt, wurde nicht mit reseziert, um das PCL ohne jeglichen Schaden zu erhalten (Abb. 20 C). Die Tibia-Bohrerlehre wurde mit Hilfe von Pins befestigt, um ein sicheres Bohren zu gewährleisten. Das vorgebohrte Loch wurde anschließend mit dem Tibia-Schaftstößel vergrößert. Anschließend wurden die Femur- und Tibia-Probeprotthesen eingebaut sowie der Probe PE-Einsatz eingesetzt. Die Höhe des Polyethylens wurde durch Ausprobieren bestimmt. Schließlich erfolgte die Implantation der Tibiabasis, der Femurkomponente und des PE-Einsatzes (Abb. 20 E). Bevor die Kapsel des Kniegelenkes zugenäht wurde, wurde das PCL mit einem Faden umschlungen, um es für die weitere Versuchsdurchführung zu markieren. Zusätzlich wurde der Gelenkspalt medial und lateral von außen durch Fäden markiert, die bei den später durchzuführenden Messungen als Referenzpunkte dienten. Mit Hilfe einer Kanüle konnte der Gelenkspalt exakt bestimmt werden. Durch eine Röntgenaufnahme wurde der Sitz der Prothese nach Abschluss der Operation überprüft und dokumentiert (Abb. 20 F).

2.3.2. Implantation der GENESIS II PS-Prothese

Nach Abschluss der Messungen mit der GENESIS II CR-Prothese wurde die Prothese explantiert. Dazu wurde das Knie erneut eröffnet und die GENESIS II CR-Prothese vorsichtig mit Hammer und Meißel entfernt. Dabei war es wichtig, besonders vorsichtig vorzugehen, um das Kniepräparat nicht zu beschädigen. Der in Punkt 2.2.2. erwähnte Blockaufbau der GENESIS II PS-Prothese benötigt ein quaderförmiges Loch zwischen dem erhaltenen Rest der beiden Condylen des Femurs, welches nach der Explantation der GENESIS II CR-Prothese unter der Benutzung der dafür vorgesehenen Instrumente in den Knochen gemeißelt wurde. Daraufhin wurde das Tibiaplateau komplett reseziert und damit das PCL von seinem Ansatz getrennt und zerstört. Die Reste des Kreuzbandes wurden vollständig entfernt. Anschließend konnte die GENESIS II PS-Prothese implantiert werden. Zuerst wurden die Probeprotthesen eingebaut und die Bewegung des Kniegelenkes durch passive Bewegung getestet. Nach Entfernung der Probeprothese wurde die GENESIS II PS-Prothese implantiert

und zur Kontrolle und Dokumentation erneut ein Röntgenbild angefertigt (Abb. 21 A, B).

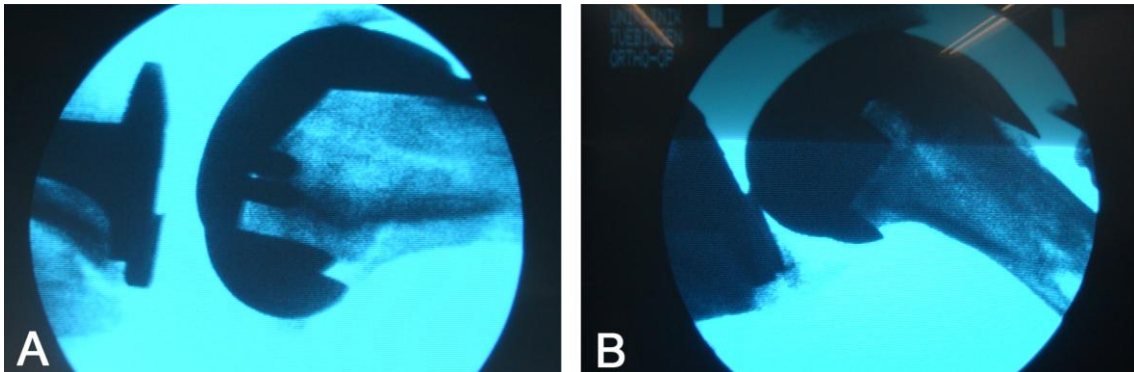


Abbildung 21: Vergleich der Röntgenbilder der GENESIS II CR- & PS-Prothese
Röntgendarstellung der GENESIS II CR-Prothese in A. B zeigt die Röntgenaufnahme der GENESIS II PS-Prothese mit Kastenbau im Femurbereich.

2.4. Der Tübinger Kniekinemator

2.4.1. Aufbau und Funktionsweise

Konstruiert wurde der Tübinger Kniekinemator, um dynamische Kniebewegungen, auch mit unterschiedlichen Körpergewichten, simulieren zu können. Es wurde besonderer Wert darauf gelegt, den Einfluss verschiedener Muskelkräfte auf die Kinematik der Knieflexion messen zu können. Der Kinemator wurde vom Institut für Werkzeugmaschinen der Universität Stuttgart (IfW) in Kooperation mit der Orthopädischen Klinik Tübingen entwickelt und gebaut. Die Apparatur kann mittels fünf simulierter Muskelzüge die Kraft, welche auf die Fußgelenksvorrichtung wirkt, als Regelgröße zur Simulation des Körpergewichtes benutzen [83]. Bei der Apparatur handelt es sich um einen dynamisch kraftkontrollierenden Kniesimulator, der über sechs Freiheitsgrade verfügt. Der Aufbau sowie die Funktionsweise ähneln dem „Oxford Testing Rig“ [126] und dem „John Hopkins Knee Simulator“ [71]. Die Kniegelenke werden vertikal in den Kniekinemator eingespannt und können in der Transversalachse gebeugt und gestreckt werden.

Am Kinemator befinden sich sowohl für das Femurende (Abb. 22 A) als auch für das Tibiaende (Abb. 22 B) spezielle Verankerungen, an denen die Aluminiumzylinder, welche bei der Fixierung der Präparate befestigt wurden, festgeschraubt werden.

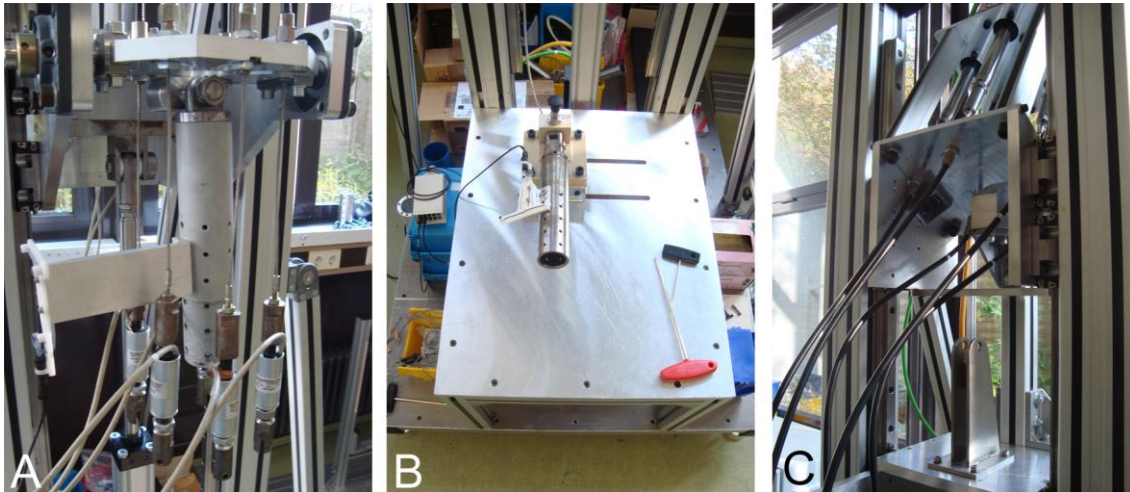


Abbildung 22: Haltevorrichtungen des Kinemators
In A ist die Hüftgelenkskomponente abgebildet, in B die Sprunggelenkskomponente mit Bodenplatte und in C die Rollschiene des Kinemators.

Diese Bauvorrichtungen ersetzen das Sprung-/Hüftgelenk und ermöglichen dadurch sechs Bewegungsfreiheitsgrade. Die Hüftgelenksvorrichtung erlaubt Flexion/Extension, Ab-/Adduktion und durch die höhenverstellbare Verankerung eine axiale Verschiebung. Die Vorrichtung des Sprunggelenkes macht Flexion/Extension, Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation möglich. Die Sprunggelenksvorrichtung befindet sich in zwei parallel laufenden Schienen auf einer Bodenplatte (Abb. 22 B). Durch diese Konstruktion ist sowohl eine mediale als auch laterale Verschiebung der Tibia möglich und die natürliche Valgusstellung des Femurs kann beachtet werden [83]. Das Kniepräparat kann in der Flexions-/Extensions-Achse beliebig gebeugt oder gestreckt werden. Die Achse besteht aus einer Rollschiene (Abb. 22 C). Durch die übrigen Freiheitsgrade ist auch die Ausführung von Rotationsbewegungen, die bei der Beugung des Knies auftreten, möglich. Durch diesen Aufbau bietet der Kinemator die Möglichkeit, die Kniebeugung in vitro so zu simulieren, dass diese durch keine Einschränkung bezüglich der Bewegungsfreiheit gekennzeichnet ist [79]. Die Muskelzüge sind

ein weiterer wichtiger Bestandteil des Kniekinemators. Jeder einzelne dieser Züge wird von einem separaten Servomotor (Abb. 23 B) gesteuert. Ein einzelner Muskelzug besteht aus einem Drahtseil, einem uniaxialem Kraftsensor und einer Öse, die zur Befestigung der Sehnenklammern verwendet wird (Abb. 23 A). Die Kraftsensoren dienen zur Aufzeichnung der bei den Messungen entstehenden Muskelkräfte auf die einzelnen Sehnen [83]. Für die Simulation der Extensionsbewegung werden drei der insgesamt fünf Muskelzüge verwendet. Die bei der Präparation zurechtgeschnittene Quadricepssehne wird hierfür genutzt. Für die Flexion werden zwei Züge bereit gestellt. Ein Zug simuliert den M. biceps femoris und der andere den M. semimembranosus. Beide Sehnen wurden bei der Präparation freigelegt und in die Sehnenklammern eingespannt.

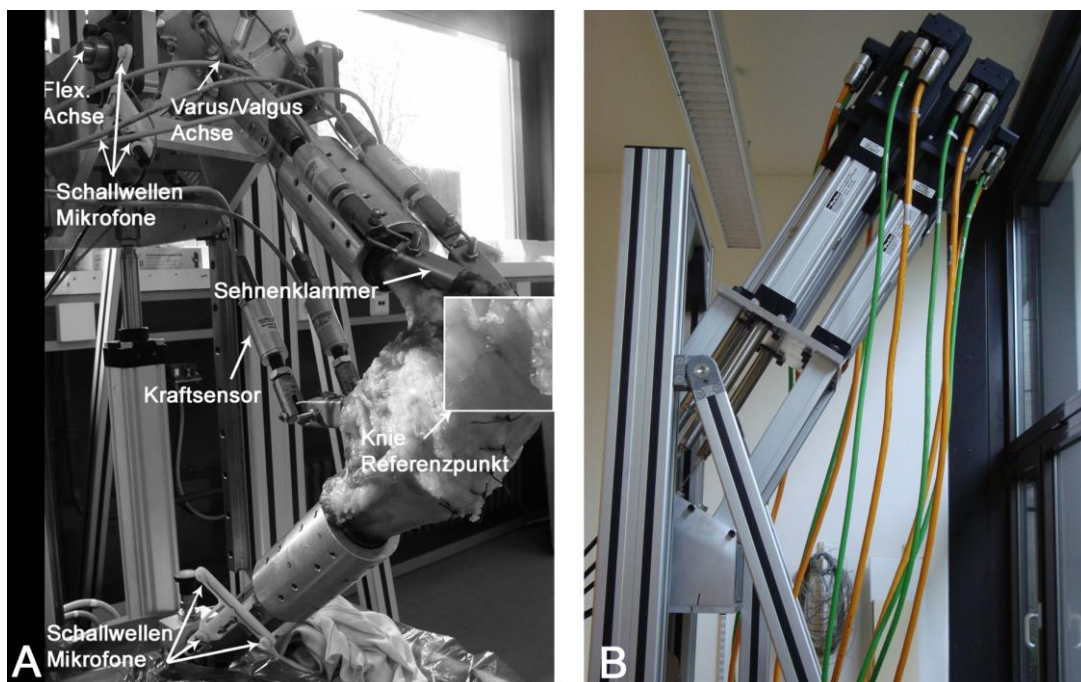


Abbildung 23: Aufbau und einzelne Komponenten des Kinemators
 In A ist die Flexions-/Extensions-Achse, die Varus-/Valgus-Achse, die Sehnenklammern mit den Kraftsensoren und einer der beiden Referenzpunkte zur späteren Eichung des Präparates abgebildet. Außerdem sind die Schallwellensender des CMS-100 System in der Abbildung zu sehen. Die fünf Servomotoren des Kinemators werden in B dargestellt.

Ein wichtiger Unterschied dieser Apparatur zu anderen Kinemator-Modellen besteht in der Verfügbarkeit der drei Extensorenzüge. Bei vorangegangenen Studien [27, 71, 82] wurden lediglich Apparaturen mit einem Muskelzug für die Ex-

tension eingesetzt. Der Aufbau des Tübinger Kniekinemators bietet eine komplexere Variante. Durch die drei Muskelzüge, welche separat durch die einzelnen Motoren gesteuert werden, ist die physiologische Einwirkung der auftretenden Kraft auf das Gelenk besser zu simulieren. Der Kinemator hat die Aufgabe, eine Kniebeugung mit konstantem, definiertem Körpergewicht zu simulieren. Durch die variablen Muskelkräfte können Belastungen im Kniegelenk nachgeahmt werden. Die erzeugten Muskellasten durch die Kabelzüge können an dem Gelenk Kräfte entstehen lassen. Die Kraftvektoren, die in vertikaler Richtung auf die Vorrichtung von Hüft- und Sprunggelenk einwirken, entsprechen von der Richtung und dem Angriffspunkt denen der Körpergewichtskraft unter an nähernd natürlichen Bedingungen. Die vertikal auftretenden Kräfte werden mit Hilfe zweier Kraftmessdosen bestimmt, die symmetrisch zueinander an der Apparatur befestigt worden sind. Dabei ist eine Kraftmessdose an der Hüftgelenksvorrichtung installiert, welche sich an der Rollschiene befindet, und die zweite ist am Sprunggelenksaufbau angebracht. Durch die Bewegung an der Hüftgelenkskraftmessdose entstehen Reibungskräfte, die sich jedoch nicht an der Sprunggelenks-Haltevorrichtung wieder finden. Aus diesem Grund wird der Kraftmesser des Sprunggelenks bei den Versuchen verwendet. Damit der Kniekinemator eine physiologische Bewegung simulieren kann, wird ein Mechanismus benötigt, der die Gewichts- bzw. Kraftkomponente konstant hält. Dies wird durch die variablen Muskelzüge gewährleistet. Je höher die auf die Muskelzüge wirkenden Kräfte sind, desto höher ist die resultierende Kraft an der Messdose des Sprunggelenks. Diese Informationen werden an den Computer übertragen. Dieser berechnet die erforderliche Zugspannung der Servomotoren, die benötigt wird, um ein konstantes Körpergewicht zu simulieren. Das heißt, sollte die Kraft auf die Messdose des Sprunggelenks nachlassen, wird dies durch den Computer registriert und durch eine Erhöhung der Zugspannung der Servomotoren beantwortet. So wird eine kontinuierliche Kraftzunahme auf die Sehnen bei zunehmender Flexion erreicht.

2.4.2. Steuerung

Der Kinemator wird mit Hilfe eines Computers bedient. Auf der Basis des verwendeten Softwareprogramms LabView wurde eine Programmmaske zur Steuerung des Kinemators entworfen.

In der Programmsteuerung finden sich mehrere Einstellungen, die es ermöglichen, zwischen verschiedenen Befehlen zu wählen und auf diese Art den Kinemator zu steuern und zu kontrollieren. Die fünf Servomotoren, die Plattform und auch die Hüftgelenks- und Sprunggelenkseinheit sowie deren Kraftmessdosen können über separate Panels einzeln gesteuert werden. Durch die unabhängige Steuerung der Plattform kann die Geschwindigkeit der Flexionsbewegung kontrolliert werden.

Für die in der Studie durchgeführten Messungen sollte die Kniebeugung möglichst physiologisch simuliert werden. Wie bereits erwähnt, ist entscheidend, dass die Simulation des Körpergewichts dabei konstant bleibt. Daher wurde eine Kraft definiert, die ständig auf die Kraftmessdose der Sprunggelenksvorrichtung wirken sollte. Die bei der Flexionsbewegung auftretende Kraft wurde als „Ankle-Force“ im System angezeigt. LabView kontrollierte dies, indem das Programm die Kraftzüge der Servomotoren auf die Sehnen während der Flexion stetig erhöhte. Diese Werte wurden durch das Programm angezeigt und automatisch aufgezeichnet. Durch definierte Werte konnte sowohl die Start- und Endposition als auch die Geschwindigkeit für die Versuchsläufe gewählt werden. Dadurch konnten die Messungen reproduziert werden.

2.4.3. Einspannung und Eichung der Präparate

Einspannung und Eichung liefen bei allen Präparaten nach demselben Schema ab. Aufgrund der anatomisch bedingten Unterschiede wurden diese vor den Messungen bei jedem Knie neu durchgeführt.

An den vorgesehenen Haltevorrichtungen für Femur und Tibia wurden die Kniepräparate in vertikaler Ausrichtung befestigt (Abb. 24). Hierfür wurden die

bei der Präparation montierten Aluminiumzylinder verwendet. Sie wurden mit Hilfe von Madenschrauben in den Haltevorrichtungen angebracht. Um eine Reproduzierbarkeit der Messergebnisse zu gewährleisten, war die korrekte Einspannung und Eichung der Präparate essentiell.



Abbildung 24: Eingespanntes Kniegelenk im Kinemator
Die weißen Pfeile markieren die Haltevorrichtungen und die Aluminiumzylinder.

Zuerst wurde das Kniegelenk an die Hüftgelenks-Haltevorrichtung montiert. Zu beachten war, dass die posterioren Anteile der Femurkondylen parallel zueinander standen und dabei vertikal zu den Haltevorrichtungen des Kniekinemators ausgerichtet wurden. Dies gewährleistete, dass die Achse der Flexionsbewegung des Kinemators, nicht von der Transversalachse des Kniegelenkes abwich. Der nächste Schritt bestand darin, die Tibia des Kniegelenkes in der Apparatur zu befestigen. Dafür wurde der an der Tibia befestigte Zylinder auf die Haltevorrichtung gesetzt. Durch die Rotationsmöglichkeit der Sprunggelenks-Haltevorrichtung wurde die anatomische Beschaffenheit des Kniegelenkes beachtet, und diese gab vor, wie der Zylinder zu befestigen war. Das Kniegelenk wurde in der Apparatur in Streckung gebracht, um es anschließend

langsam auf die Tibia-Haltevorrichtung herabzusenken. Sobald der Zylinder aufsetzte, wurde die Halterung durch Rotation dem Tibiazylinder angepasst und befestigt. Das Kniegelenk wurde anschließend auf 10 Grad flektiert, um anschließend die Sehnen zu befestigen. Hierfür wurden die Sehnenklammern an den dafür vorgesehenen fünf Kraftmessdosen über Ösen befestigt. Um die Länge der Sehnen zu überprüfen, wurden diese mit 25 N durch die Servomotoren angezogen. Erreichte eine Sehne nicht die notwendige Länge für die später durchzuführenden Messungen, wurde ein Drahtstück als Schlaufe zwischen den Sehnenklammern und Kraftmessdosen als Verlängerung befestigt. Dadurch wurde die Physiologie des Kniegelenkes nicht beeinflusst. Die Länge der Sehnen war bei den Messungen von großer Bedeutung, denn die Servomotoren haben nur eine begrenzte Bewegungsvermögen. Bei zu kurzen Sehnen stoßen die Servomotoren an ihr Bewegungsvermögen und brechen die laufende Messung ab oder zerreißen die Sehnen.

Bei der Eichung der Präparate wurde das Kniegelenk zuerst in seine anatomische Maximalstreckung gebracht. Dabei wurden die Anomalien, wie Hyperextension oder Streckdefizit, mit berücksichtigt. Das Kniegelenk wurde mit Hilfe der Plattform mit einer Geschwindigkeit von 1mm/s kranial bewegt. Auftretende Zugkräfte an der Sprunggelenks-Haltevorrichtung dienten zur exakten Bestimmung der natürlichen Extension. Durch weitere kraniale Bewegungen des Präparates nach Erreichen der maximalen Extension entstand eine Distraction der Knochenanteile. Diese Distractionskraft wurde durch den Kraftsensor registriert und im LabView Programm anhand von minus Werte, angezeigt. Zur exakten Nullpunktbestimmung wurde das Präparat langsam nach kaudal und kranial bewegt, bis sich die Anzeige der Kraft wieder bei 0 N einpendelte. Diese Position wurde gespeichert und als Nullstellung definiert. Um ein Hyperextensions-trauma zu vermeiden, welches das Kniegelenk zerstört hätte, wurden die Messungen in 10 Grad Flexion gestartet. Diese Position wurde durch eine langsame kaudale Bewegung der Plattform erreicht. Sobald das Kniegelenk die 10 Grad Flexion erreicht hatte, wurden die beiden Kraftmesser der Haltevorrichtungen auf 0 gesetzt und damit ein zweites Mal geeicht. Die Kraftsensoren der Servomotoren wurden ebenfalls vor Beginn der Messungen auf 0 gesetzt, um die Re-

produzierbarkeit zu gewährleisten. Die Einspannung und Eichung der Präparate war mit diesen Schritten beendet und die Messung konnte begonnen werden.

2.5. Datenerfassung der Kniekinematik

2.5.1. CMS 100

CMS 100 ist ein computergestütztes Messsystem, das zur Analyse von dreidimensionalen Bewegungsmustern eingesetzt wird. Mit Hilfe der Apparatur können Bewegungen erfasst und in Zahlenwerten ausgedrückt werden. In der vorliegenden Arbeit wurde das Gerät zur Erfassung der Bewegungen der Kniepräparate verwendet. Um eine Bewegung im Raum beschreiben zu können, wird ein Koordinatensystem benötigt, in dem diese stattfindet. Um Bewegungen erfassen und aufzeichnen zu können, müssen für jedes Kniepräparat zunächst Ausgangspunkte als Koordinaten bestimmt werden. CMS 100 ermittelt diese Koordinaten via Ultraschall und zeichnet sie auf. Das System wurde bereits in vorangegangenen Studien im Biomechaniklabor der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen verwendet und hat sich dabei etabliert [69]. Die Apparatur besteht aus zweimal drei Sendeeinheiten (Abb. 25 A), einem ZEBRIS Stylus Pointer (Abb. 25 B) und einer Empfängereinheit (Abb. 25 C). Jeweils drei Sendeeinheiten sind an der Hüftgelenks- und an der Sprunggelenks-Haltevorrichtung angebracht.

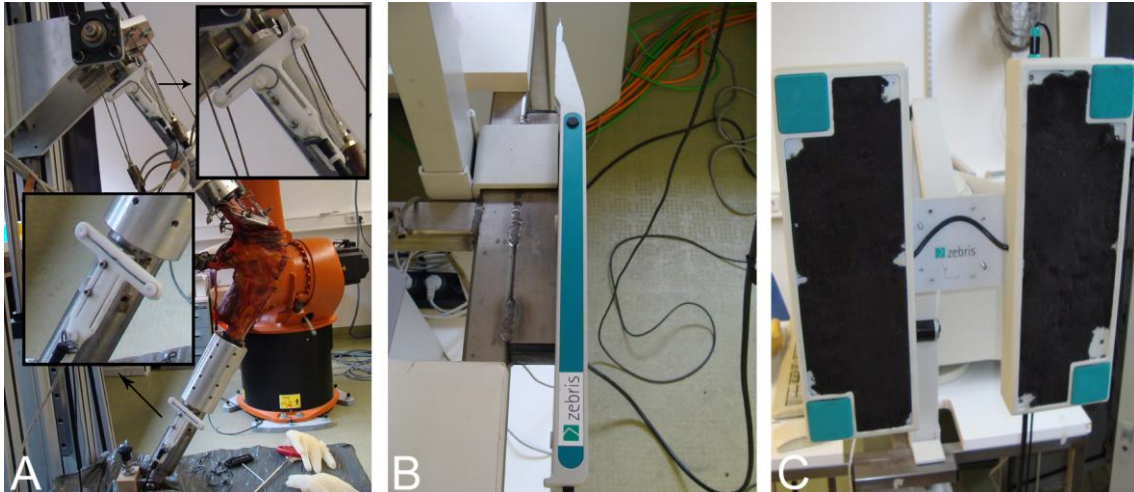


Abbildung 25: Teilkomponenten des CMS 100

Die mit Pfeilen markierten vergrößerten Bildausschnitte der Grafik A zeigen die Sendetriaden. In B ist der Stylus Pointer zu sehen und Bild C zeigt die Empfängereinheit des CMS 100.

Von jedem Sender gehen Ultraschallsignale einer festgelegten Frequenz aus, welche von der Empfängereinheit erfasst und verarbeitet werden. Lageveränderungen der Sensoren im Koordinatensystem werden von den Mikrofonen der Empfängereinheit registriert. Mit Hilfe des Computers werden diese Abweichungen schließlich berechnet und kalkuliert. Die beiden Sendetriaden, die an der Hüftgelenks- und Sprunggelenks-Haltevorrichtung angebracht sind, verlaufen parallel zur Longitudinal-Achse. Diese Achse bildet im Koordinatensystem die x-Achse, die Sagittal-Achse die y-Achse. Die z-Achse ergibt sich aus dem Kreuzprodukt der x- und y-Achse und bildet die Transversal-Achse (Abb. 26).

In den Messungen im Kinemator wurde berechnet, wie sich die beiden Ursprungspunkte der Koordinatensysteme zueinander verhielten. Zunächst errechnete das System für Femur und Tibia zwei getrennte Koordinatensysteme. Zur Bestimmung dieser Koordinatensysteme wurden die im Arbeitsschritt 2.3.1. auf Höhe des Gelenkspaltes medial und lateral angebrachten Fäden verwendet. Die beiden Markierungen dienten als Referenzpunkte für die Flexionslinie des Kniegelenkes. Der ZEBRIS Stylus Pointer sendete bei voller Extension des Kniegelenkes Ultraschallwellen an die beiden Mikrofone der Empfängereinheit.

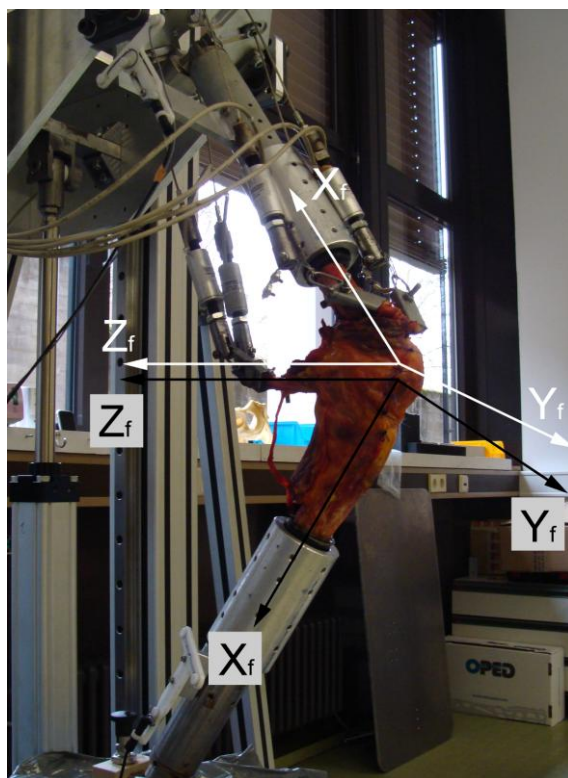


Abbildung 26: Kniegelenk im Kinemator mit Koordinatensystemen
 Das Koordinatensystem des Femur (f) ist weiß, das der Tibia (t) schwarz dargestellt. X bezeichnet die Longitudinal-Achsen, Y die Sagittal-Achsen und Z die Transversal-Achsen.

Die beiden markierten Punkte des Gelenksspaltes wurden nacheinander als Referenzpunkte vermessen. Hierfür wurde der Pointer mit der Spitze auf die Markierung gesetzt und durch betätigen des Knopfes wurde das Ultraschallsignal übertragen. Die Aufzeichnung und Speicherung der Signale dauerte bei einer Abtastrate von 10 Hertz 5 Sekunden. Die durch die beiden Referenzpunkte bestimmte Flexionslinie entspricht der z-Achse in einem körperfesten System von Tibia und Femur. Ausgehend von den Sendetriaden kann der Computer mit Hilfe der Vektoraddition die Referenzpunkte bestimmen und auf diese Weise zu jedem Zeitpunkt der Bewegung die Flexionslinie neu konstruieren. Dadurch ist es möglich, durch einmalige Referenzierung zu jedem Flexionswinkel das körperfeste Koordinatensystem neu zu definieren. Die relativen Abweichungen zwischen dem tibialen und femoralen System während der Flexion werden im Computer mit Hilfe der Koordinatentransformation berechnet und liefern so die kinematischen Daten.

2.5.2. Datenaufzeichnung und -darstellung

Bei den Daten, die mit Hilfe des CMS 100 erfasst wurden, handelt es sich um Rohdaten. Für die grafische Darstellung der Kinematik wird ein eigenständiges Programm benötigt, welches eine rechnerische Umwandlung der Zahlenwerte gewährleistet. Dabei sollen Bewegungsdaten in den verbleibenden fünf Freiheitsgraden in Abhängigkeit zum Flexionsgrad grafisch dargestellt werden. Mit Hilfe der Software MatLab und einem selbstgeschriebenen Programm-Code, konnten die Daten umgewandelt und in eine grafische Darstellung gebracht werden.

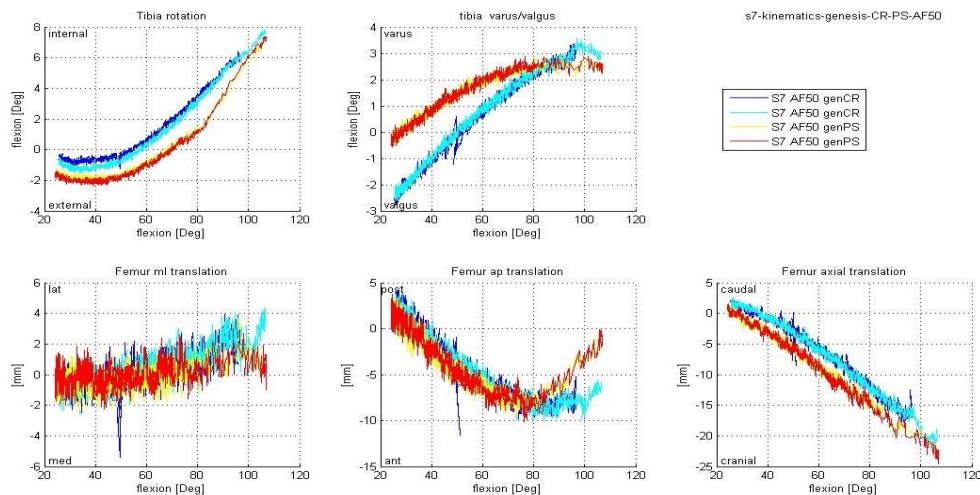


Abbildung 27: Kinematische Messdatengrafik von MatLab
 Legende (Sx = Kniepräparat Nr. X; AF50 = Messung mit Kraft von 50 N; gen-(CR/PS) = Knieprothese (Genesis II CR/Genesis II PS)); Grafik „Tibia rotation“ = Rotationsbewegung bei Flexion; Grafik „tibia varus/valgus“ = Varisierung/Valgisierung bei Flexion; Grafik „Femur ml translation“ = mediale und laterale Verschiebungen zwischen Femur und Tibiaplateau bei Flexion; Grafik „Femur ap translation“ = anteriore und posteriore Verschiebungen zwischen Femur und Tibiaplateau bei Flexion; Grafik „Femur axial translation“ = axiale Entfernung der beiden Ursprungspunkte der Koordinatensysteme bei Flexion.

Mit Hilfe des Programms konnten sämtliche Grafiken (Abb. 27) erstellt werden, die bei der späteren Auswertung der Daten verwendet wurden. Durch die grafische Darstellung konnten die unterschiedlichen Messungen eines Kniegelenkes verglichen und die gleiche Messung an unterschiedlichen Kniegelenken in Be-

ziehung gesetzt werden. Zusätzlich bestanden durch das Programm viele weitere Möglichkeiten für die Auswertung. Bei der Rotationsbewegung wurde die Tibiarotation angegeben und bei der Translation die Femurtranslation. Der Grund dafür war, dass bei der Rotationsbewegung die biomechanische und klinische Betrachtungsweise dieselbe ist. Denn auch bei den klinischen Untersuchungen bewegt der Arzt die Tibia so, damit er die Beweglichkeit der Tibia gegenüber dem Femur interpretieren kann. Jedoch ist bei der Translationsbewegung für die Biomechanik interessant, wie sich die Femurkondylen in Relation zum Tibiaplateau verhalten.

2.6. Motion-Transfer

Beim Motion-Transfer handelt es sich um die Übertragung zwischen dem CMS 100 und dem Industrieroboter KUKA KR 60-3. Nachdem die Kinematik bestimmt wurde, wurden acht verschiedene Referenzpunkte, welche für den Roboter essentiell waren, bestimmt. Dabei sollte sich das Knie in einer bestimmten Flexionsstellung befinden, die bei den Messungen von Knie zu Knie variabel war und sich zwischen 6 und 23 Grad bewegte. Drei Referenzpunkte befanden sich am Femur-Aluminiumzylinder, zwei weitere waren die Markierungen des Gelenkspaltes und die anderen drei befanden sich am Tibia-Aluminiumzylinder. Die acht Referenzpunkte wurden mit Hilfe des ZEBRIS Stylus Pointers an das CMS 100-System übertragen und gespeichert. Hierbei bediente man sich derselben Technik, die bereits im Schritt 2.5.1. bei der Bestimmung der Flexionsachse näher erklärt wurde.

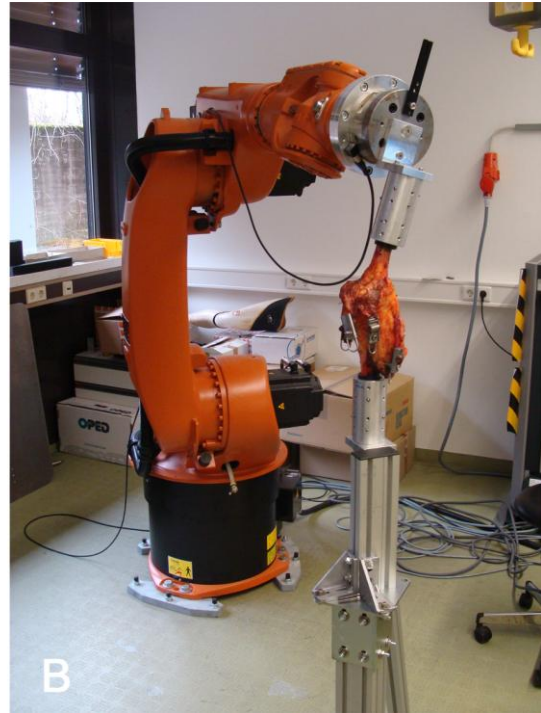


Abbildung 28: Fixierung des Präparates nach Motion-Transfer
In A ist der Roboterarm zur Bodenhalterung ausgerichtet, B zeigt ein fixiertes Präparat.

Um eine zuverlässige Aufnahme zu erhalten, wurde die Referenzierung dreimal wiederholt und auch dreimal gespeichert. Erst danach erfolgte die Entfernung des Kadaverpräparats aus dem Kinemator.

Anschließend wurden die Daten auf den Industrieroboter übertragen, der im folgenden Schritt seinen Arm zur Bodenhalterung ausrichtete (Abb. 28 A), so dass bei der ausgewählten Position die exakte Fixierung des Präparates möglich war. Bevor die Aluminiumzylinder mit Schrauben an den Arm und an die Basis montiert wurden (Abb. 28 B), wurden die drei gespeicherten Positionen getestet und abgewogen, welche Kniepositionierung zur Einspannung am besten geeignet war. Anschließend wurden die Daten der Kinematikmessungen auf den Roboter transferiert. Durch die Übertragung der Daten konnte der Industrieroboter nun Bewegungsabläufe nachahmen, die im Kinemator entstanden waren.

2.7. Industrieroboter

2.7.1. Aufbau und Funktionsweise

Die dritte Apparatur der Studie ist ein Zusammenschluss aus zwei Komponenten. Zum einen der Industrieroboter KUKA KR 60-3, an dem der Universal Force Sensor Theta SI1000-120 befestigt ist (Abb. 29 B). In vorangegangenen Studien hat sich die gemeinsame Verwendung der beiden Module bewährt und ist seither ein etabliertes Verfahren. [67-69, 110, 122].

In der Robotertechnologie wird von einem Tool und einer Basis gesprochen. In der durchgeführten Studie war der Roboterarm das Tool und die Bodenhalterung (Abb. 28 A) war die Basis des Roboters. Der Roboterarm verfügt über sechs Achsen (Abb. 29 A), mit deren Hilfe er sechs Freiheitsgrade erreichen kann. Er besitzt eine Traglast von 60 kg und eine Wiederholungsgenauigkeit von ± 0.20 mm. Der Roboter wird über eine positionskontrollierte Steuerung bedient. Bei dieser Art von Steuerung ist es dem Roboter möglich, in einem festgelegten Koordinatensystem von einem Punkt zu einem anderen Punkt zu fahren. Die Bewegung ist frei von Kräften und kann auf unterschiedliche Art ablaufen. Mit Hilfe des Universal Force Sensors ist eine Kraft-kontrollierte Steuerung möglich.

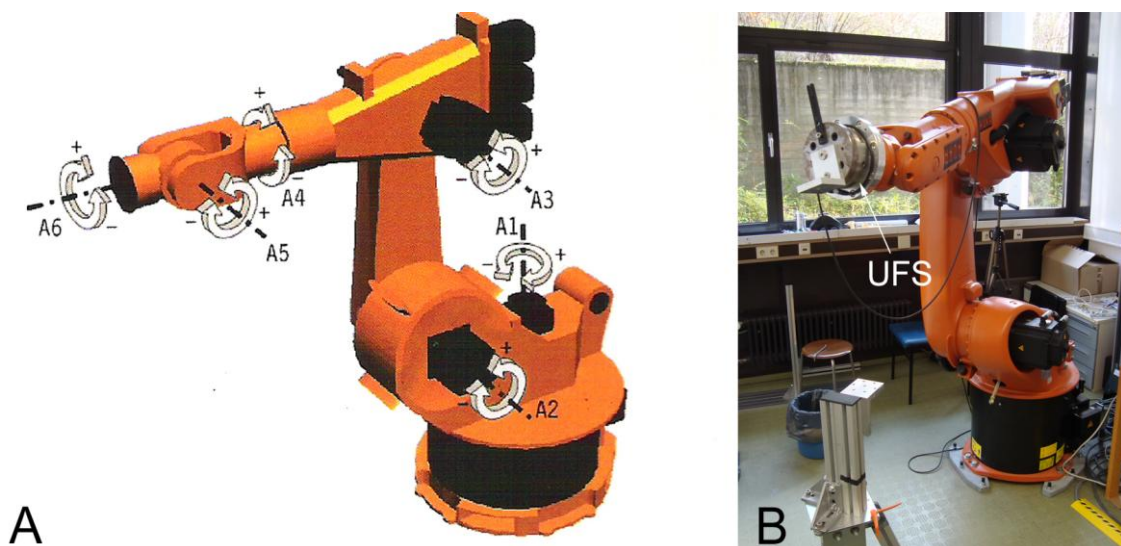


Abbildung 29: Schematische Darstellung des KUKA Roboters
A zeigt eine Achsendarstellung des Roboters [61] und in B ist der Roboterarm mit eingezeichneten Achsen und Universal Force Sensor (UFS) dargestellt.

Als Regelgrößen werden die Kräfte und Drehmomente genutzt, die der UFS in den sechs Achsen registriert und aufzeichnet. Das Ausmaß des UFS beträgt für die Kräfte in vertikaler Richtung ± 2500 N und für die orthogonalen Scherkräfte ± 1000 N. Die Werte der Drehmomente betragen in den drei Richtungen jeweils ± 120 Nm. Die Auflösung der registrierten Werte beträgt für die Kräfte jeweils $1/16$ N und für die Drehmomente $1/320$ Nm. Durch die kombinierte Leistung des Roboterarms und des UFS ist eine positions- und kraftkontrollierte Steuerung möglich [37]. Diese Art der Steuerung setzt „Target Values“ voraus. Target Values sind definierte Zielgrößen, die für den UFS angegeben und permanent rechnerisch mit den Ist-Werten abgeglichen werden. Durch die Kopplung mit dem Roboter befinden sich die aufgezeichneten Ist-Werte des UFS in einem geschlossenen Regelkreislauf mit der Bewegung des Roboterarms [36].

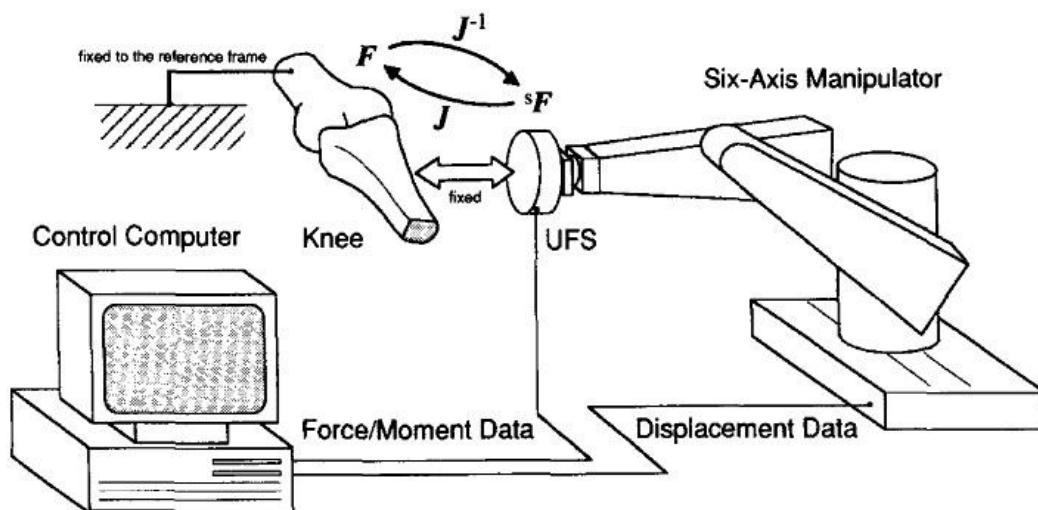


Abbildung 30: Computer-Roboter-UFS Regelkreislaufes [36]

Mit Hilfe einer Computersoftware werden die Positionsdaten des Roboters und die Kraftdaten des UFS auf einem Computer registriert und verarbeitet. Dadurch, dass beide Apparaturen zentral mit dem Computer verbunden sind, werden die kalkulierten Befehle anschließend an die Einheiten übertragen und dort ausgeführt. Die Bewegungsausmaße werden vom Computer errechnet, indem der Ist-Wert und die Zielgröße in das Programm eingespeist werden. Dadurch

wird die fehlende Differenz zur Zielgröße bestimmt und der Computer kann anschließend dem Roboterarm die Bewegung vorgeben. Die Geschwindigkeit der Bewegung wird dabei mit beachtet. Je feiner die Regulatoren und Sensoren an den Einheiten funktionieren, desto sensibler kann diese durchgeführt werden. Durch den permanenten Datenaustausch ist die ständige Kommunikation zwischen dem UFS und dem Roboterarm gewährleistet.

2.7.2. Einspannung der Präparate

Die Einspannung des Kadaverpräparats war abhängig vom Motion-Transfer. Nach der Übertragung der Daten auf den Roboter stellte sich der Roboterarm zur Basis ein. Am UFS, welcher am Roboterarm befestigt war, war ein Metallwinkel angebracht (Abb. 31 A). An diesem Winkel wurde der Femur-Aluminiumzylinder angebracht. Die Roboterbasis war in der Studie eine fest am Boden verankerte Aluminiumschiene, an der sich ebenfalls ein Metallwinkel befand (Abb. 31 B). Dort wurde der Tibia-Aluminiumzylinder befestigt. Die Zylinder wurden mit Hilfe von Schrauben auf den Winkelplatten angebracht. Im Gegensatz zu vielen bisher durchgeführten Studien [67-68] wurde das Femur am Roboterarm befestigt und die Tibia an der Basis (Abb. 31 C).

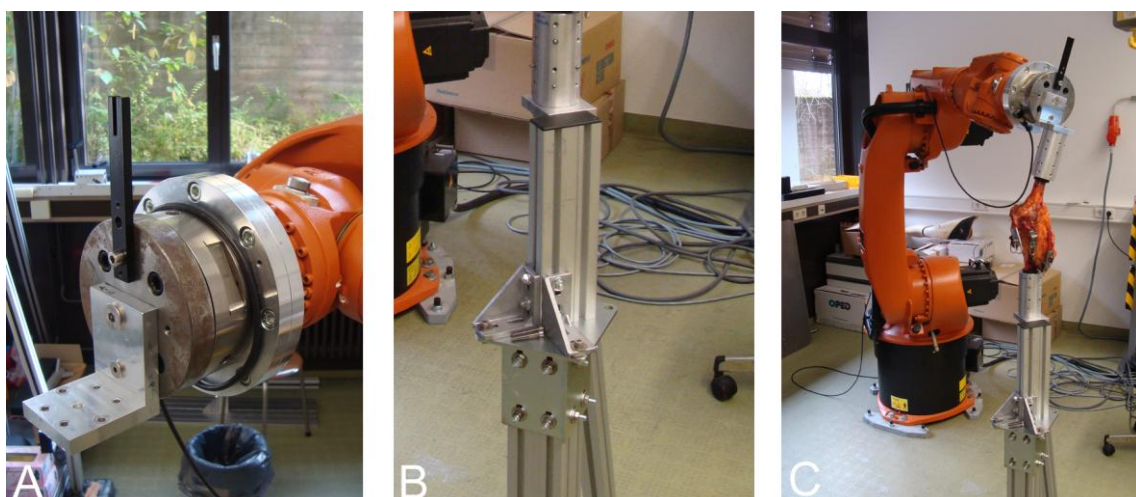


Abbildung 31: Haltevorrichtungen des Roboters
A zeigt die Winkelplatte am UFS, in B ist die Roboterbasis abgebildet und in C ist ein eingespanntes Kniegelenk dargestellt.

Dadurch war das Femur frei beweglich und die Tibia fest verankert. Eine Eichung des Kniegelenkes im Roboter war nicht nötig, denn durch den Motion-Transfer war dem Roboter vorgeschrieben, in welcher Position das Knie eingespannt wurde.

2.7.3. Steuerung

Der Roboter bediente sich den im Motion-Transfer vorgegebenen Variablen. Er verfügte im Gegensatz zum Kinemator nicht über die Möglichkeit, das Kniegelenk mit Hilfe der Muskelkräfte zu belasten. Die durch den Motion-Transfer gewonnenen Messdaten wurden vom Computer verarbeitet und auf den Roboter übertragen. Dadurch war dieser im Stande, die Kniebeugung, die zuvor im Kinemator durchgeführt wurde, exakt nachzuahmen. Deswegen verwendete der Roboter dieselben Koordinatensystemeinstellungen wie schon beim Kinemator. Die beiden Koordinatensysteme waren in der Ausgangsstellung symmetrisch zueinander (Abb. 32).

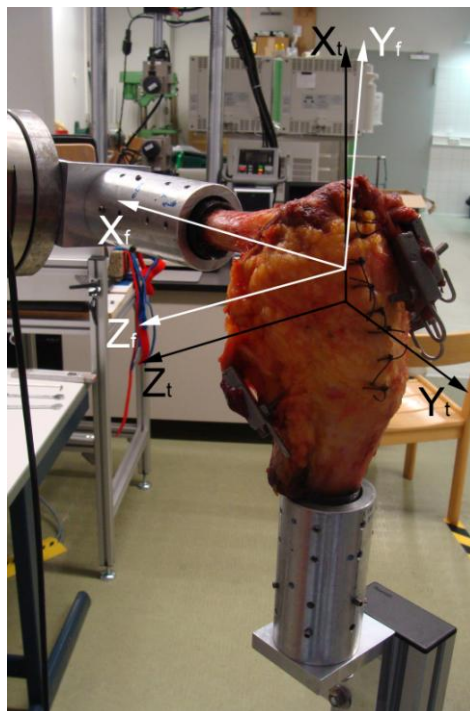


Abbildung 32: Kniegelenk im Roboter mit Koordinatensystemen (X-Achse = axial; Y-Achse = anterior/posterior; Z-Achse = medial/lateral)

Die x-Achsen der Koordinatensysteme entsprachen der Femur-Tibia-Achse in proximodistaler Richtung, die y-Achsen der anteroposteriorer Richtung und die z-Achsen, ausgehend von den Kreuzpunkten der x- und y-Achse, bildeten die transepicondylären Linien. Durch die feste Verankerung der Tibia an der Basis konnte ausschließlich das Femur in den sechs Freiheitsgraden bewegt werden. Die Aufgabe des Roboters in der Studie war, die auftretenden Kräfte und Drehmomente im Knie zu evaluieren. Durch den Motion-Transfer konnten die Kinematikdaten auf den Roboter übertragen werden und dieser war so im Stande, durch den Universal Force Sensor die drei auftretenden Kräfte und die drei Drehmomente zu bestimmen. Es sollte verglichen werden, wie viel Kraft bei der GENESIS II CR-Prothese auf ein intaktes hinteres Kreuzband wirkt und wie die Kraftaufnahme auf den Zapfen der GENESIS II PS-Prothese ist. Zur Analyse der Kraftaufnahme auf das hintere Kreuzband wurden die Messungen mit intaktem Kreuzband und mit rupturierterem Kreuzband durchgeführt. Die auftretenden Kräfte wurden anschließend in Relation gesetzt. Aus den Daten konnte die Kraftaufnahme errechnet werden. Diese Formel stammt aus der Physik und ist dort als Superpositionsprinzip der Kräfte bekannt [69].

$$\vec{F}_{pcl} = \vec{F}_{ohne\ PCL} - \vec{F}_{mit\ PCL}$$

Auf dieselbe Weise wurde die Kraftaufnahme auf den Zapfen berechnet. Bei der Berechnung wurden die Messungen der GENESIS II PS-Prothese mit einem einliegenden PS Inlay, mit den Messungen der gleichen Prothese, aber mit einliegendem GENESIS II CR Inlay, verglichen. Daraus folgte die Kraftaufnahme des Zapfens bei der Flexion.

$$\vec{F}_{Zapfen\ PS\ Inlay} = \vec{F}_{CR\ Inlay} - \vec{F}_{PS\ Inlay}$$

2.8. Versuchsdurchführung

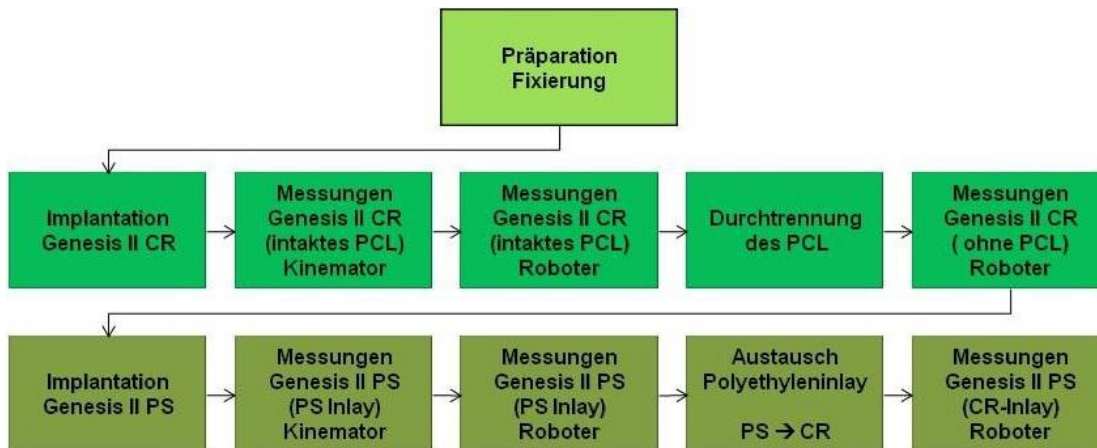


Abbildung 33: Übersicht der Schritte zur Versuchsdurchführung

Zu Beginn der Versuchsdurchführung wurde das Kadaverpräparat zuerst präpariert und anschließend fixiert. Es folgte die Implantation der GENESIS II CR-Prothese. Anschließend wurde das Präparat in den Kinemator eingespannt und geeicht. Bevor die Messungen gestartet werden konnten, wurde das Knie mit Hilfe des Kinemators auf 90 Grad Flexion bewegt, um ein Auftreten von unerwarteten Störungen der Bewegung zu vermeiden. Traten keine Schwierigkeiten auf, konnte mit der Messreihe im Kinemator begonnen werden.

Eine Messreihe bestand aus vier Einzelmessungen. Die erste Messung wurde kraftfrei, das heißt mit 0 N Ankle-Force, bei einer Geschwindigkeit von 0,5 Grad/s durchgeführt. Dabei wurde die Kinematik des Gelenks bei passiver Beugung analysiert. Die Messung begann bei einer Kniebeugung von 10 Grad Flexion und endete bei 110 Grad Flexion. Die Startposition sollte bei den Knien nicht variieren, doch beim Vorliegen eines Streckdefizites konnte die Startposition von den 10 Grad abweichen. Eine geänderte Startposition wurde bei den später durchzuführenden Messungen sowohl am Kinemator als auch am Roboter beibehalten. Die zweite Messung diente zur Kontrolle der ersten Messung und wurde mit den gleichen Parametern durchgeführt. Es folgte die dritte Messung, welche mit einer Krafteinwirkung von 50 N Ankle-Force bei einer Geschwindigkeit von 0,5 Grad/s durchgeführt wurde. Bei diesem Messvorgang

wurde ebenfalls die Startposition der ersten Messung gewählt und wieder bei 110 Grad Flexion geendet. Der Durchlauf diente zur Erfassung der Kinematikdaten bei einer simulierten Kniebeugung, die einer aktiven Kniebewegung mit Körpergewicht entsprechen sollte. Dabei entstanden Kräfte von ca. 100 N auf die Quadricepssehne bei geringer Flexion und von 900 N bei einer tiefen Flexionsbewegung. Die vierte Messung diente zur Kontrolle, um Unstimmigkeiten im Ablauf zu überprüfen. Um ein Austrocknen der Sehnen während der Messungen zu vermeiden wurden diese mit NaCl eingepinselt und so feucht gehalten. Spröde und trockene Sehnen konnten so vermieden und dadurch das Risiko des Reißens der Sehnen bei den Messungen minimiert werden. Ein weiteres Problem bestand darin, dass die Sehnen aus den Klammern herausrutschten konnten, denn durch die Feuchtigkeit waren sie schmierig und rutschig. In dem Falle wurde die Messung abgebrochen und die Sehnen erneut in den Klammern fixiert. Um ein weiteres Herausrutschen zu vermeiden, wurde versucht, mehr Stahlwolle als beim ersten Einspannen zu verwenden. Dabei war es wichtig, die Klammern erneut so nah wie möglich an der Kapsel zu befestigen. Beim Auftreten eines solchen Problems wurde die zu diesem Zeitpunkt durchgeführte Messung abgebrochen und nach Beheben der Problematik neu gestartet.

Nach Beendigung der Testreihe am Kinemator wurden mit Hilfe des CMS 100 die acht Referenzpunkte für die Einspannung der Präparate am Roboter bestimmt. Ein dreimaliges Wiederholen der Referenzierung sicherte eine gute Position zur Einspannung des Kniegelenkes im Roboter. Der Motion-Transfer war der nächste durchzuführende Schritt. Die Referenzpunkte wurden auf den Roboter übertragen und die Daten der Kinematikmessungen wurden ebenfalls in das Robotersystem eingespeist.

Nach dem Einspannen des Präparates konnte die Messreihe am Roboter folgen. Dabei wurden drei unterschiedliche Messungen durchgeführt. Bei der ersten Messung wurden die Kinematikdaten der kraftfreien Messung gewählt. Der Roboter fuhr die Flexionsbewegung nach, die ihm durch den Motion-Transfer übertragen wurde. Der Startpunkt der Messung war ebenfalls durch die

Kinematikdaten vorgeschrieben. Durch diese Art der Roboternutzung konnte jedes Kniegelenk dem Roboter durch die vorher gespeicherte Kinematik zeigen, welchen Ablauf die Anatomie im Einzelfall bei der Knieflexion vorgegeben hat. Beim Messungsablauf registrierte der Universal Force Sensor die Kräfte und Drehmomente, die im Kniegelenk wirkten, welche der Computer verarbeitete und speicherte. Die zweite Messung diente der Simulation des Körpergewichts, indem eine Kraftmessung des Kinematoren verwendet wurde, die auch in diesem Falle den Startpunkt der Messung vorgab. Der UFS registrierte die auftretenden Kräfte und Drehmomente und übertrug diese auf den Computer, der sie verarbeitete und sicherte. Die Daten waren bei der späteren Berechnung der Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes während der Flexionsbewegung mit einer GENESIS II CR-Prothese von entscheidender Bedeutung. Die dritte Messung wurde erneut unter Kraftsimulation durchgeführt. Der Unterschied zur vorherigen Messung bestand darin, dass der Roboter alle 10 Grad, startend bei 10 Grad und endend bei 110 Grad, verweilte, um zwei weitere Bewegungen durchzuführen. Es wurden der vordere und hintere Schubladentest mit einer Kraftsimulation von 50 N durchgeführt. Hierbei sollten die Krafteinwirkungen auf das vordere und hintere Tibiaplateau analysiert werden. Mit dem hinteren Schubladentest registrierte der Roboter die Posterior Tibia Force (PTF) und mit dem vorderen Schubladentest die Anterior Tibia Force (ATF). Der Nutzen dieser Tests bestand darin, einen Überblick über die Kniestabilität des Kniegelenkes mit der GENESIS II CR-Prothese zu bekommen.

Nach Abschluss der Messungen war die erste Messreihe am Roboter beendet. Es folgte die Durchtrennung des PCL (Abb. 34).

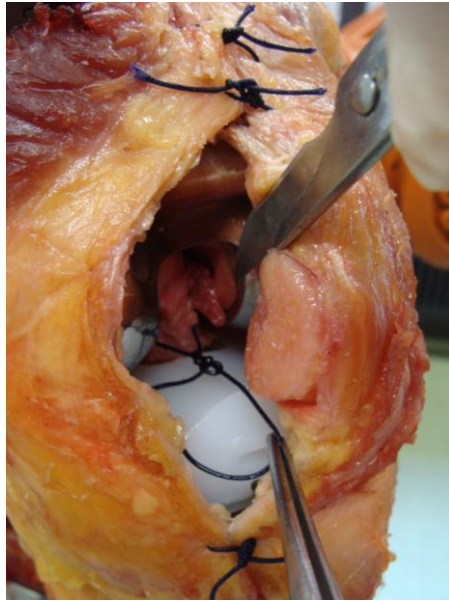


Abbildung 34: Darstellung des PCL mit Fadenschlinge

Das Kniegelenk wurde teilweise eröffnet und der Faden, der während der Operation der GENESIS II CR-Prothese um das PCL gelegt wurde, zum Vorschein gebracht. Die Fadenschlinge konnte nach erfolgreicher Durchtrennung des PCL unbeschadet geborgen werden. Der Faden diente als Kontrolle, um Reste von Faserbündeln zu vermeiden.

Es folgte die zweite Messreihe der GENESIS II CR-Prothese am Roboter, indem die drei vorangegangenen Messungen wiederholt wurden. Als erstes fand der kraftlose Durchlauf statt. Die zweite Messung diente der Simulation des Körpergewichts. Die dabei entstandenen Kräfte konnten anschließend mit der Messung des intakten Kreuzbandes verrechnet werden, um die Kraftaufnahme des PCL zu berechnen.

$$\vec{F}_{\text{pcl}} = \vec{F}_{\text{ohne PCL}} - \vec{F}_{\text{mit PCL}}$$

Es folgte die Messung, bei der die zwei weiteren Bewegungen nachgefahren und analysiert wurden. Dadurch konnten die Kräfte bei intaktem und defektem hinterem Kreuzband in Beziehung gesetzt werden.

Die Explantation der GENESIS II CR-Prothese und die Implantation der GENESIS II PS-Prothese war der nächste durchzuführende Schritt.

Die Messungen der GENESIS II PS-Prothese waren nach dem gleichen Ablauf wie bei der GENESIS II CR-Prothese angeordnet. Zuerst wurde das Kadaverpräparat erneut in den Kinemator eingespannt und geeicht. Nach dem Probelauf wurden die Kinematikdaten erfasst. Sowohl die kraftfreie Messung als auch die Messung der Körpergewichtssimulation wurden zweimal durchgeführt. Ebenfalls wurden vor dem Motion-Transfer erneut die acht Referenzpunkte dreimal bestimmt.

Nach erfolgreichem Motion-Transfer konnte das Knie in den Roboter eingespannt werden. Es folgte die erste Messreihe mit den schon bekannten drei unterschiedlichen Messungen: Die kraftfreie Messung, die Körpergewichtssimulation und die Messung, bei der der vordere und hintere Schubladentest durchgeführt wurde. Der Unterschied bestand nicht im Ablauf der Messungen, sondern in den gewünschten Zielwerten. Bei der GENESIS II CR-Prothese wurde die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes beurteilt, bei der GENESIS II PS-Prothese hingegen sollte die Kraftaufnahme auf den Zapfen des Polyethyleneinsatzes analysiert werden.

Um dies herausfinden zu können, wurde nach der ersten Messreihe der Polyethyleneinsatz ausgetauscht. Das Inlay mit dem dazugehörigen Zapfen wurde durch den Polyethyleneinsatz der GENESIS II CR-Prothese ersetzt, mit dem die Messreihe erneut durchgeführt wurde. Durch die Evaluation der unterschiedlichen Kräfte konnte die Kraftaufnahme des Zapfens errechnet werden.

$$\vec{F}_{\text{Zapfen PS Inlay}} = \vec{F}_{\text{CR Inlay}} - \vec{F}_{\text{PS Inlay}}$$

Nach Beendigung der Testreihe und Analyse der Daten wurde die GENESIS II PS-Prothese explantiert. Dies war der letzte durchzuführende Schritt des Versuchsablaufs, bevor das Knie entsorgt werden konnte. Während der gesamten Messungen wurde darauf geachtet, das Präparat mit NaCl feucht zu halten, um einen spröden und rissigen Kapselbandapparat zu vermeiden. Bei längeren Pausen wurde das Kniegelenk in ein mit Kochsalzlösung getränktes Tuch gewickelt und in einem Kühlschrank aufbewahrt.

2.9. Statistische Analyse

Die Auswertung der evaluierten Ergebnisse wurde mit Hilfe des Programms MatLab durchgeführt. Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe von Microsoft Excel 2007. Die Konfidenzintervalle wurden mit der T-Verteilung berechnet. Zur Bestimmung des Signifikanzniveaus wurde der gepaarte T-Test durchgeführt. Als signifikant wurden p-Werte $< 0,05$ bezeichnet.

3. Ergebnisse

3.1. Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes

Die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes während einer Knieflexion wurde berechnet, indem die Kraftkomponenten sowohl mit intaktem als auch mit durchtrenntem Kreuzband gemessen und miteinander verrechnet wurden (Abb. 35). Durch die vektorielle Differenz der beiden Messungen konnte die Kraft (F), die das hintere Kreuzband während der Versuchsdurchführung aufnahm, mit unten stehender Formel ermittelt werden.

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$$

$F_{x\text{-ges}}$ wurde errechnet, indem die Kraft $F_{x\text{-cut}}$ bei der Messung mit defektem Kreuzband von der Kraft $F_{x\text{-int}}$ bei der Messung mit intaktem Kreuzband subtrahiert wurde. $F_{y\text{-ges}}$ und $F_{z\text{-ges}}$ wurden auf dieselbe Weise berechnet [121].

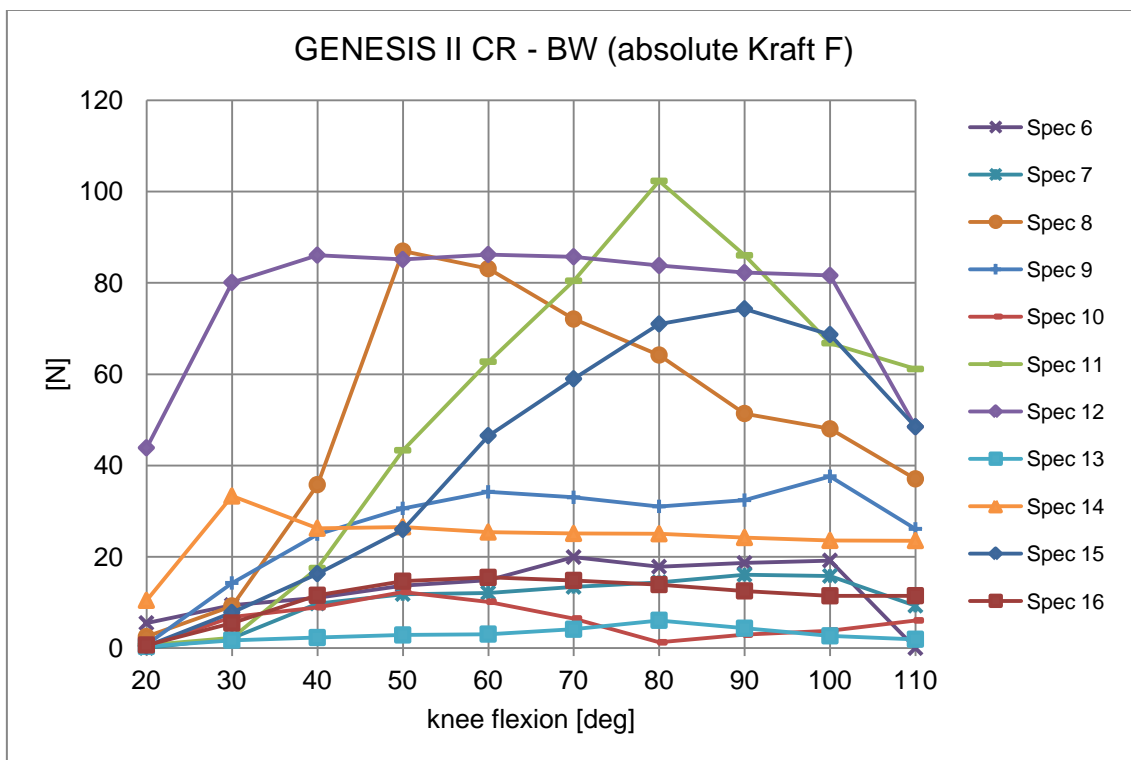


Abbildung 35: Kraftaufnahme des PCL bei simuliertem Körpergewicht (BW) während einer Knieflexion

Die Grafik zeigt die Kraftaufnahme des PCL während der Messung einer Kniebeugebewegung zwischen 20 und 110 Grad mit simuliertem Körpergewicht (BW). Dabei sind abweichende Verläufe der Präparate zu beobachten.

Bei der Berechnung der Kraftaufnahme des PCL während einer Kniebeugung zeigten sich bei den Messungen mit simuliertem Körpergewicht zwischen den einzelnen Kniepräparaten voneinander abweichende Ergebnisse. Elf Kniegelenke mit implantierter GENESIS II CR-Prothese wurden gemessen und ausgewertet. Die Kraftaufnahme der einzelnen Kniegelenke variierte deutlich. Ein einheitlicher Verlauf für die Kraftaufnahme in den einzelnen Flexionsgraden ist nicht erkennbar.

In der weiteren Versuchsdurchführung wurde sowohl der vordere als auch der hintere Schubladentest nach dem in Kapitel 2.8. erläuterten Schema durchgeführt. Dabei wurde mit Hilfe einer Simulation des vorderen Schubladentests die Kraftaufnahme, Anterior Tibia Force (ATF), des PCL bestimmt (Abb. 36). Die Posterior Tibia Force (PTF) zeigt die Kraftaufnahme des PCL während eines simulierten hinteren Schubladentests. Zur Berechnung der vektoriellen Differenz wurde erneut die oben genannte Formel herangezogen.

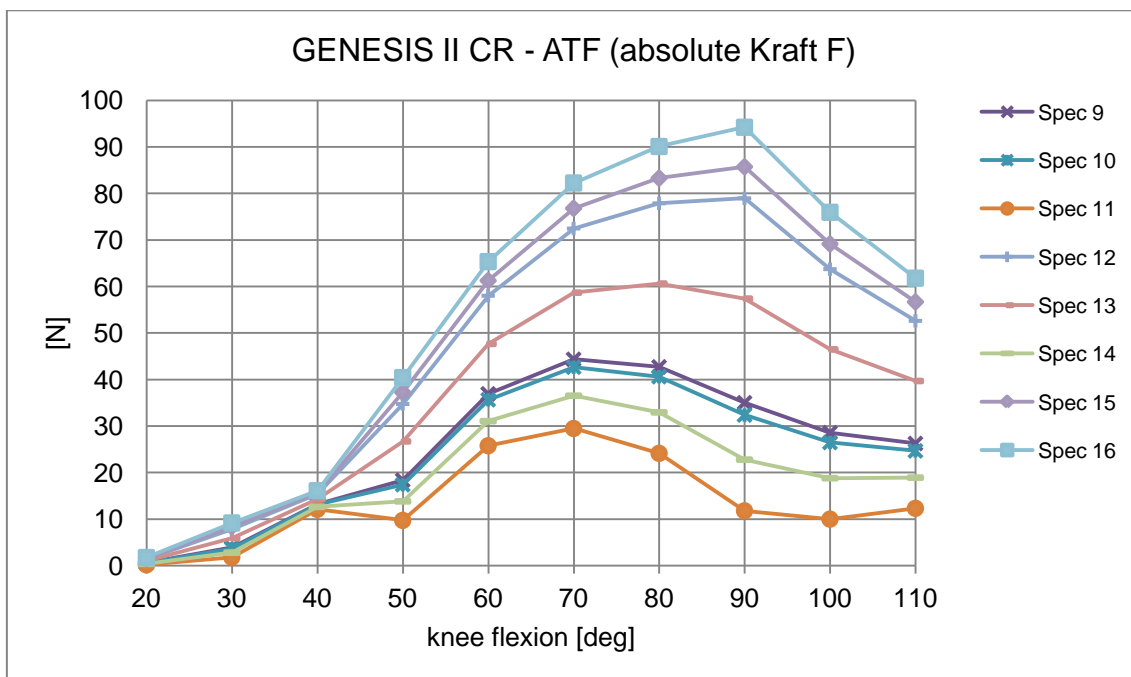


Abbildung 36: Kraftaufnahme auf das PCL beim vorderen Schubladentest. Die in der Grafik dargestellten Kurvenverläufe der acht Kniegelenke zeigen ein ähnliches Verhalten bei der Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes während des vorderen Schubladentests. Dieser wurde jeweils nach 10 Grad Beugung durchgeführt. Gemessen wurde von 20 Grad Flexion bis 110 Grad Flexion.

Die Messung der ATF wurde bei den acht Kniegelenken durchgeführt, bei denen die GENESIS II CR-Prothese implantiert worden war. Bei zunehmender Flexion stieg die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes in allen Kniegelenken zunächst an. Eine Abnahme dieser zeigte sich in den tieferen Flexionsgraden, wobei jedes der acht getesteten Präparate einen anderen Flexionswinkel als Kehrpunkt zeigte.

Bei der Posterior Tibia Force (Abb.37) zeigten die acht mit der GENESIS CR-Prothese versorgten Kniegelenke einen nahezu identischen Verlauf. Die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes stieg von 20 bis 90 Grad Flexion kontinuierlich an. Dabei lagen die größten Kraftsprünge zwischen 50 und 90 Grad. Auch hier wurde die Kraft alle 10 Grad gemessen.

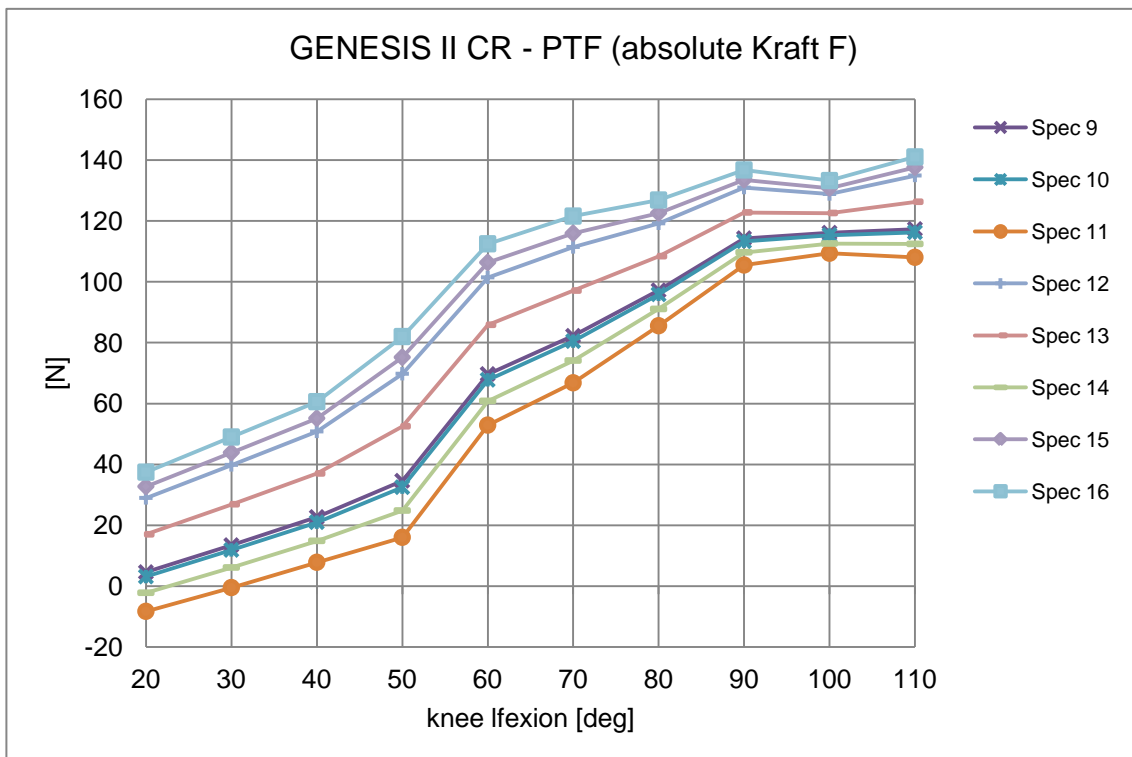


Abbildung 37: Kraftaufnahme auf das PCL beim hinteren Schubladentest. Ein sehr ähnliches Verhalten zeigten die acht Präparate bei der Evaluation der Krafteinwirkung auf das PCL während des hinteren Schubladentests. Zunächst ist ein kontinuierlicher Anstieg bei allen Präparaten zu erkennen, ab 90 Grad Flexion stagnieren die Werte bei den acht Kniegelenken. Ein geringer Anstieg bzw. Abfall ist teilweise erkennbar.

Ab einem Flexionswinkel von 90 Grad zeigte das hintere Kreuzband keine größere Zu- oder Abnahme der Kraftaufnahme. Ab 90 Grad veränderte sich die Krafteinwirkung nur noch bedingt. Ein leichter Anstieg, gleichbleibende Kräfte oder ein geringer Kraftverlust konnten erfasst werden.

3.2. Kraftaufnahme des Zapfens des PS-Inlays

Zur Berechnung der Krafteinwirkung auf den Zapfen des GENESIS II PS- Inlays wurde die vektorielle Differenz bestimmt, indem die Kraftaufnahme mit dem GENESIS II PS-Inlay in Bezug zur Kraftaufnahme mit dem GENESIS II CR-Inlay gesetzt wurde. Das GENESIS II PS-Femur war während der gesamten Testreihe implantiert. Dabei wurde $F_{x\text{-ges}}$ bestimmt, indem die bei der Messung mit dem CR-Inlay entstandene Kraft $F_{x\text{-CRInlay}}$ von der Kraft $F_{x\text{-PSInlay}}$, die bei der PS-Messung erfasst wurde, subtrahiert wurde. Die Kraftvektoren $F_{y\text{-ges}}$ und $F_{z\text{-ges}}$ konnten auf dieselbe Weise bestimmt werden. Die dabei verwendete Formel wurde bereits in Punkt 3.1. beschrieben und diente hier zur Berechnung der Kraftaufnahme auf den Zapfen des Polyethyleneinsatzes der GENESIS II PS-Prothese.

Die Messungen, welche zur Simulation des Körpergewichtes dienten, zeigten bei der Kraftaufnahme auf den Zapfen kein einheitliches Bild (Abb. 38). Jedes Kniegelenk wies einen differenten Kurvenverlauf sowie ein Kraftmaximum zu unterschiedlichen Flexionswinkeln auf.

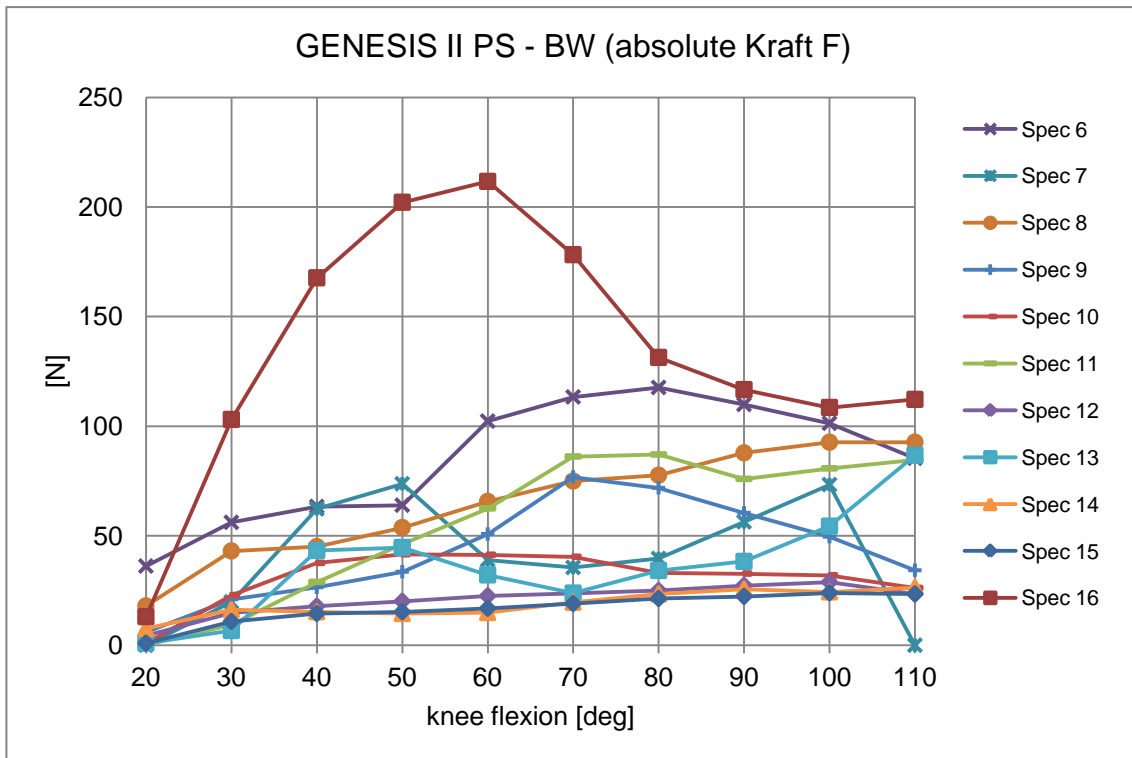


Abbildung 38: Kraftaufnahme auf den Zapfen bei simuliertem Körpergewicht (BW) während einer Knieflexion
 Die Kraftaufnahme des Zapfens zeigt einen jeweils unregelmäßigen Verlauf der einzelnen Präparate. Die Kraftmaxima der Kniegelenke, die bei unterschiedlichen Flexionsgraden vorzufinden sind, zeigen eine deutliche Kraftdiskrepanz.

Die Testreihe, welche die Anterior Tibia Force evaluierte zeigte, dass die Kraftaufnahme auf den Zapfen während des simulierten vorderen Schubladentests in den kleineren Flexionswinkeln höher war als in den tiefen Flexionen. Dabei zeigten die acht Kniegelenke ähnliche Kurvenverläufe (Abb. 39). Die Kraftmaxima lagen dabei zwischen 20 und 30 Grad Flexion. Bei 90 Grad Flexion erreichten die Präparate die geringsten Werte, welche bis 110 Grad konstant blieben. Beim Vergleich der einzelnen Kurven ist zu erkennen, dass bei geringer Flexion eine größere Kraftdiskrepanz zwischen den einzelnen Präparaten lag als bei höheren Flexionsgraden.

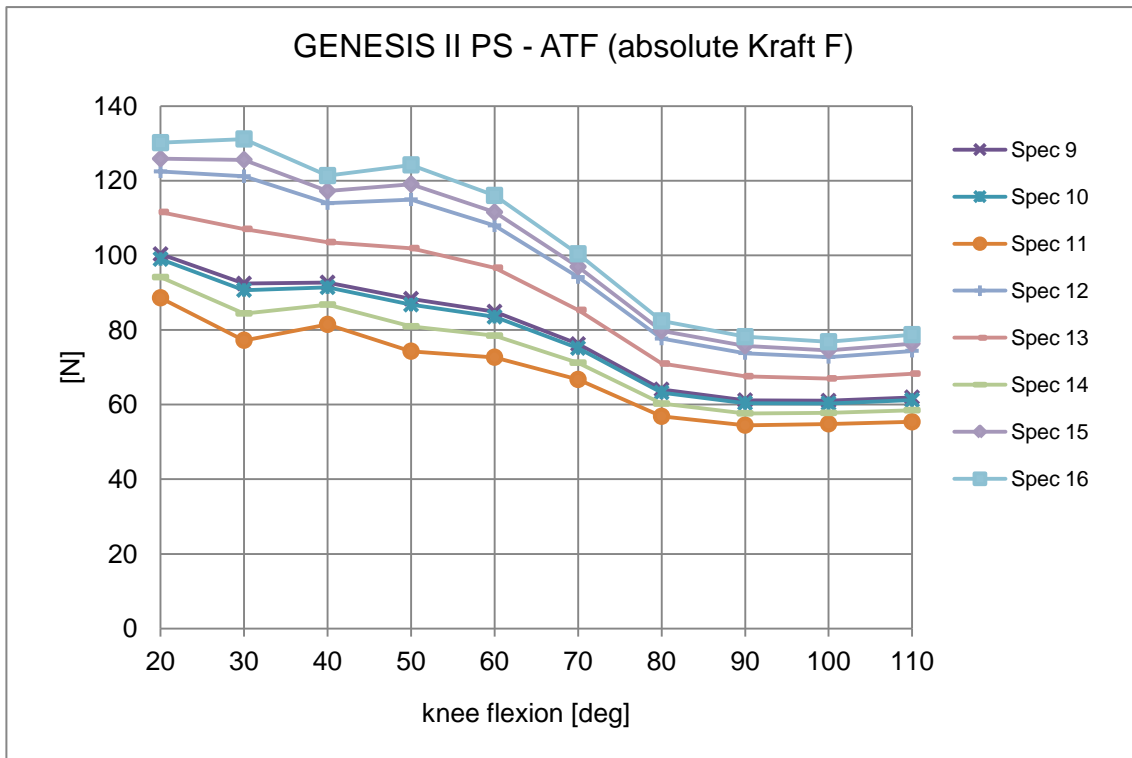


Abbildung 39: Kraftaufnahme auf den Zapfen beim vorderen Schubladentest

Die acht Kniegelenke zeigen einen einheitlichen Verlauf der Kraftaufnahme auf den Zapfen. Bei geringer Flexion ist die einwirkende Kraft höher als bei geringeren Flexionsgraden.

Bei Simulation des hinteren Schubladentests wurde die Posterior Tibia Force, welche die Kraftaufnahme auf den Zapfen darstellt, evaluiert. Dabei zeigten die acht Präparate einen einheitlichen Kurvenverlauf (Abb. 40). Bei allen Kniegelenken stieg die Kraft kontinuierlich bis zu einem Kraftmaximum bei 60 Grad Flexion an. Anschließend nahm die Kraftaufnahme auf den Zapfen wieder ab und stagnierte zwischen 80 und 110 Grad.

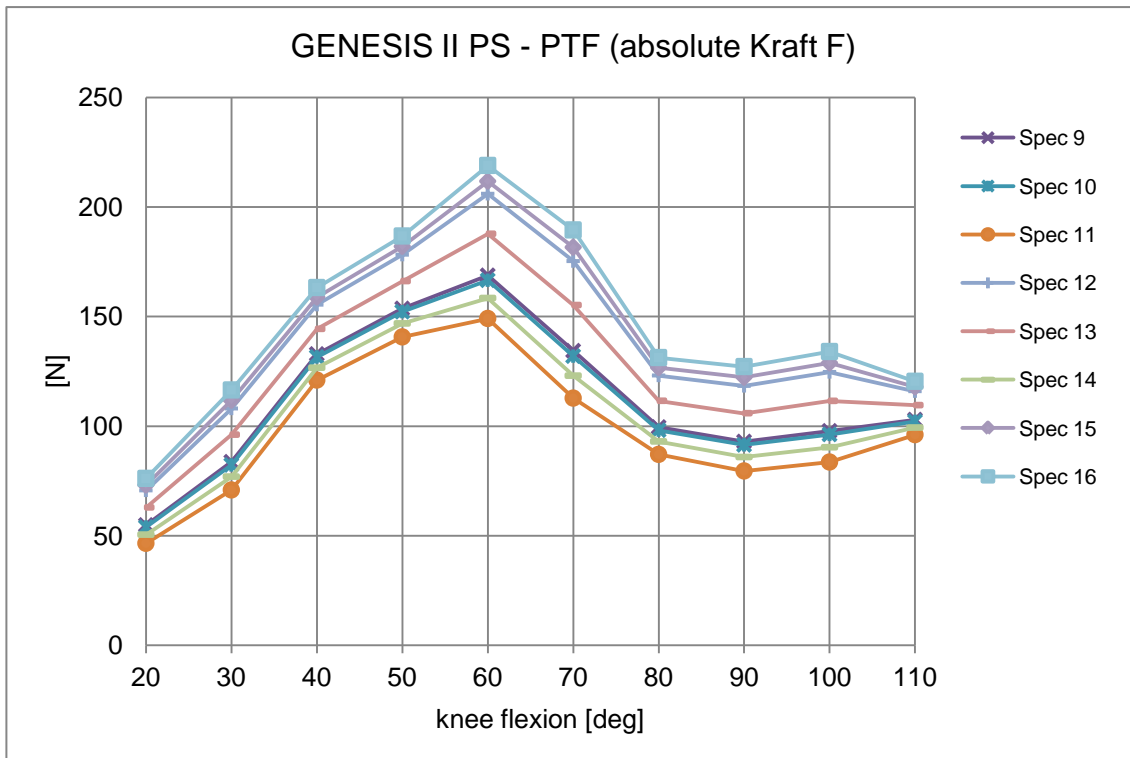


Abbildung 40: Kraftaufnahme auf den Zapfen beim hinteren Schubladentest

Die Präparate zeigen einen einheitlichen Kurvenverlauf, der bei 60 Grad Flexion sein Kraftmaximum erreicht. Sowohl der Anstieg zwischen 20 und 60 Grad als auch der Abfall bis 80 Grad der Kraftaufnahme verlaufen konstant. Zwischen 80 und 110 Grad Flexion der einzelnen Kniegelenke liegen ähnliche Kraftwerte vor.

3.3. Vergleich der Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes mit dem Zapfen des PS-Inlays

Beim Vergleich der Mittelwerte der Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes bei implantierter CR-Prothese bzw. dem Zapfen des Polyethyleninlays der GENESIS II PS-Prothese ist zu beobachten, dass bei beiden Modellen die entstehende Kraft bei niedriger Flexion gering ist (Abb. 41). Ein wesentlicher Unterschied der beiden Prothesen liegt im Maximalbereich der Kraftaufnahme. In den Kurven „MW CR“ und „MW PS“ wird die aufnehmende Kraft des hinteren Kreuzbandes bzw. des Zapfens dargestellt. Die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes erreicht bei 80 Grad Flexion mit 39,17 N das Maximum. Beim Zapfen des Polyethyleninlays ist bereits bei 70 Grad Flexion mit einem Wert

von 62,84 N das Kraftmaximum erreicht. Nach Erreichen des Maximalwertes ist das weitere Verhalten der beiden Modelle in Bezug auf die Kraftaufnahme differenziell. Bei der GENESIS II CR-Prothese, die zur Messung der Kraftaufnahme auf das PCL diente, ist eine Kraftabnahme erkennbar. Bei der GENESIS II PS-Prothese ist zu beobachten, dass die Kraftaufnahme auf den Zapfen nach dem Kraftmaximum stagniert. Zusammenfassend ist aus den dargestellten Ergebnissen ersichtlich, dass die Kraftaufnahme auf den Zapfen während der gesamten Flexion höher ist als auf das hintere Kreuzband.

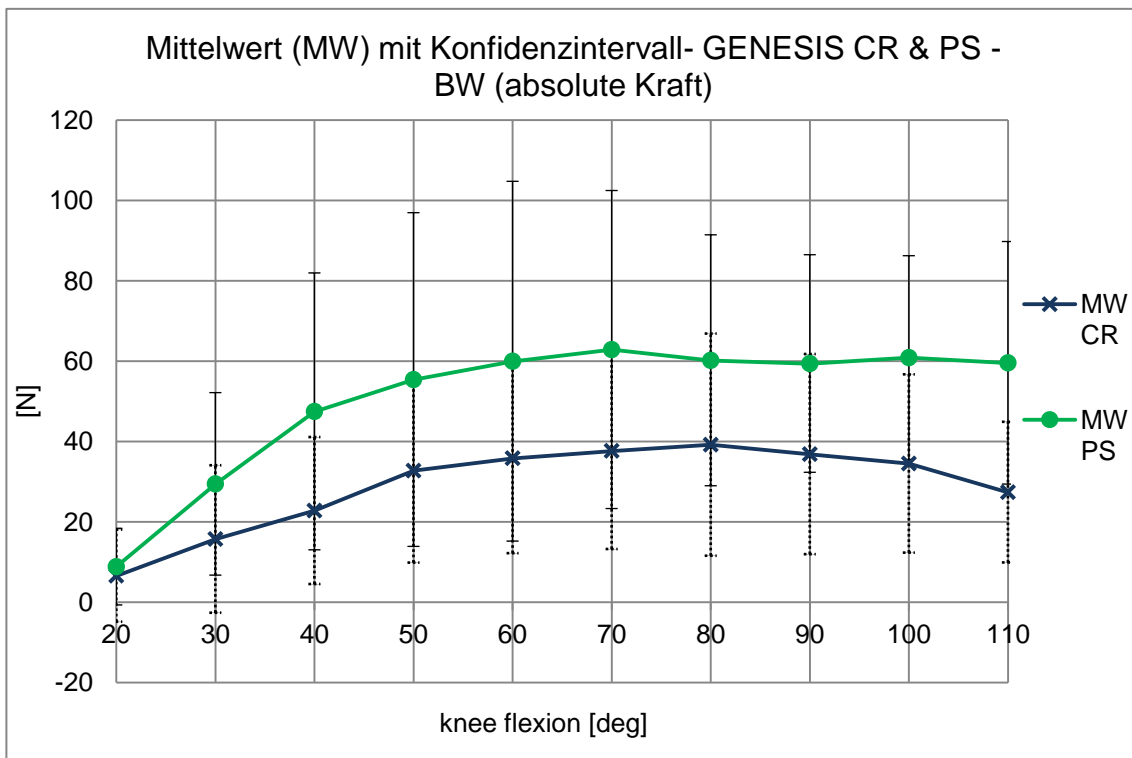


Abbildung 41: Mittelwert mit Konfidenzintervall der Kraftaufnahme auf das PCL und den Zapfen bei BW

Die Kurve „MW CR“ stellt die Mittelwerte der Kraftaufnahme auf das PCL bei implantierter GENESIS II CR-Prothese dar. Entsprechend wurde bei der GENESIS II PS-Prothese die Kraftaufnahme des Zapfens registriert und die Mittelwerte in der Kurve „MW PS“ dargestellt. Die jeweils dazugehörigen Konfidenzintervalle sind in der Grafik dargestellt.

Die in der Grafik zu sehenden Konfidenzintervalle wurden mit Hilfe der t-Verteilung errechnet. Während der Simulation der Kraftaufnahme mit dem Körpergewicht weist der Vertrauensbereich sowohl bei der GENESIS II CR-

Prothese als auch bei der GENESIS II PS-Prothese eine hohes Schwankungsintervall in allen Flexionsgraden auf. Das Signifikanzniveau wurde mittels gepaarten t-Tests errechnet. Dabei zeigt sich kein signifikanter Unterschied der beiden Prothesenmodelle bezüglich der Kraftaufnahme.

Gepaarter t-Test - BW

Flexionswinkel	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110
t-Test	0,7013 0143	0,2819 8356	0,1702 1257	0,2719 2532	0,2742 5065	0,2042 1978	0,2274 9389	0,1669 5458	0,0943 7319	0,1046 696

Tabelle 1: Gepaarter t-Test zur Berechnung des Signifikanzniveaus zwischen der GENESIS II CR- und PS-Prothese bei simuliertem Körpergewicht. Der gepaarte t-Test zeigt keinen signifikanten Unterschied der beiden Prothesenmodelle

Beim durchgeführten vorderen Schubladentest sind unterschiedliche Verläufe in den jeweiligen Kurven der evaluierten Mittelwerte beider Prothesenmodelle ersichtlich (Abb. 42). Die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes wird mit der Kurve „MW CR“ dargestellt und zeigt eine stetige Zunahme bis 80 Grad Flexion. Der Maximalwert beträgt 56,56 N und nimmt mit zunehmender Flexion wieder ab. Fast gegensätzlich verhält sich die Kraftaufnahme auf den Zapfen des Polyethyleninlays der GENESIS II PS-Prothese, deren Verlauf mit der Kurve „MW PS“ präsentiert wird. Das Kraftmaximum ist bereits bei 20 Grad Flexion erreicht und beträgt 109 N. Im weiteren Verlauf nimmt die Kraft stetig ab und erreicht bei 100 Grad Flexion sein Kraftminimum von 65,62 N. Bei 80 Grad Flexion ist die Kraftaufnahme bei beiden Prothesenmodellen sowohl auf das PCL als auch auf den Zapfen annähernd gleich. Beim vorderen Schubladentest ist in den niedrigen Flexionsbereichen die Krafteinwirkung auf den Zapfen der GENESIS II PS-Prothese deutlich höher als die Belastung des hinteren Kreuzbandes bei der GENESIS II CR-Prothese.

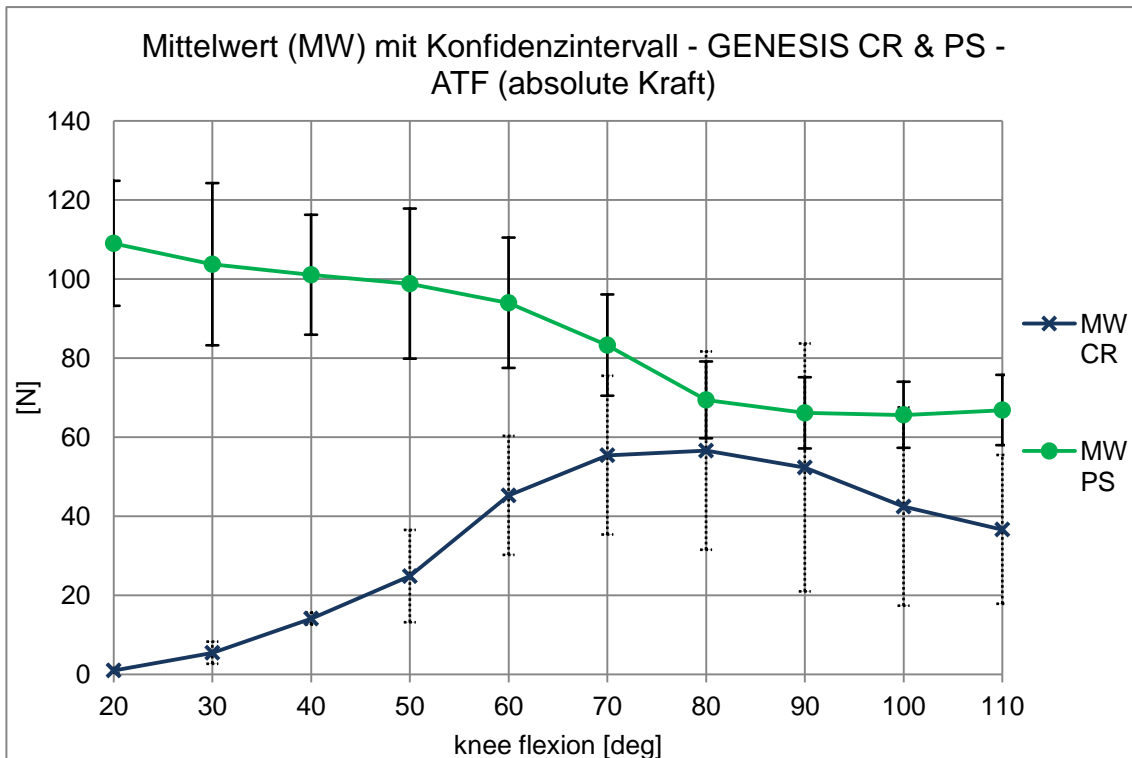


Abbildung 42: Mittelwert mit Konfidenzintervall der Kraftaufnahme des PCL und den Zapfen beim vorderen Schublidentest zur Berechnung der ATF „MW CR“ stellt den Verlauf der Mittelwerte der Kraftaufnahme des PCL während des vorderen Schublidentests dar. Bei der „MW PS“ Kurve handelt es sich um die Mittelwerte der Kraftaufnahme des Zapfens bei einem durchgeführten vorderen Schublidentest. Die entsprechenden Konfidenzintervalle sind in der Grafik ebenfalls abgebildet.

Bei diesem Durchlauf zeigt sich ein kleiner Vertrauensbereich in den niedrigen Flexionsgraden der GENESIS II CR-Prothese. In den hohen Flexionsgraden der GENESIS II PS-Prothese zeigt sich ebenfalls ein kleines Schwankungsintervall gegenüber den anderen Flexionsgraden. Beim vorderen Schublidentest zeigte der gepaarte t-Test bei allen Flexionsgraden, außer bei 90 Grad, einen signifikanten Unterschied zwischen der GENESIS II CR- und GENESIS II PS-Prothese.

Gepaarter t-Test - ATF

Flexionswinkel	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110
t-Test	1,8372 2E-07	9,9988 1E-07	3,8710 6E-07	1,5847 E-08	3,3921 E-12	1,2162 6E-05	0,0494 1555	0,1224 2931	0,0055 7101	5,548E -05

Tabelle 2: Gepaarter t-Test zur Berechnung des Signifikanzniveaus zwischen der GENESIS II CR- und PS-Prothese beim vorderen Schubladentest
Der gepaarte t-Test zeigt einen signifikanten Unterschied der beiden Prothesenmodelle mit Ausnahme des 90 Grads Flexionswinkels.

Auch beim hinteren Schubladentest zeigen die beiden Prothesenmodelle keine äquivalenten Verläufe (Abb. 43). Die Mittelwerte der GENESIS II CR-Prothese, welche mit der „MW CR“ Kurve dargestellt werden, zeigen einen kontinuierlichen Kraftanstieg mit zunehmender Flexion. Dabei beträgt das Kraftminimum 14,17 N bei 20 Grad Flexion. Der Maximalwert wird bei 110 Grad Flexion und einer Kraft von 124,21 N erreicht. Bemerkenswert ist, dass bereits bei 90 Grad Flexion ein Wert von 120,81 N erreicht wurde und daher kein wesentlicher Kraftanstieg bei den letzten 20 Grad vorlag. Die Mittelwertkurve („MW PS“) der GENESIS II PS-Prothese zeigt eine Kraftzunahme zwischen den Flexionsgraden 20 und 60. Dabei liegt das Kraftminimum bei 20 Grad Flexion mit einem Wert von 61,06 N und der Maximalwert mit 183,39 N bei 60 Grad Flexion. Nach dem Überschreiten des Flexionsgrades 60 fällt die Krafteinwirkung auf den Zapfen ab. Bei 80 Grad ist eine Stagnation der Kraftwerte zu erkennen.

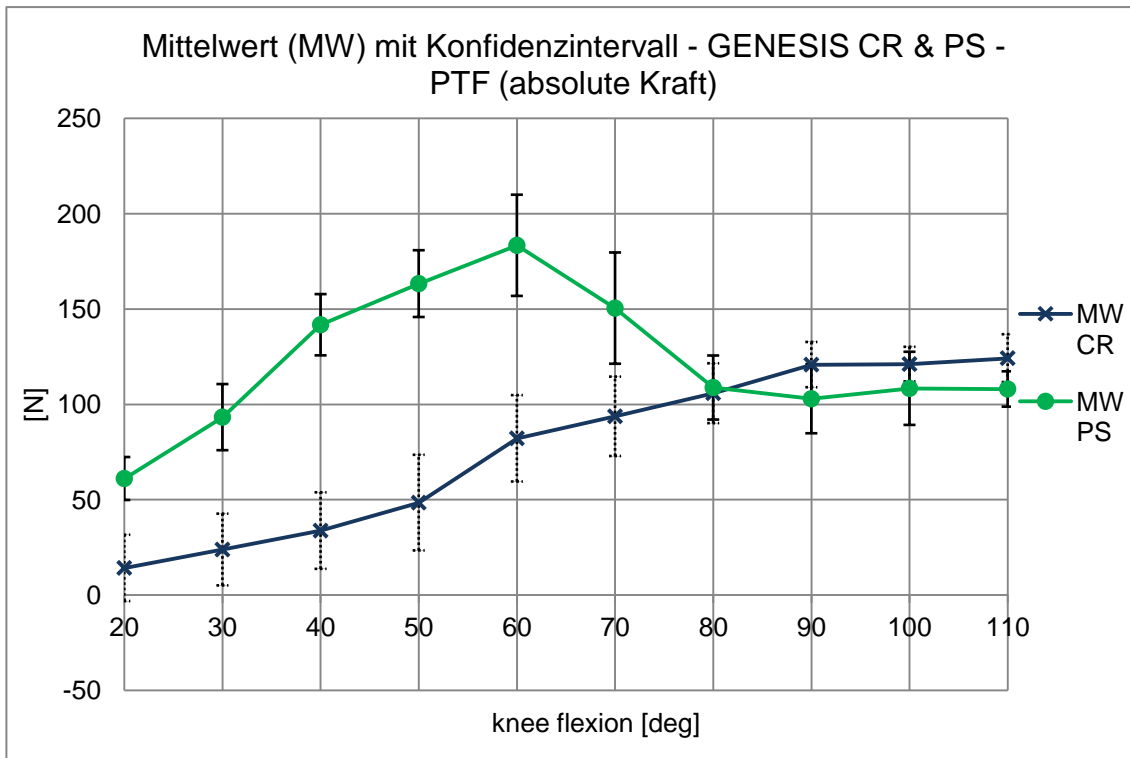


Abbildung 43: Mittelwerte mit Konfidenzintervall der Kraftaufnahme des PCL und des Zapfens beim hinteren Schubladentest zur Berechnung der PTF „MW CR“ zeigt den Verlauf der Mittelwerte der Kraftaufnahme des PCL während des hinteren Schubladentests. Die „MW PS“ Kurve bildet die Mittelwerte der Kraftaufnahme des Zapfens bei einem durchgeführten hinteren Schubladentest ab. Die Konfidenzintervalle sind auf den einzelnen Kurven dargestellt.

Zwischen 80 und 110 Grad bewegen sich die Werte von 102,8 N bis 108,7 N. Letztendlich ist die Kraftaufnahme des Zapfens auch beim hinteren Schubladentest größer als die des hinteren Kreuzbandes. Jedoch liegen bei dieser Messung die Kraftwerte der beiden Prothesen bei 80 Grad Flexion sehr dicht beisammen. Dabei wirkt auf die GENESIS II CR eine Kraft von 105,81 N und auf die GENESIS II PS eine Kraft von 108,79 N. Bei den Flexionsgraden 90, 100 und 110 ist die Krafteinwirkung auf das PCL erstmalig höher als auf den Zapfen.

Beim hinteren Schubladentest zeigen die Konfidenzintervalle in allen Flexionsgraden und bei beiden Prothesenmodellen geringe Schwankungsintervalle. Es liegt in allen Flexionsgraden ein signifikanter Unterschied der beiden Prothesen in Bezug auf die Kraftaufnahme vor.

Gepaarter t-Test - PTF

Flexionswinkel	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110
t-Test	1,0976 5E-07	3,2759 7E-13	1,7027 5E-11	9,4189 E-10	2,2187 4E-11	2,4892 8E-07	0,0001 1319	8,0708 7E-05	0,0090 0875	2,2438 E-06

Tabelle 3: Gepaarter t-Test zur Berechnung des Signifikanzniveaus zwischen der GENESIS II CR- und PS-Prothese beim hinteren Schubladentest
 Der gepaarte t-Test zeigt einen signifikanten Unterschied der beiden Prothesenmodelle in allen Flexionswinkeln.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes, welches bei der GENESIS II CR-Prothese intakt bleibt, vor allem zu Beginn einer Knieflexion geringer ist als bei der GENESIS II PS-Prothese, bei der die Kraft auf den Zapfen des Inlays wirkt. In den höheren Flexionsgraden nähern sich beide Prothesen bezüglich der Kraftaufnahme an. Diese unterschiedlichen Kräfte lassen sich vor allem beim vorderen und hinteren Schubladentest bestimmen. Aber auch bei der Simulation mit dem Körpergewicht zeigt die GENESIS II PS-Prothese eine höhere Kraftaufnahme auf den Zapfen des Inlays als die GENESIS II CR-Prothese auf das hintere Kreuzband.

4. Diskussion

4.1. Stellenwert der getesteten Prothesentypen in der Fachliteratur

Mit dem demografischen Wandel und der zunehmend älter werdenden Bevölkerung steigt auch die Prävalenz der Osteoarthritis. Dies erhöht auch den Stellenwert der Endoprothetik als wesentlichen Bestandteil der Medizin. Das Knie ist neben der Hüfte das am häufigsten ersetzte Gelenk des menschlichen Körpers. Aus diesem Grund ist die Forschung in diesem Bereich essentiell, um möglichst anatomisch und physiologisch günstige Prothesenmodelle zu entwickeln. Für den bikondylären, nichtgekoppelten Oberflächenersatz stehen im Wesentlichen zwei Modelle zur Verfügung, das kreuzbanderhaltende (CR) sowie das kreuzbandersetzende (PS) Modell. In Fachkreisen wird seit geraumer Zeit darüber diskutiert, welcher Oberflächenersatz in der Knieendoprothetik der geeignetere ist [53, 88]. Die in unserer Studie verwendete GENESIS II CR-Prothese erhält das hintere Kreuzband als native Struktur, welche dem Kniegelenk nach Implantation einer Endoprothese weiterhin Stabilität verleihen soll. Die GENESIS II PS-Prothese hingegen ersetzt das hintere Kreuzband, die Kniestabilisation wird unter anderem durch den Zapfen des Polyethyleninlays übernommen. In der durchgeführten Studie sollte geklärt werden, welcher Unterschied zwischen den beiden Prothesentypen in Bezug auf die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes, beziehungsweise des Zapfens besteht. Eine Studie von Laskin *et al.* aus dem Jahr 2001 zeigte in einer 10-Jahres-Verlaufskontrolle exzellente Langzeitergebnisse bei den Vorgängermodellen, der GENESIS I CR-Prothese und der GENESIS I PS-Prothese [62]. Die klinischen Langzeitergebnisse der GENESIS II-Prothesen wurden ebenfalls in den letzten Jahren untersucht und zeigen sehr gute Resultate im Bereich der Überlebenszeit und der Beweglichkeit der Kniegelenke nach der Implantation [7, 9]. Die Vor- und Nachteile verschiedener Prothesentypen sind weltweit Gegenstand von wissenschaftlichen Studien und Diskussionen. Der Erhalt des hinteren Kreuzbandes ist laut Jacobs *et al.* operativ anspruchsvoller als der Ersatz durch eine passende Prothese [53].

Die entscheidenden Argumente der Befürworter der kreuzbandersetzenden Knieprothesen sind neben einer besseren Beweglichkeit und fehlendem Zurückgleiten der Femurkondylen bei Knieflexionen die geringere tibiofemorale Kraft in tiefer Flexion, die durch Spannung der Bänder und der Kapsel bei passiver Bewegung entsteht [21, 76, 85]. Bereits 1982 legten Insall *et al.* hervorragende Ergebnisse mit kreuzbandersetzenden Prothesen vor. In der Studie zeigte sich eine Überlegenheit des Bewegungsumfanges einer kreuzbandersetzenden Prothese gegenüber einer kreuzbanderhaltenen Versorgung [51]. Es folgten weitere Studien, in denen über die guten Langzeitergebnisse sowie die Weiterentwicklung des PS-Prothesenmodelles berichtet wurde [1, 50, 59]. Als wichtigste Eigenschaft dieser Prothesenart nennen deren Fürsprecher die bessere Bewegungsfreiheit gegenüber den kreuzbanderhaltenden Modellen, obwohl in einer Studie von Maruyama *et al.* kein signifikanter Unterschied in dem Bewegungsumfang der beiden Prothesenmodelle festgestellt wurde. In der gleichen Studie wurde jedoch postoperativ ein signifikanter Unterschied im Bezug auf bessere subjektive Bewegungsfreiheit zugunsten einer PS-Prothese gegenüber einer CR-Prothese beobachtet [76]. Das Zurückgleiten der Femurkondylen, welches bei den kreuzbanderhaltenen Prothesen bei tiefer Flexion beobachtet wurde, wird durch das Design einer kreuzbandersetzenden Prothese verhindert [20, 109].

Banks *et al.* hingegen zeigten in ihrer 1997 veröffentlichten Studie für kreuzbanderhaltende Prothesen eine bessere posteriore femorale Verschieblichkeit bei alltäglichen Aktivitäten wie Treppensteigen oder dem Hochziehen des Knies beim Laufen [4]. In weiteren Studien wurde dargelegt, dass bei Bewegungsmessungen kein signifikanter Unterschied zwischen den kreuzbanderhaltenden und kreuzbandersetzenden Prothesen besteht. Befürworter der CR-Prothesen legten die verschiedenen Probleme der PS-Prothesen in Studien dar. So evaluierten Puloski *et al.* 2001 eine vermehrte Abnutzung des Inlays durch den Zapfenaufbau des Polyethylens bei kreuzbandersetzenden Prothesen [91]. Die von Puloski *et al.* getätigte Aussage wird in weiteren Studien bestätigt [24, 38]. In der Studie von Conditt *et al.* aus dem Jahre 2004 zeigten sich Mängel sowohl bei Tätigkeiten, die in der tiefen Hocke stattfinden, wie zum Beispiel Gartenar-

beiten, als auch beim Knien [18]. Andere Studien zeigten postoperative Probleme mit dem Polyethyleninlay von kreuzbandersetzenden Prothesen. Es wurde über ein Versagen des „cam-post mechanism“ berichtet, wobei der Zapfen des Polyethylens bei Hyperflexionstraumata abgebrochen war. Weiter wurde ein anteriores Impingment bei Hyperextension und eine posteriores Impingment bei tiefer Flexion beobachtet. Bei tiefen Flexionen rotiert die Femurkomponente zusätzlich um den Polyethylenzapfen nach lateral. Dadurch kommt es zu einer höheren Abnutzungswahrscheinlichkeit des lateralen Inlayanteils, was mit einer kürzeren Prothesenlebensdauer und häufigeren Wechseln verbunden sein kann [17, 45, 66, 72]. 2008 erforschten Tsuneizumi *et al.* eine Knieinstabilität bei kreuzbandersetzenden Prothesen aufgrund der distalen Dehnungskraft bei Flexion [112]. Einen weiteren essentiellen Grund für den Erhalt des hinteren Kreuzbandes bei einer Knieendoprothese erbrachten Mihalko *et al.* mit dem Nachweis von Mechanorezeptoren im hinteren Kreuzband, welche von entscheidender Bedeutung bei der Propriozeption des Kniegelenkes seien [81]. Für den Erhalt des hinteren Kreuzbandes spricht ebenfalls, dass die Beanspruchung des Bandes durch den Einbau einer Prothese nicht verändert wird [100]. Körpereigenes Gewebe kann daher erhalten werden, ohne eine unphysiologische Überbeanspruchung des hinteren Kreuzbandes zu riskieren, was mit erhöhter Ruptur- und Degenerationsgefahr verbunden wäre. Der bei den aktuellen Modellen verwendete tibiale Slope ist vor allem für die kreuzbanderhaltenen Prothesen bedeutsam. Durch diesen Slope ist die Kraftentstehung bei Knieflexionen über 50 Grad auf das hintere Kreuzband signifikant geringer geworden als bei den Vorgängermodellen [86].

4.2. In der Studie verwendete Materialien und Methoden

4.2.1. Kniepräparate

Bereits in mehreren *in vitro* Studien zuvor wurden zur Bestimmung der Biomechanik Kadavarpräparate verwendet [33, 56, 84]. Um vergleichbare Daten zu gewinnen, wurden in unserer Studie nur linke Knie verwendet, wobei das Geschlecht bei der Auswahl der Knie nicht mit einbezogen wurde. Bei der Interpretation der Ergebnisse sollte diese Tatsache berücksichtigt werden, denn die Studie von Varadarajan *et al.* [114] zeigt, dass die Rotationsbewegung der Knie geschlechterspezifisch ist. Vor Beginn der Versuchsreihe wurden die Präparate genau inspiziert. Dabei wies jedes Knie seine eigenen anatomischen Anomalien auf. Zur Sicherstellung verwertbarer Messdaten galten unphysiologische Verhältnisse der Knie, wie zum Beispiel Frakturen oder schwere Fehlstellungen, als Ausschlusskriterium.

4.2.2. Operation und Implantation der Prothesen

Für die Operation und Implantation der Prothesen wurde unserer Studiengruppe das notwendige Instrumentarium von der Firma Smith & Nephew GmbH zur Verfügung gestellt. Dadurch wurde gewährleistet, dass die durchzuführende Operation dem heutigen Standard entspricht und die unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten der Kniegelenke berücksichtigt werden konnten. Zur Sicherstellung vergleichbarer Ergebnisse wurde die Operation nach einem standardisierten Verfahren und von demselben Operateur durchgeführt. Während der Operation galt den Weichteilstrukturen des Kniegelenkes ein besonderes Augenmerk. Um eine Steifigkeit des Knies nach Implantation der Prothese oder bestehende Fehlstellungen zu korrigieren, wurde ein Weichteilrelease durchgeführt. Bei diesem Verfahren werden Teile des Kapsel-Band-Apparates entspannt und sorgen dadurch für eine korrekte Führung und Stellung des Gelenkes. In der Fachwelt ist die Anwendung des Weichteilrelease seit Jahren etabliert und durch zahlreiche Studien belegt [10, 34, 113].

In der Knie-Endoprothetik stehen sowohl zementfreie als auch zementierte Prothesen zur Verfügung. Wesentliche Entscheidungskriterien bei der Prothesenversorgung sind neben dem Alter und Zustand des Knochens die Mobilisationsfähigkeit des Patienten. Sowohl zementierte als auch zementfreie Prothesen zeigen sehr gute Langzeitergebnisse [19, 23, 48, 63]. In der vorliegenden Studie wurde die Implantation der Prothese zementfrei durchgeführt, wobei zu beachten war, dass in einer in-vitro-Studie ein Einwachsen des Knochens in die Prothese nicht möglich ist. Jedoch findet die Knochen-Prothesen Verbindung in situ erst nach einer gewissen Zeit statt. Dadurch findet sich postoperativ kein Unterschied in der Festigkeit der Prothese zwischen einem Kadaverpräparat und einem Patientenknie. Die Versuchsreihe konnte aus diesem Grund mit einer zementfreien Prothese durchgeführt werden. Die zementierte Prothese wurde wegen der erschwerten Explantation und der dabei möglicherweise entstehenden Knochenbrüche für die Studie als untauglich empfunden.

4.2.3. Der Industrieroboter

Die in der Studie verwendete Kombination mit dem Industrieroboter KUKA KR 60-3 und dem Universal Force Sensor Theta SI1000-120 hat sich bereits in vorangegangenen Studien bewährt und ist seither ein etabliertes Verfahren [67-69, 110, 122].

4.3. Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie sollten Ergebnisse über die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes bei implantierter GENESIS II CR-Prothese beziehungsweise auf den Zapfen des Polyethyleninlays der GENESIS II PS-Prothese gewonnen und miteinander verglichen werden. Die dabei verwendeten Prothesenmodelle, sowohl die kreuzbanderhaltenden als auch die kreuzbandersetzenden Prothesen, waren bereits Inhalt vieler anderer Studien [16, 60, 111]. Dabei zeigten Li *et al.* 2001 in ihrer Studie die Notwendigkeit des hinteren Kreuzbandes oder des

Polyethylenzapfens in der Knieendoprothetik. Beide Strukturen verhindern in den dazugehörigen implantierten Prothesentypen vor allem in tiefer Flexion, die femorale Gleitbewegung [68]. In der vorliegenden Studie sollte geprüft werden, bei welchem Prothesentyp eine größere Kraftaufnahme auf die stabilisierende Struktur entsteht. Neben der Messung bei einer einfachen Kniebeugung wurde zusätzlich die Kraftaufnahme bei zwei Stressaktionen, dem vorderen und hinteren Schubladentest, erfasst. In situ dienen der vordere Schubladentest der Prüfung des vorderen Kreuzbandes und der hintere Schubladentest der Kontrolle des hinteren Kreuzbandes [46, 55]. In der vorliegenden Studie wurde aufgrund des entfernten vorderen Kreuzbandes nach Prothesenimplantation die Kraftaufnahme auf das PCL beziehungsweise auf den Zapfen des Polyethyleninlays mit dem vorderen und hinteren Schubladentest gemessen. Mit Hilfe von drei Messreihen sollte gezeigt werden, welche Struktur in den verschiedenen Prothesentypen eine höhere Belastung erfährt.

4.3.1. Kniestabilität bei implantierter GENESIS II CR-Prothese

Ein wesentliches Merkmal in der Endoprothetik ist die Stabilität des betroffenen Gelenkes nach einer Prothesenversorgung. Die Stabilität des Kniegelenkes gilt als ein wichtiger Faktor des postoperativen Erfolges, denn instabile Prothesen können zu Revisionen führen [32, 87]. Yamakado *et al.* zeigten jedoch in ihrer Studie, dass kein wesentlicher Zusammenhang zwischen einer anterioposterioren beziehungsweise einer mediolateralen Laxizität und dem postoperativen Bewegungsumfang oder klinischem Outcome besteht [125]. Bei kreuzbanderhaltenen Prothesen sind neben den Kollateralbändern hauptsächlich das hintere Kreuzband und der „posterior tibial slope“ für die Kniestabilität verantwortlich. Zudem sorgt das in dieser Studie verwendete Polyethyleninlay der GENESIS II CR-Prothese durch seinen Aufbau für eine bessere Stabilität und Knieführung [104].

Es ist allgemein anerkannt, dass die Varus/Valgus-Stabilität durch die Kollateralbänder gesichert wird [78]. In ihrer Studie aus dem Jahr 1974 berichteten

Detenbeck *et al.* über die unterschiedlichen Spannungsverhältnisse der Kreuzbänder bei einer Knieflexion. Bei Knieextension weist das vordere Kreuzband eine höhere Spannung gegenüber dem hinteren Kreuzband auf. Bei tiefer werdender Flexion wird die Stabilität des Knies durch Spannung des hinteren Kreuzbandes übernommen [22]. Markolf *et al.* zeigten 1976, dass bei einer vollständigen Knieextension die maximale Steifigkeit und minimale Laxizität bei intaktem Kapsel-Band-Apparat besteht [73]. Bei der Knieextension präsentieren sich beide Kollateralbänder und das vordere Kreuzband gespannt, während bei einer Flexionsbewegung die Kollateralbänder entspannen und das vordere Kreuzband an Spannung verliert, steigt die Spannung des hinteren Kreuzbandes hingegen mit zunehmender Flexion an (Abb. 45)[22].

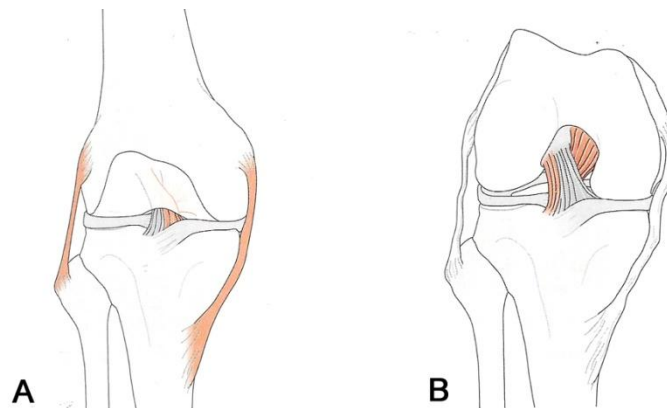


Abbildung 44: Beanspruchung der Kollateral- und Kreuzbänder in Extension und Flexion [97]

Abbildung A zeigt eine Knieextension. Die Kollateralbänder sind angespannt, die Kreuzbänder nur teilweise. In Abbildung B wird ersichtlich, dass bei einer Knieflexion von 90 Grad die Kollateralbänder entspannt und die Kreuzbänder, vor allem das hintere Kreuzband, gespannt sind.

Matsuda *et al.* präsentierten 1999 Ergebnisse, die zeigten, dass bei einer implantierten kreuzbanderhaltenen Prothese ein intaktes hinteres Kreuzband einen starken Einfluss auf die anteriore/posteriore Kniestabilität aufweist. Die Stabilität nahm mit zunehmender Flexion stetig zu [77]. Weitere Studien berichteten hingegen über die anterioposteriore Stabilität vor allem bei den frühen Flexionsgraden [92, 106, 115]. Eine bessere Stabilität in den späten Flexionsgraden haben ebenfalls Worland *et al.* 1997 publiziert [123].

Neben dem Kapsel-Band-Apparat übernimmt der „posterior tibial slope“ eine wichtige Stabilitätsfunktion des Kniegelenkes nach implantierter Totalendoprothese. Whiteside *et al.* beschrieben in ihrer Studie aus dem Jahr 1988 eine ausgeglichene Beweglichkeit sowohl in der varus/valgus, als auch in der anterioposterioren Achse bei einem Slope von 7 Grad. Ohne Slope hingegen zeigte sich eine höhere Stabilität in der varus/valgus Achse, wobei sich gleichzeitig die Laxizität in der anterioposterioren Achse deutlich erhöhte [118]. Wang *et al.* präsentierten 2007 ebenfalls Ergebnisse, die veranschaulichten, dass sich die Stabilität des Kniegelenkes nach Totalendoprothese durch den verwendeten „posterioren tibial slope“ von 4 Grad signifikant verbesserte. Dies zeigte sich in der anterioposterioren, in der varus/valgus und in der Rotationsbeweglichkeit [117].

Eine zusätzliche Stabilität übernimmt das Polyethyleninlay der GENESIS II CR-Prothese. Durch die feste Verankerung des Polyethyleninlays mit dem Tibiaplateau bei der „fixed-bearing“-Knieendoprothese besteht eine Artikulation lediglich zwischen dem flachen Inlay und der runden Femurkomponente. Durch den hochkonformen Aufbau des Inlays konnte die anterioposteriore Stabilität verbessert werden, wobei man unter dem hochkonformen Aufbau eine Überhöhung der anterioren und posterioren Ränder des Polyethylens versteht [35]. Ebenso zeigten 2011 Schuster *et al.* in ihrer Studie, dass die anterioposteriore Stabilität bei den „fixed-bearing“-Inlays signifikant höher ist als bei den „mobile-bearing“-Inlays, bei denen zusätzlich eine Artikulation zwischen der Tibiabasis und dem Polyethyleninlay besteht [98].

4.3.2. Kraftaufnahme des PCL bei implantierter GENESIS II CR-Prothese

Während der Messung mit simuliertem Körpergewicht zeigt die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes einen ansteigenden Verlauf mit zunehmender Flexion bis 80 Grad mit einem Mittelwert von 39,17 N. Die Kraftaufnahme fällt mit zunehmender Flexion auf 27,35 N bei 110 Grad ab. Diese zunehmende Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes ist aufgrund der Stabilisierungsmaßnah-

men der einzelnen Bandstrukturen zu erklären. Wie bereits in 4.3.1. erwähnt, zeigten mehrere Studien, dass die Kniestabilität bei zunehmender Flexion durch Anspannung des hinteren Kreuzbandes übernommen wird [22, 77, 93]. Aufgrund der sehr unterschiedlichen Kurvenverläufe (Abb. 35), präsentiert sich ein hohes Schwankungsintervall der Vertrauensbereiche in allen Flexionsgraden.

Die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes zeigt beim vorderen Schubladentest einen ansteigenden Verlauf während der Knieflexion bis 80 Grad. Der errechnete Mittelwert beträgt dabei 56,56 N. Mit zunehmender Flexion sinkt die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes bis auf 36,63 N bei 110 Grad ab.

In situ testet der vordere Schubladentest die Stabilität des vorderen Kreuzbandes. Bei der implantierten GENESIS II CR-Prothese wurde diese Struktur jedoch während der Operation entfernt und daher ist eine Kraftaufnahme des vorderen Kreuzbandes nicht mehr möglich. Die auftretende Kraft muss nun u.a. vom hinteren Kreuzband kompensiert werden. Wie bereits in 4.3.1. erwähnt, steigt mit zunehmender Flexion die Spannung des hinteren Kreuzbandes an und damit auch die Kraftaufnahme des PCL. Bei einer Flexion von über 90 Grad verliert das hintere Kreuzband ein wenig an Spannung und somit sinkt ebenfalls die Kraftaufnahme. Bei dieser Messreihe zeigen die verschiedenen Präparate ähnliche Verläufe. Die Konfidenzintervalle präsentieren im Gegensatz zur Messung mit simuliertem Körpergewicht ein geringes Schwankungsniveau.

Beim hinteren Schubladentest zeigt sich hingegen ein anderes Bild. Bei diesem Test nimmt die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes kontinuierlich zu. Wie schon bei der einfachen Kniebeugemessung oder beim vorderen Schubladentest ist die Kraftaufnahme in den niedrigen Flexionsgraden gering. Der Unterschied zu den anderen Messungen ist, dass die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes beim hinteren Schubladentest mit zunehmender Flexion weiter steigt und nicht mehr abfällt. Die größte Kraftaufnahme liegt bei einem Flexionswinkel von 110 Grad und der Mittelwert beträgt 124,21 N. Während des gesamten Tests herrscht, verglichen mit den übrigen Messungen, in allen Flexionsgraden die größte Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes. Grund dafür

ist, dass der hintere Schubladentest im nativen Kniegelenk genau diese Struktur, das hintere Kreuzband, testet. Bei den durchgeführten Messungen wird das PCL, das in den einzelnen Flexionswinkeln unterschiedlichen Anteil an der Kniestabilität hat, zusätzlich beansprucht. Das hintere Kreuzband verhindert das Vorgleiten des Femur gegenüber dem Tibiaplateau, welches beim hinteren Schubladentest forciert wird. Dadurch entstehen auf das bereits beanspruchte Kreuzband zusätzliche Kräfte, die es kompensieren muss. Auch in dieser Messreihe zeigt sich, wie beim vorderen Schubladentest, ein Konfidenzintervall mit geringem Schwankungsniveau. Die getesteten Knie nehmen dabei alle einen ähnlichen Verlauf.

4.3.3. Kniestabilität bei implantierter GENESIS II PS-Prothese

Die Kniestabilität wird bei der Implantation einer PS-Prothese vor allem durch die Durchtrennung der Kreuzbänder, die der anterioposterioren Stabilität dienen, vermindert. Durch die Entnahme der Kreuzbänder sind die Femurkondylen in der Lage, gegenüber dem Tibiaplateau abnorme Positionen einzunehmen [25]. Diese Fehlpositionierungen werden durch den Zapfen des Polyethyleninlays der kreuzbandersetzenden Prothesen verhindert. Dabei kommuniziert das Polyethylen, auf dessen Zentrum sich ein Zapfen befindet, mit einem speziellen Kastenbau der Femurkomponente (Abb. 45). Diese Konstruktion dient dem Ersatz des hinteren Kreuzbandes und sichert das femorale Vorgleiten [108]. Erstmals wurde das Design einer kreuzbandersetzenden Prothese 1982 in der Studie von Insall *et al.* beschrieben [51]. Seither werden PS-Prothesen als Modifikationen der Originalprothese von Insall und Burstein produziert und weiterentwickelt [44]. Whiteside *et al.* wiederlegten 1989 die These, dass bei der Implantation einer kreuzbandersetzenden Prothese neben der anterioposterioren Stabilität ebenfalls eine rotationsstabilisierender Mechanismus nötig sei. Solange intakte Kollateralbänder die Varus/Valgus-Stabilität gewährleisten, ist eine zusätzliche Sicherung der Rotationsstabilität überflüssig [119]. Weitere Studien zeigten zudem vermehrt Lockerungen bei implantierten rotationsstabilisierenden Prothesen [49, 116].

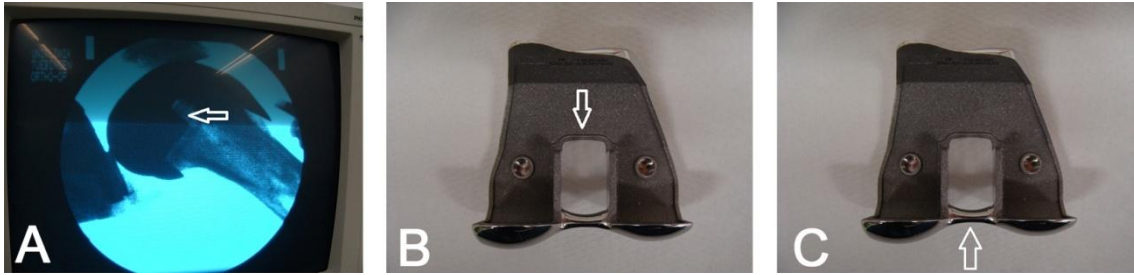


Abbildung 45: Kastenaufbau einer GENESIS II PS-Prothese
 Der Pfeil in A zeigt den Kastenaufbau der GENESIS II PS-Prothese im seitlichen Strahlengang. Der Pfeil in B zeigt auf die ventrale Verbindung des Kastenaufbaus der GENESIS II PS-Prothese, in Bild C ist der hintere Verbindungsteg zwischen den Femurkondylen mit dem Pfeil markiert.

Shi *et al.* konnten 2012 in ihrer Studie einen positiven Zusammenhang zwischen dem maximalen Flexionswinkel und dem „tibialen slope“ feststellen, wobei die Kniestabilität keine Veränderung bei unterschiedlichen Neigungswinkeln des „tibialen slopes“ aufwies [99]. Die Studie von Lee *et al.* aus dem Jahre 2012 zeigte, dass die Spannung auf die Kollateralbänder mit dem Neigungswinkel des „tibialen slopes“ korreliert. Je kleiner der Neigungswinkel, desto größer die Spannung auf die Bänder [65]. Abschließend ist festzuhalten, dass die Kniestabilität bei implantierten kreuzbandersetzenden Prothesen sowohl durch die Kollateralbänder als auch durch den speziellen Prothesenaufbau gesichert wird.

4.3.4. Kraftaufnahme des Zapfens der GENESIS II PS-Prothese

Die Messung mit simuliertem Körpergewicht zeigt, dass die Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens mit zunehmender Flexion bis 80 Grad ansteigt und der Mittelwert in diesem Flexionswinkel 62,84 N beträgt. Bei den Flexionswinkeln zwischen 90 und 110 Grad zeigt sich eine Stagnation der Kraftaufnahme, welche sich zwischen auf 59,36 N und 60,84 N bewegt. Diese zunehmende Kraftaufnahme des Zapfens ist aufgrund der Stabilisierungsmaßnahmen nach einer implantierten kreuzbandersetzenden Prothese zu erklären. Wie bereits in 4.3.3. erwähnt, zeigten mehrere Studien, dass die Kniestabilität bei einer PS-Prothese größtenteils durch die Kollateralbänder und den Polyethylenzapfen gesichert wird. Bei zunehmender Flexion sinkt die Anspannung der Kollateralbänder und

die Kniestabilität wird vermehrt von dem Zapfen übernommen. Dies erklärt die zunehmende Kraftaufnahme des Zapfens, der als starres Konstrukt, die Kniestabilisierung mit zunehmender Flexion übernimmt. Aufgrund der sehr unterschiedlichen Kurvenverläufe (Abb. 38) präsentiert sich ein hohes Schwankungsintervall der Vertrauensbereiche in allen Flexionsgraden.

Beim vorderen Schubladentest wird das Tibiaplateau nach anterior gegen das Femur verschoben. Durch den während der Operation entstehenden Kasten im Femur der GENESIS II PS-Prothese wird vermutlich beim vorderen Schubladentest der Zapfen des Polyethylens gegen die ventrale Querverbindung des Kastenaufbaus der Femurkomponente und den ventralen knöchernen Anteil des ausgefrästen Femurkastens gedrückt (Abb. 45 A, B). Es ist anzunehmen, dass diese Kontaktfläche bei der Knieextension am größten ist. Dieser Kontakt wäre eine mögliche Erklärung für die abnehmende Kraftaufnahme des Zapfens der GENESIS II PS-Prothese bei zunehmender Knieflexion während des vorderen Schubladentests. Die Kraftaufnahme erreicht bei 20 Grad Flexion ihren Maximalwert von 109 N und sinkt bis auf 66,83 N bei 110 Grad. Es ist anzunehmen, dass die anatomischen Gegebenheiten der Grund für die abnehmende Kraftaufnahme des Zapfens sind (Abb. 42). Dabei nimmt vermutlich die Kontaktfläche zwischen der ventralen Verbindung des Knochens und dem Polyethylenzapfen mit zunehmender Flexion ab. Die verschiedenen Präparate zeigen bei der Testreihe des vorderen Schubladentests mit implantierter GENESIS II PS-Prothese ähnliche Verläufe. Das Schwankungsniveau der Konfidenzintervalle nimmt mit zunehmender Flexion ab.

Der Polyethylenzapfen der GENESIS II PS-Prothese erfährt beim hinteren Schubladentest zwischen 40 und 70 Grad die größte Kraftaufnahme, wobei das Kraftmaximum von 183,39 N bei 60 Grad liegt. Dies lässt sich wie beim vorderen Schubladentest durch den Aufbau der Prothese erklären. Zwischen dem hinteren Verbindungssteg, der zwischen den beiden Kondylenteilen der Prothese verläuft (Abb. 44 C), und dem Zapfen herrscht zu Beginn der Flexion ein Bewegungsspielraum. Die Kniestabilität wird hier unter anderem durch die Kollateralbänder übernommen. Zwischen 40 und 70 Grad drückt der Verbindungs-

steg womöglich von hinten auf die Basis des Polyethylenzapfens. Zu diesem Zeitpunkt ist bereits bei der Kniebeugung eine direkte Kommunikation zwischen den beiden Strukturen gegeben. In vivo wird beim hinteren Schubladentest die Tibia gegen das Femur nach hinten verschoben. Bei einer implantierten kreuzbandersetzenden Prothese wird während dieser Bewegung der Zapfen gegen den Verbindungssteg der Femurkomponente gedrückt. Es ist zu vermuten, dass die Kontaktfläche der beiden Prothesenteile zwischen 40 und 70 Grad am größten ist und dadurch in diesen Flexionsgraden die größte Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens der GENESIS II PS-Prothese besteht. Die Kraftaufnahme nimmt zwischen 70 und 80 Grad um knapp 30% ab. Ab dem Flexionswinkel von 80 Grad stagniert diese und schwankt bis 110 Grad zwischen 108,79 und 102,97 N. Der schlagartige Abfall der Kraftaufnahme um knapp 30% lässt sich eventuell durch die Führung des Polyethylenzapfens im Kastenaufbau der Femurkomponente erklären. Mit zunehmender Flexion verändert sich die Kontaktfläche zwischen dem posterioren Verbindungssteg der Femurkomponente und dem Polyethylenzapfen, wobei sich die Kontaktfläche zu Beginn der Flexion in der Nähe der Zapfenbasis und mit zunehmender Flexion in der Nähe der Zapfenspitze befindet. Die Kraftübertragung ist aufgrund der Größe der Kontaktfläche an der Basis größer als an der Spitze und dadurch ist die vermehrte Kraftaufnahme zu Beginn der Flexion zu erklären. Auch in dieser Messreihe präsentieren die Konfidenzintervall ein geringes Schwankungsniveau.

4.4. Schlussfolgerung aus den gewonnen Ergebnissen

Die in dieser Studie gewonnen Messwerte zeigen eine erhöhte Beanspruchung des Zapfens der GENESIS II PS-Prothese gegenüber dem hinteren Kreuzband bei der GENESIS II CR-Prothese. Während der Kniebeugung zwischen 20 und 110 Grad mit Simulation des Körpergewichtes zeigt der Polyethylenzapfen eine minimal größere Kraftaufnahme als das PCL. Allerdings kann aufgrund des hohen Streuniveaus beider Prothesen kein signifikanter Unterschied zwischen den Modellen festgestellt werden (Abb. 41). Beim vorderen und hinteren Schubladentest zeigt sich ein anderes Bild. Ungeachtet der erheblichen

Schwankungen der Konfidenzintervalle bei den unterschiedlichen Flexionswinkeln sind die Kurvenverläufe der gemessenen Kraft bei allen Kniegelenken nahezu identisch. Die tatsächliche Kraftaufnahme ist jedoch aufgrund der Anatomie der einzelnen Gelenke unterschiedlich. Die Evaluation der Studienergebnisse zeigt signifikante Unterschiede zwischen den beiden Prothesenmodellen in Bezug auf die Kraftaufnahme der hinteren stabilisierenden Strukturen beim vorderen und hinteren Schubladentest. Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Prothesen liegt beim vorderen Schubladentest in allen Flexionsgraden, mit Ausnahme der 90 Grad Flexion, vor. Dabei zeigt der Zapfen des Polyethyleninlays der GENESIS II PS-Prothese eine vermehrte Kraftaufnahme im Gegensatz zum hinteren Kreuzband bei implantierter GENESIS II CR-Prothese. Deutlich ist der Unterschied in den niedrigen Flexionsgraden zwischen 20 und 70 Grad zu errechnen (Abb. 42). Beim hinteren Schubladentest zeigt der Zapfen ebenfalls eine vermehrte Kraftaufnahme gegenüber dem hinteren Kreuzband. Auch bei diesem Test liegt die vermehrte Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens im Bereich der niedrigen Flexionsgrade. Die Signifikanz ist in dieser Messreihe in allen Flexionsgraden gegeben. Ab 90 Grad Flexion zeigt sich jedoch eine signifikant höhere Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes gegenüber dem Zapfen der GENESIS II PS-Prothese (Abb. 43). Zudem zeigt die Kraftaufnahme des hinteren Kreuzbandes während des hinteren Schubladentest einen kontinuierlichen Anstieg bei zunehmender Flexion. Von allen durchgeführten Messungen wirken sowohl bei der GENESIS II PS-Prothese als auch bei der GENESIS II CR-Prothese beim hinteren Schubladentest die größten Kräfte, sowohl auf den Polyethylenzapfen als auch auf das hintere Kreuzband. Das Ergebnis lässt sich anatomisch erklären, denn bei einem in vivo durchgeführten hinteren Schubladentest wird das hintere Kreuzband überprüft. Durch das Verschieben des Tibiaplateaus gegenüber dem Femur nach dorsal entstehen bei diesem Test zusätzliche Kräfte, die durch die posterioren Strukturen kompensiert werden. Dies ist der Grund für die gemessenen Kraftaufnahmen beim hinteren Schubladentest.

Durch die höhere Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens während einer Knieflexion lässt sich eine höhere Beanspruchung der GENESIS II PS-Prothese

vermuten. Eine größere Abnutzung des Inlays sowie schnelleres Prothesenversagen wären mögliche Folgen. Ein qualitativer und quantitativer Nachweis dessen kann jedoch nur in Langzeitstudien erbracht werden.

Ein weiterer interessanter Gesichtspunkt bei den Auswahlkriterien für die richtige Prothesenversorgung wäre die Gefahr einer hinteren Kreuzbandruptur oder das Versagen des Polyethylenzapfens bei traumatischen Ereignissen zu erforschen.

Durch die vorliegende Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens beim vorderen und hinteren Schublidentest signifikant höher ist als die des hinteren Kreuzbandes. Dies lässt vermuten, dass hierdurch das Material verstärkt belastet wird und eine höhere Wahrscheinlichkeit eines Implantatversagens verglichen mit der GENESIS II CR-Prothese besteht. Aufgrund dieser neu gewonnen Erkenntnisse und der damit verbundenen These der längeren Haltbarkeit der kreuzbanderhaltenden Endoprothesen sowie der Erhaltung von mehr körpereigenem Material wird beim hinteren Kreuzband stabilen Patienten die Verwendung einer GENESIS II CR-Prothese empfohlen.

5. Zusammenfassung

Die Osteoarthrose ist die am häufigsten auftretende pathologische Veränderung des Bewegungsapparates, wobei hauptsächlich die Hüft- und Kniegelenke betroffen sind. In der vorliegenden Studie wurde die Kraftaufnahme der posterioren Strukturen im Kniegelenk im Vergleich zwischen kreuzbänderhaltender und kreuzbändersetzennder Endoprothetik im Robotermodell gemessen. Es wurden die Prothesentypen GENESIS II CR und GENESIS II PS der Firma Smith and Nephew GmbH verwendet. Die kreuzbänderhaltende GENESIS II CR-Prothese diente dabei der Bestimmung der Kraftaufnahme auf das hintere Kreuzband, wohingegen die kreuzbändersetzennde GENESIS II PS-Prothese der Evaluierung der Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens diente. Acht Kadavarpräparate wurden während der Versuchsdurchführung nacheinander mit beiden Prothesentypen versorgt und die Kraftaufnahme der posterioren Strukturen mit Hilfe einer Funktionseinheit, bestehend aus dem Industrieroboter KUKA KR 60-3 und dem Universal Force Sensor Theta SI1000-120, gemessen. Damit der Roboter in der Lage war, eine Knieflexion mit simuliertem Körpergewicht nachzuahmen, wurde zu Beginn jeder Messreihe die Kinematik der Präparate im „Tübinger Kniekinemator“ bestimmt, um im Anschluss das gewonnene Bewegungsmuster per Motion-Transfer an den Roboter übertragen zu können. Neben der Messung einer Knieflexion mit simuliertem Körpergewicht wurde die Kraftaufnahme zusätzlich beim vorderen und hinteren Schubladentest bestimmt. Während der Knieflexion mit simuliertem Körpergewicht bestand bezüglich der Kraftaufnahme des PCL und des Polyethylenzapfens kein signifikanter Unterschied. Beim vorderen und hinteren Schubladentest jedoch war die Kraftaufnahme des Polyethylenzapfens signifikant höher als die des PCL. Die dadurch bedingte Materialmehrbelastung könnte die Wahrscheinlichkeit eines Implantatversagens erhöhen.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Darstellung eines rechten Kniegelenkes in Extension.....	10
Abbildung 2:	Darstellung des medialen Tibiakondylus [52].....	11
Abbildung 3:	Darstellung des lateralen Tibiakondylus [52].....	12
Abbildung 4:	Transversalschnitt durch das Kniegelenk.....	14
Abbildung 5:	Darstellung der wichtigen Bandstrukturen des Kniegelenkes.	16
Abbildung 6:	Schematischer Ablauf einer ACT [11]	19
Abbildung 7:	Darstellung der Beinachse in der Frontalebene [124]	21
Abbildung 8:	Die GENESIS I Prothese der Firma Smith & Nephew [62].....	27
Abbildung 9:	Darstellung des ersten PS-Inlays und dessen Nachfolgers ...	28
Abbildung 10:	Schematische Übersicht der Kniepräparationanleitung.....	31
Abbildung 11:	Schematische Übersicht der Präparatfixierung	33
Abbildung 12:	Dimensionen des Femurimplantats.....	36
Abbildung 13:	Femurimplantat	36
Abbildung 14:	Dimensionen der Tibiabasen.....	37
Abbildung 15:	Asymmetrische Tibiabasis für fixiertes PE	38
Abbildung 16:	PE-Einsätze [101]	38
Abbildung 17:	PE-Einsätze [105]	39
Abbildung 18:	Übersicht der GENESIS II CR-Prothese	40
Abbildung 19:	Femurkomponente der GENESIS II PS-Prothese.....	41
Abbildung 20:	Operationsablauf der GENESIS II CR-Prothese	42
Abbildung 21:	Vergleich der Röntgenbilder der GENESIS II CR- & PS-Prothese.....	44
Abbildung 22:	Haltevorrichtungen des Kinematoren	45
Abbildung 23:	Aufbau und einzelne Komponenten des Kinematoren	46
Abbildung 24:	Eingespanntes Kniegelenk im Kinemator.....	49
Abbildung 25:	Teilkomponenten des CMS 100	52
Abbildung 26:	Kniegelenk im Kinemator mit Koordinatensystemen.....	53
Abbildung 27:	Kinematische Messdatengrafik von MatLab.....	54
Abbildung 28:	Fixierung des Präparates nach Motion-Transfer	56

Abbildung 29:	Schematische Darstellung des KUKA Roboters	57
Abbildung 30:	Computer-Roboter-UFS Regelkreislaufes [36].....	58
Abbildung 31:	Haltevorrichtungen des Roboters.....	59
Abbildung 32:	Kniegelenk im Roboter mit Koordinatensystemen.....	60
Abbildung 33:	Übersicht der Schritte zur Versuchsdurchführung	62
Abbildung 34:	Darstellung des PCL mit Fadenschlinge	65
Abbildung 35:	Kraftaufnahme des PCL bei simuliertem Körpergewicht (BW) während einer Knieflexion	68
Abbildung 36:	Kraftaufnahme auf das PCL beim vorderen Schubladentest .	69
Abbildung 37:	Kraftaufnahme auf das PCL beim hinteren Schubladentest...	70
Abbildung 38:	Kraftaufnahme auf den Zapfen bei simuliertem Körpergewicht (BW) während einer Knieflexion	72
Abbildung 39:	Kraftaufnahme auf den Zapfen beim vorderen Schubladentest	73
Abbildung 40:	Kraftaufnahme auf den Zapfen beim hinteren Schubladentest	74
Abbildung 41:	Mittelwert mit Konfidenzintervall der Kraftaufnahme auf das PCL und den Zapfen bei BW.....	75
Abbildung 42:	Mittelwert mit Konfidenzintervall der Kraftaufnahme des PCL und den Zapfen beim vorderen Schubladentest zur Berechnung der ATF	77
Abbildung 43:	Mittelwerte mit Konfidenzintervall der Kraftaufnahme des PCL und des Zapfens beim hinteren Schubladentest zur Berechnung der PTF	79
Abbildung 45:	Kastenaufbau einer GENESIS II PS-Prothese	91

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Gepaarter t-Test zur Berechnung des Signifikanzniveaus zwischen der GENESIS II CR- und PS-Prothese bei simuliertem Körpergewicht.....	76
Tabelle 2:	Gepaarter t-Test zur Berechnung des Signifikanzniveaus zwischen der GENESIS II CR- und PS-Prothese beim vorderen Schubladentest.....	78
Tabelle 3:	Gepaarter t-Test zur Berechnung des Signifikanzniveaus zwischen der GENESIS II CR- und PS-Prothese beim hinteren Schubladentest.....	80

Literaturverzeichnis

1. **Aglietti P, Buzzi R, De Felice R, Giron F.** The Insall-Burstein total knee replacement in osteoarthritis: a 10-year minimum follow-up. *J Arthroplasty.* 14: 560-565, 1999.
2. **Anderson JJ, Felson DT.** Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national Health and Nutrition Examination Survey (HANES I). Evidence for an association with overweight, race, and physical demands of work. *Am J Epidemiol.* 128: 179-189, 1988.
3. **Andriacchi TP, Stanwyck TS, Galante JO.** Knee biomechanics and total knee replacement. *J Arthroplasty.* 1: 211-219, 1986.
4. **Banks SA, Markovich GD, Hodge WA.** In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty.* 12: 297-304, 1997.
5. **Behrens P, Bitter T, Kurz B, Russlies M.** Matrix-associated autologous chondrocyte transplantation/implantation (MACT/MACI)--5-year follow-up. *Knee.* 13: 194-202, 2006.
6. **Behrens P, Bosch U, Bruns J, Erggelet C, Esenwein SA, Gaissmaier C, Krackhardt T, Lohnert J, Marlovits S, Meenen NM, Mollenhauer J, Nehrer S, Niethard FU, Noth U, Perka C, Richter W, Schafer D, Schneider U, Steinwachs M, Weise K.** [Indications and implementation of recommendations of the working group "Tissue Regeneration and Tissue Substitutes" for autologous chondrocyte transplantation (ACT)]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 142: 529-539, 2004.
7. **Bhandari M, Pascale W, Sprague S, Pascale V.** The Genesis II in primary total knee replacement: A systematic literature review of clinical outcomes. *Knee.* 2011.
8. **Blauth W, Hassenpflug J.** [Hinge endoprosthesis of the knee joint. Long-term results based on the Blauth prosthesis]. *Orthopade.* 20: 206-215, 1991.
9. **Bourne RB, Laskin RS, Guerin JS.** Ten-year results of the first 100 Genesis II total knee replacement procedures. *Orthopedics.* 30: 83-85, 2007.
10. **Briard JL, Witoolkollachit P, Lin G.** [Soft tissue management in total knee replacement. Analysis of ligament balancing]. *Orthopade.* 36: 635-642, 2007.
11. **Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L.** Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *N Engl J Med.* 331: 889-895, 1994.

12. **Buckwalter JA, Mankin HJ.** Articular cartilage repair and transplantation. *Arthritis Rheum.* 41: 1331-1342, 1998.
13. **Buckwalter JA, Mankin HJ.** Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. *Instr Course Lect.* 47: 487-504, 1998.
14. **Buckwalter JA, Saltzman C, Brown T.** The impact of osteoarthritis: implications for research. *Clin Orthop Relat Res.* S6-15, 2004.
15. **BVMed - Gesund gestalten - Die Unternehmen der Medizintechnologie.** BVMed-Medienservice zum künstlichen Gelenkersatz in Deutschland. <http://www.bvmed.de/publikationen/Aufsaeetze/article/2011-02-bvmed-medienservice-zum-kuenstlichen-gelenkersatz-in-deutschland.html>. (besucht am 6. April 2011).
16. **Clark CR, Rorabeck CH, MacDonald S, MacDonald D, Swafford J, Cleland D.** Posterior-stabilized and cruciate-retaining total knee replacement: a randomized study. *Clin Orthop Relat Res.* 208-212, 2001.
17. **Clarke HD, Math KR, Scuderi GR.** Polyethylene post failure in posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 19: 652-657, 2004.
18. **Conditt MA, Noble PC, Bertolusso R, Woody J, Parsley BS.** The PCL significantly affects the functional outcome of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 19: 107-112, 2004.
19. **Demey G, Servien E, Lustig S, Ait Si Selmi T, Neyret P.** Cemented versus uncemented femoral components in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 19: 1053-1059, 2011.
20. **Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM.** In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop Relat Res.* 107-117, 1996.
21. **Dennis DA, Komistek RD, Stiehl JB, Walker SA, Dennis KN.** Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty.* 13: 748-752, 1998.
22. **Detenbeck LC.** Function of the cruciate ligaments in knee stability. *J Sports Med.* 2: 217-221, 1974.
23. **Dodd CA, Hungerford DS, Krackow KA.** Total knee arthroplasty fixation. Comparison of the early results of paired cemented versus uncemented porous coated anatomic knee prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 66-70, 1990.
24. **Dolan MM, Kelly NH, Nguyen JT, Wright TM, Haas SB.** Implant design influences tibial post wear damage in posterior-stabilized knees. *Clin Orthop Relat Res.* 469: 160-167, 2011.

25. **Draganich LF, Anderson GB, Andriacchi TP, Galante JO.** The Influence of the Cruciate Ligaments on Femoro-Tibial Contact Movement during Knee Flexion. *Trans Orthop Res Soc.* 9: 29, 1984.
26. **Edson CJ, Fanelli GC, Beck JD.** Postoperative rehabilitation of the posterior cruciate ligament. *Sports Med Arthrosc.* 18: 275-279, 2010.
27. **Elias JJ, DesJardins JD, Faust AF, Lietman SA, Chao EY.** Size and position of a single condyle allograft influence knee kinematics. *J Orthop Res.* 17: 540-545, 1999.
28. **Fanelli GC.** Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients. *Arthroscopy.* 9: 291-294, 1993.
29. **Fanelli GC.** Posterior cruciate ligament rehabilitation: how slow should we go? *Arthroscopy.* 24: 234-235, 2008.
30. **Fanelli GC, Beck JD, Edson CJ.** Double bundle posterior cruciate ligament reconstruction: surgical technique and results. *Sports Med Arthrosc.* 18: 242-248, 2010.
31. **Fanelli GC, Edson CJ.** Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients: Part II. *Arthroscopy.* 11: 526-529, 1995.
32. **Fehring TK, Valadie AL.** Knee instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 157-162, 1994.
33. **Fening SD, Kovacic J, Kambic H, McLean S, Scott J, Miniaci A.** The effects of modified posterior tibial slope on anterior cruciate ligament strain and knee kinematics: a human cadaveric study. *J Knee Surg.* 21: 205-211, 2008.
34. **Fetto JF, Hadley S, Leffers KJ, Leslie CJ, Schwarzkopf R.** Electronic measurement of soft-tissue balancing reduces lateral releases in total knee arthroplasty. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 69: 285-288, 2011.
35. **Fuchs-Winkelmann S, Tibesku C, Skwara A, Stückmann V, Gudermann L, Vieth V, Heindel W.** Hochkonforme Polyethyleninlays ("deep-dished") reduzieren die in-vivo-Variabilität der Kniegelenkskinematik nach Totalendoprothese Meeting Abstract. *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 72 Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 94 Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, 49 Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie Berlin, 22-25/10/2008 Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House.* 2008.
36. **Fujie H, Livesay GA, Fujita M, Woo SL.** Forces and moments in six-DOF at the human knee joint: mathematical description for control. *J Biomech.* 29: 1577-1585, 1996.

37. **Fujie H, Mabuchi K, Woo SL, Livesay GA, Arai S, Tsukamoto Y.** The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology. *J Biomech Eng.* 115: 211-217, 1993.
38. **Furman BD, Lipman J, Kligman M, Wright TM, Haas SB.** Tibial post wear in posterior-stabilized knee replacements is design-dependent. *Clin Orthop Relat Res.* 466: 2650-2655, 2008.
39. **Fuss FK.** Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am J Anat.* 184: 165-176, 1989.
40. **Goldring MB.** Update on the biology of the chondrocyte and new approaches to treating cartilage diseases. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 20: 1003-1025, 2006.
41. **Grande DA, Pitman MI, Peterson L, Menche D, Klein M.** The repair of experimentally produced defects in rabbit articular cartilage by autologous chondrocyte transplantation. *J Orthop Res.* 7: 208-218, 1989.
42. **Gross AE.** Repair of cartilage defects in the knee. *J Knee Surg.* 15: 167-169, 2002.
43. **Gschwend N, Siegrist H.** [The GSB knee joint: reoperation and infections]. *Orthopade.* 20: 197-205, 1991.
44. **Haas SB, Nelson CL, Laskin RS.** Posterior stabilized knee arthroplasty: an assessment of bone resection. *Knee.* 7: 25-29, 2000.
45. **Hamai S, Miura H, Higaki H, Matsuda S, Shimoto T, Sasaki K, Yoshizumi M, Okazaki K, Tsukamoto N, Iwamoto Y.** Kinematic analysis of kneeling in cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasties. *J Orthop Res.* 26: 435-442, 2008.
46. **Hughston JC.** The absent posterior drawer test in some acute posterior cruciate ligament tears of the knee. *Am J Sports Med.* 16: 39-43, 1988.
47. **Huizinga MR, Brouwer RW, Bisschop R, van der Veen HC, van den Akker-Scheek I, van Raay JJ.** Long-term follow-up of anatomic graduated component total knee arthroplasty: a 15- to 20-year survival analysis. *J Arthroplasty.* 27: 1190-1195, 2012.
48. **Hungerford DS, Kenna RV.** Preliminary experience with a total knee prosthesis with porous coating used without cement. *Clin Orthop Relat Res.* 95-107, 1983.
49. **Ilstrup DM, Coventry MB, Skolnick MD.** A statistical evaluation of geometric total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 27-32, 1976.
50. **Indelli PF, Aglietti P, Buzzi R, Baldini A.** The Insall-Burstein II prosthesis: a 5- to 9-year follow-up study in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty.* 17: 544-549, 2002.

51. **Insall JN, Lachiewicz PF, Burstein AH.** The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg Am.* 64: 1317-1323, 1982.
52. **Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA.** Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br.* 82: 1189-1195, 2000.
53. **Jacobs WC, Clement DJ, Wymenga AB.** Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee replacement for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Cochrane Database Syst Rev.* CD004803, 2005.
54. **Jerosch J, Fuchs S, Heisel J.** Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. *Deutsche Ärzteblatt* 94(8): A - 449-455, 1997.
55. **Jonsson T, Althoff B, Peterson L, Renstrom P.** Clinical diagnosis of ruptures of the anterior cruciate ligament: a comparative study of the Lachman test and the anterior drawer sign. *Am J Sports Med.* 10: 100-102, 1982.
56. **Kanamori A, Woo SL, Ma CB, Zeminski J, Rudy TW, Li G, Livesay GA.** 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: 633-639, 2000.
57. **Kannus P, Jarvinen M.** Posttraumatic anterior cruciate ligament insufficiency as a cause of osteoarthritis in a knee joint. *Clin Rheumatol.* 8: 251-260, 1989.
58. **Kaper BP, Woolfrey M, Bourne RB.** The effect of built-in external femoral rotation on patellofemoral tracking in the genesis II total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 15: 964-969, 2000.
59. **Kelly MA, Clarke HD.** Long-term results of posterior cruciate-substituting total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 51-57, 2002.
60. **Kolisek FR, McGrath MS, Marker DR, Jessup N, Seyler TM, Mont MA, Lowry Barnes C.** Posterior-stabilized versus posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *Iowa Orthop J.* 29: 23-27, 2009.
61. **KUKA Seminar Workbook of Basic Robot Programming for KUKA System Software V5.X.** *KUKA Roboter GmbH - Workbook MP*, p. 32, Augsburg 2001.
62. **Laskin RS.** The Genesis total knee prosthesis: a 10-year followup study. *Clin Orthop Relat Res.* 95-102, 2001.
63. **Laskin RS.** Tricon-M uncemented total knee arthroplasty. A review of 96 knees followed for longer than 2 years. *J Arthroplasty.* 3: 27-38, 1988.

64. **Laskin RS, Davis J.** Total knee replacement using the Genesis II prosthesis: a 5-year follow up study of the first 100 consecutive cases. *Knee*. 12: 163-167, 2005.
65. **Lee HY, Kim SJ, Kang KT, Kim SH, Park KK.** The effect of tibial posterior slope on contact force and ligaments stresses in posterior-stabilized total knee arthroplasty-explicit finite element analysis. *Knee Surg Relat Res*. 24: 91-98, 2012.
66. **Li G, Papannagari R, Most E, Park SE, Johnson T, Tanamal L, Rubash HE.** Anterior tibial post impingement in a posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Orthop Res*. 23: 536-541, 2005.
67. **Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL.** The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*. 32: 395-400, 1999.
68. **Li G, Zayontz S, Most E, Otterberg E, Sabbag K, Rubash HE.** Cruciate-retaining and cruciate-substituting total knee arthroplasty: an in vitro comparison of the kinematics under muscle loads. *J Arthroplasty*. 16: 150-156, 2001.
69. **Lo J, Muller O, Wunschel M, Bauer S, Wolker N.** Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load. *Journal of Biomechanics*. 41: 1855-1861, 2008.
70. **Ludolph E, Hierholzer G.** [Anatomy and biomechanic function of capsule and ligaments of the knee joint (author's transl)]. *Unfallchirurgie*. 6: 79-85, 1980.
71. **MacWilliams BA, Wilson DR, DesJardins JD, Romero J, Chao EY.** Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *J Orthop Res*. 17: 817-822, 1999.
72. **Mariconda M, Lotti G, Milano C.** Fracture of posterior-stablized tibial insert in a Genesis knee prosthesis. *J Arthroplasty*. 15: 529-530, 2000.
73. **Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC.** Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am*. 58: 583-594, 1976.
74. **Marlovits S, Trattnig S.** Cartilage repair. *Eur J Radiol*. 57: 1-2, 2006.
75. **Martelli S, Pinskerova V.** The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg Br*. 84: 607-613, 2002.

76. **Maruyama S, Yoshiya S, Matsui N, Kuroda R, Kurosaka M.** Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 19: 349-353, 2004.
77. **Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Matsunobu T, Iwamoto Y.** Knee stability in posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 169-173, 1999.
78. **Matsuda S, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS.** Knee stability in meniscal bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 14: 82-90, 1999.
79. **McLean CA, Ahmed AM.** Design and development of an unconstrained dynamic knee simulator. *J Biomech Eng.* 115: 144-148, 1993.
80. **Messier SP.** Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Med Sci Sports Exerc.* 26: 1446-1452, 1994.
81. **Mihalko WM, Creek AT, Mary MN, Williams JL, Komatsu DE.** Mechanoreceptors found in a posterior cruciate ligament from a well-functioning total knee arthroplasty retrieval. *J Arthroplasty.* 26: 504 e509-504 e512, 2011.
82. **Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EY.** Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res.* 19: 834-840, 2001.
83. **Muller O, Lo J, Wunschel M, Obloh C, Wolker N.** Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator. *Biomed Tech (Berl).* 54: 142-149, 2009.
84. **Murlimanju BV, Nair N, Ray B, Pai MM, Amin S, Pai SR.** Morphological variants of lateral meniscus of the knee: a cadaveric study in South Indian human fetuses. *Anat Sci Int.* 86: 63-68, 2011.
85. **Nicholls RL, Schirm AC, Jeffcote BO, Kuster MS.** Tibiofemoral force following total knee arthroplasty: comparison of four prosthesis designs in vitro. *J Orthop Res.* 25: 1506-1512, 2007.
86. **Ostermeier S, Buhrmester O, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C.** Dynamic in vitro measurement of patellar movement after total knee arthroplasty: an in vitro study. *BMC Musculoskelet Disord.* 6: 30, 2005.
87. **Parratte S, Pagnano MW.** Instability after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 90: 184-194, 2008.
88. **Parsley BS, Conditt MA, Bertolusso R, Noble PC.** Posterior cruciate ligament substitution is not essential for excellent postoperative outcomes in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 21: 127-131, 2006.
89. **Pellengahr C, Refior HJ, Qvick M, Jansson V.** [Bicondylar knee replacement--an intermediate term evaluation of the Genesis prosthesis]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 136: 343-349, 1998.

90. **Pinskerova V, Iwaki H, Freeman MA.** The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Orthopade.* 29 Suppl 1: S3-5, 2000.
91. **Puloski SK, McCalden RW, MacDonald SJ, Rorabeck CH, Bourne RB.** Tibial post wear in posterior stabilized total knee arthroplasty. An unrecognized source of polyethylene debris. *J Bone Joint Surg Am.* 83-A: 390-397, 2001.
92. **Ritter MA, Meding JB.** Anterior displacement. Its effects on instability and radiolucency in total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 259-265, 1986.
93. **Rong GW, Wang YC.** The role of cruciate ligaments in maintaining knee joint stability. *Clin Orthop Relat Res.* 65-71, 1987.
94. **Rössler H, Rütther W** Orthopädie und Unfallchirurgie. *Urban & Fischer,* München 2007.
95. **Rütt A** Geschichte der Orthopädie im deutschen Sprachraum. *Ferdinand Enke Verlag,* Stuttgart 1993.
96. **Schiebler TH** Anatomie. *Springer,* Heidelberg 2005.
97. **Schünke M, Schulte E, Schumacher U** PROMETHEUS, LernAtlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssysteme. *Thieme,* Stuttgart 2005.
98. **Schuster AJ, von Roll AL, Pfluger D, Wyss T.** Anteroposterior stability after posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sport Tr A.* 19: 1113-1120, 2011.
99. **Shi X, Shen B, Kang P, Yang J, Zhou Z, Pei F.** The effect of posterior tibial slope on knee flexion in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012.
100. **Siebel T, Kafer W.** Modification of the posterior cruciate ligament tension following total knee arthroplasty: comparison of the Genesis CR and LCS meniscal bearing prostheses. *Knee.* 11: 203-208, 2004.
101. **Smith & Nephew.** GENESIS II - Das komplette Kniesystem. System Spezifikation. *Smith & Nephew GmbH - Informationsbroschüre,* Marl 2009.
102. **Smith & Nephew.** GENESIS II - Das komplette Kniesystem. Zuverlässigkeit und kontinuierliche Innovation. *Smith & Nephew GmbH - Informationsbroschüre,* Marl 2009.
103. **Smith & Nephew.** GENESIS II - Das komplette Kniesystem - Primärversorgung. Operationsanleitung. *Smith & Nephew GmbH - Informationsbroschüre,* Marl 2009.

104. **Smith & Nephew.** GENESIS II CR - Deep Flexion System Optimum performance to maximize flexion. *Smith & Nephew GmbH - Informationsbroschüre*, Marl 2009.
105. **Smith and Nephew.** Smith & Nephew eCatalog. www.smithnephew.com/catalog/Category.asp?NodeId=4076. (besucht am 5. November 2010).
106. **Stein A, Fleming B, Pope MH, Howe JG.** Total knee arthroplasty kinematics. An in vivo evaluation of four different designs. *J Arthroplasty*. 3 Suppl: S31-36, 1988.
107. **Steinwachs M.** New technique for cell-seeded collagen-matrix-supported autologous chondrocyte transplantation. *Arthroscopy*. 25: 208-211, 2009.
108. **Stern SH, Insall JN.** Posterior stabilized prosthesis. Results after follow-up of nine to twelve years. *J Bone Joint Surg Am*. 74: 980-986, 1992.
109. **Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA.** Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 77: 884-889, 1995.
110. **Suggs JF, Li G, Park SE, Sultan PG, Rubash HE, Freiberg AA.** Knee biomechanics after UKA and its relation to the ACL--a robotic investigation. *J Orthop Res*. 24: 588-594, 2006.
111. **Tanzer M, Smith K, Burnett S.** Posterior-stabilized versus cruciate-retaining total knee arthroplasty: balancing the gap. *J Arthroplasty*. 17: 813-819, 2002.
112. **Tsuneizumi Y, Suzuki M, Miyagi J, Tamai H, Tsukeoka T, Moriya H, Takahashi K.** Evaluation of joint laxity against distal traction force upon flexion in cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasty. *J Orthop Sci*. 13: 504-509, 2008.
113. **Unitt L, Sambatakakis A, Johnstone D, Briggs TW.** Short-term outcome in total knee replacement after soft-tissue release and balancing. *J Bone Joint Surg Br*. 90: 159-165, 2008.
114. **Varadarajan KM, Gill TJ, Freiberg AA, Rubash HE, Li G.** Gender differences in trochlear groove orientation and rotational kinematics of human knees. *J Orthop Res*. 27: 871-878, 2009.
115. **Walker PS, Ambarek MS, Morris JR, Olanlokun K, Cobb A.** Anterior-posterior stability in partially conforming condylar knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 87-97, 1995.
116. **Walker PS, Hsieh HH.** Conformity in condylar replacement knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*. 59: 222-228, 1977.
117. **Wang XF, Chen BC, Shi CX, Gao SJ, Shao DC, Li T, Lu B, Chen JQ.** [Effect of increased posterior tibial slope or partial posterior cruciate

ligament release on knee kinematics of total knee arthroplasty]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi*. 45: 839-842, 2007.

118. **Whiteside LA, Amador DD**. The effect of posterior tibial slope on knee stability after Ortholoc total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 3 Suppl: S51-57, 1988.
119. **Whiteside LA, Amador DD**. Rotational stability of a posterior stabilized total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 241-246, 1989.
120. **Wikipedia - Die freie Enzyklopädie**. Rostfreier Stahl - Vitallium. http://de.wikipedia.org/wiki/Rostfreier_Stahl, <http://de.wikipedia.org/wiki/Vitallium>. (besucht am 27.03.2011).
121. **Wikipedia - Die freie Enzyklopädie**. Skalarproduktnorm. <http://de.wikipedia.org/wiki/Skalarproduktnorm>. (besucht am 24.11.2012).
122. **Woo SL, Fisher MB**. Evaluation of knee stability with use of a robotic system. *J Bone Joint Surg Am*. 91 Suppl 1: 78-84, 2009.
123. **Worland RL, Jessup DE, Johnson J**. Posterior cruciate recession in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 12: 70-73, 1997.
124. **Wülker N** Orthopädie und Unfallchirurgie. *Thieme*, Stuttgart 2005.
125. **Yamakado K, Kitaoka K, Yamada H, Hashiba K, Nakamura R, Tomita K**. Influence of stability on range of motion after cruciate-retaining TKA. *Arch Orthop Trauma Surg*. 123: 1-4, 2003.
126. **Zavatsky AB**. A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig. *J Biomech*. 30: 277-280, 1997.
127. **Zeh A, Davis J, Laskin R, Klima S, Wohlrab D**. Early results with the Genesis II Posterior Stabilized High Flexion knee prosthesis. A one year follow-up study. *Acta Orthop Belg*. 75: 792-800, 2009.

Danksagung

Zu allererst möchte ich mich bei Herrn PD Dr. M. Wünschel für die Überlassung des Themas sowie seiner Betreuung und Unterstützung während meiner Dissertation bedanken. Das ständige Interesse an meiner Arbeit, die Beratung in allen fachlichen Fragen und die hervorragende Zusammenarbeit während der Versuchsdurchführung haben wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Herrn Prof. Dr. N. Wülker danke ich für die freundliche Bereitstellung eines Arbeitsplatzes im Biomechanik Labor der Universität Tübingen.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. rer. nat. O. Müller, dem ehemaligen Leiter des Biomechanik Labors der Universität Tübingen, für die angenehme Zusammenarbeit. Sein fachkundiges Wissen und Engagement waren mir bei der Errechnung und Auswertung der gewonnenen Daten eine große Hilfe.

Bei Herrn Jeremi M. Leasure, MSEng, bedanke ich mich für die Hilfe bei der Versuchsdurchführung mit dem KUKA-Roboter. Dank seiner Unterstützung war ein reibungsloser Ablauf der Versuchsreihe möglich.

Für die hervorragende Einführung in die Präparation der Kadavarknie im Biomechanik Labor danke ich Herrn Dr. med. T. Dilger.

Den Mitarbeitern der Klinikbibliothek spreche ich für ihre Hilfsbereitschaft meinen Dank aus.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie. Ihre Unterstützung und Wertschätzung war mir nicht nur während meines Studiums und der Dissertation bewusst. Ein großer Dank gilt dabei meinen Eltern und meiner Schwester.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Freundin Isabelle bedanken. Ihre enorme Hilfsbereitschaft und Ermutigungen gaben mir während meiner Dissertation die nötige Kraft und Zuversicht.