

Patellofemorale Druck bei  
Knie totalendoprothesen mit  
und ohne Retropatellarersatz -  
eine in vitro Studie

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Kohler, Philipp Maximilian

2016

Dekan:

Professor Dr. I.B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. N. Wülker

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. G. Ochs

Meiner Familie

## Inhalt

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>7</b>
1.1. Kniegelenk.....	9
1.1.1. Funktionelle Anatomie des Kniegelenks.....	9
1.1.2. Das Patellofemoralgelenk - Funktionelle Anatomie und Biomechanik.....	12
1.2. Gonarthrose .....	14
1.3. Anteriorer Knieschmerz und das patellofemorale Schmerzsyndrom ( <i>Chondropathia patellae</i> ) .	15
1.4. Endoprothetik am Kniegelenk.....	17
1.4.1. Historischer Überblick .....	17
1.4.2. Prothesenmodelle .....	18
1.4.2.1. Unikondylärer Gelenkersatz.....	19
1.4.2.2. Bikondylärer Oberflächenersatz.....	20
1.4.2.3. Achsknieprothesen .....	20
1.4.3. Patellarrückflächenersatz.....	22
1.4.4. Problematik des Patellarrückflächenersatzes .....	23
1.5. Fragestellung .....	24
<b>2. Material und Methoden .....</b>	<b>25</b>
2.1. Humane Kniepräparate .....	25
2.1.1. Auswahl der Präparate .....	25
2.1.2. Präparation der Kadaverknie.....	26
2.1.3. Vorbereitung für die Messung.....	28
2.2. Kniekinemator.....	30
2.2.1. Aufbau.....	30
2.2.2. Funktion .....	31
2.2.3. Einstellung der Messkonditionen .....	32
2.2.4. Einspannen des Knies im Kinemator .....	32

## Einleitung

---

2.2.5.	Simulation unterschiedlicher Muskelkraftverteilungen .....	33
2.3.	<i>Bewegungsmessung</i> .....	34
2.3.1.	ZEBRIS® Messsystem .....	34
2.3.2.	Referenzierung .....	36
2.4.	<i>Messung der patellofemorale Druckverteilung</i> .....	37
2.4.1.	Tekscan® Messsystem .....	38
2.4.2.	Kalibrierung der Druckmessfolie .....	38
2.4.3.	Einbringen und Positionieren der Druckmessfolie im Präparat .....	39
2.5.	<i>Durchführung der Prothesenimplantation</i> .....	41
2.5.1.	Implantation des Femurschildes und der Tibiakomponente .....	42
2.5.2.	Implantation des Patellarückflächenersatzes.....	44
2.6.	<i>Radiologische Kontrolle</i> .....	45
2.7.	<i>Versuchsablauf</i> .....	47
2.8.	<i>Gewinnung der Messwerte aus den Rohdaten</i> .....	49
2.9.	<i>Statistische Auswertung</i> .....	49
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>51</b>
3.1.	<i>Betrachtung einer Einzelmessung (S2) Betrachtung der Druckverhältnisse</i> .....	51
3.2.	<i>Statistische Auswertung der Ergebnisse aller Präparate durch die Prothesenimplantation</i> .....	54
3.2.1.	Kontaktfläche .....	54
3.2.2.	Maximaldruck .....	56
3.2.3.	Druckschwerpunkt .....	57
3.3.	<i>Veränderungen aller Präparate durch laterale und mediale Muskelkraftverteilungen in Bezug auf Normalbelastung des M. Quadrizeps</i> .....	59
3.4.	<i>Zusammenfassung der Ergebnisse</i> .....	64
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>66</b>
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>76</b>
5.1.	<i>Ziele</i> .....	76

## Einleitung

---

5.2. <i>Methoden</i> .....	76
5.3. <i>Ergebnisse</i> .....	76
5.4. <i>Schlussfolgerung</i> .....	77
<b>6. Anhang</b> .....	<b>80</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b> .....	<b>84</b>
<b>8. Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift</b> .....	<b>93</b>
<b>9. Veröffentlichungen</b> .....	<b>94</b>
<b>10. Danksagung</b> .....	<b>95</b>

### 1. Einleitung

Der demografische Wandel mit gesteigerter Lebenserwartung bei gleichzeitig wachsender körperlicher Aktivität älterer Patienten haben zu einem starken Anstieg der endoprothetischen Versorgung von Knie- und Hüftgelenk geführt. Der Einbau einer Knieendoprothese ist ein heutzutage häufig durchgeführtes Operationsverfahren mit sehr guten klinischen Ergebnissen [1, 2]. Im Jahr 2009 wurden in Deutschland circa 380 000 Endoprothesen, davon 175 000 Kniegelenksprothesen, implantiert [3]. Das bedeutet bei Knieprothesen im Vergleich zum Jahr 2003 einen Zuwachs von 52% [4]. Gleichzeitig steigt jedoch auch die Rate an Wechseloperationen, welche 2011 bei 10% und somit 37 000 Operationen lag. Für die hohe Anzahl an Endoprothesenwechsell gibt es verschiedene Gründe. Die aseptische Lockerung der Knieimplantate und persistierender Knieschmerz stellen dabei wichtige Ursachen dar. Trotz verbesserter diagnostischer und operativer Möglichkeiten gibt es jedoch immer noch offene Fragen, die kontrovers diskutiert werden, besonders im Hinblick auf das Patellofemoralgelenk. Viele Studien beschreiben Patellarprobleme nach der Implantation einer Knieendoprothese und führen dies mit auf einen erhöhten retropatellaren Druck zurück [5-10]. Dadurch kann es im Verlauf zu Komplikationen wie Prothesenlockerungen, aber auch Patellafrakturen und Patellamalalignment kommen.

Vor allem die Frage, ob bei Knieprothesenimplantation ein Patellarrückflächenersatz erfolgen sollte, wird kontrovers diskutiert. Die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes nach Prothesenimplantation wird je nach Studie als höher ohne [5, 11], beziehungsweise höher nach Einbau eines Retropatellarersatzes angegeben [12, 13]. Manche Autoren sehen dagegen keinen Unterschied zwischen beiden Verfahren [14, 15]. Jedoch können diese Studien nicht in vollem Maße miteinander verglichen werden, da sich der Beobachtungszeitraum sehr stark unterscheidet und Komplikationen nach Rückflächenersatz erst nach einer längeren Latenzphase zu beobachten sind.

Aktuelle Metaanalysen sprechen sich, vor allem wegen eines niedrigeren Risikos der Reoperation und niedrigeren Raten an bleibendem vorderen Knieschmerz, 12,9% nach Rückflächenersatz gegenüber 24,1% ohne [16], für die Implantation des Retropatellarersatzes aus. Im amerikanischen Raum hat sich daher die routinemäßige Implantation

eines Rückflächenersatzes als Standard durchgesetzt. Während im asiatischen Raum der Retropatellarersatz eine untergeordnete Rolle spielt, wird in Europa eher die selektive Auswahl der Patienten für einen Rückflächenersatz aufgrund der praeoperativen Klinik als Vorgehensweise bevorzugt. Dies deckt sich auch mit den Ergebnissen einer anderen Metaanalyse, welche keine generellen Vorteile des routinemäßigen Rückflächenersatzes sieht [17].

In der orthopädischen Universitätsklinik Tübingen wird bei der Implantation einer Knieendoprothese das zuletzt genannte Procedere gewählt und ein Retropatellarersatz nicht primär bei allen Implantationen, sondern selektiv bei ausgewählten Patienten mit praeoperativ eindeutigem retropatellarem Schmerzcharakter eingesetzt.

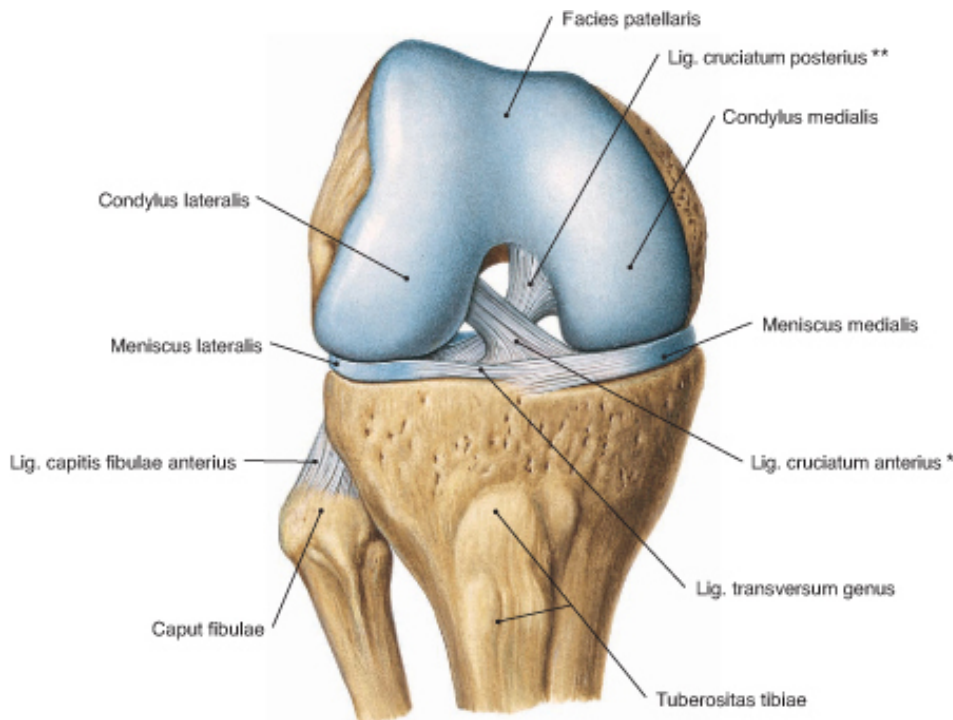
### **1.1. Kniegelenk**

Biomechanische Studien und das Verständnis der Pathologie des Kniegelenks erfordern detaillierte Kenntnis der anatomischen Strukturen und ihrer Funktionen. Nur so ist es möglich, ein sinnvolles Studiendesign zu entwerfen und die Ergebnisse mit Bezug auf die native Situation auszuwerten.

Im Folgenden soll daher auf die Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks genauer eingegangen werden.

#### **1.1.1. Funktionelle Anatomie des Kniegelenks**

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des Körpers. Es stellt funktionell ein Drehscharniergelenk dar und verbindet das Femur mit der Tibia (siehe Abb. 1). Dabei besteht es aus drei Abschnitten: dem medialen und dem lateralen Tibio-Femoralgelenk mit je einem Meniskus, die zusammen ein bikondyläres Gelenk bilden, sowie dem Patellofemoralgelenk. Diese drei Gelenkanteile bilden eine Einheit, sind aber doch in mancher Hinsicht unabhängig voneinander und können auch einzeln erkranken. Sie sind von einer gemeinsamen Gelenkkapsel eingeschlossen und liegen in einer Gelenkhöhle. Die Tibia, das Schienbein, ist proximal zum Tibiakopf verbreitert und bildet die distale Gelenkfläche des Kniegelenks. Auf ihrer proximalen Oberfläche, dem Tibiaplateau, tragen diese die Facies articularis superior. Zwischen den beiden Gelenken befindet sich die Eminentia intercondylaris. Die Fibula ist am Kniegelenk nicht beteiligt [18].



Putz / Pabst: Sobotta Atlas der Anatomie 2, 22.A. © Elsevier GmbH. [www.studentconsult.de](http://www.studentconsult.de)

**Abbildung 1:** Kniegelenk von ventral nach Entfernung der Kapsel und der Seitenbänder

Die Gelenkflächen des Femur, die Femurkondylen, haben in sagittaler Ebene (von der Seite aus betrachtet) keine Kreisform, sondern sind spiralförmig gekrümmt. Dabei ist die stärkste Krümmung dorsal gelegen, die geringste Krümmung ventral [19]. Dies spielt bei der Biomechanik der Knieflexion eine wichtige Rolle. Im Verlauf einer Knieflexion wandert die transversale Drehachse durch die beiden Epikondyli von ventral nach dorsal. Zunächst ist die Kniebewegung durch ein Rollen des Femurs auf dem Tibiaplateau gekennzeichnet. Erst ab 25° beginnt die Drehbewegung der stärker gekrümmten hinteren Femurkondylenanteile um die dann weiter dorsal verlagerte Drehachse im Sinne eines Scharniergelenks. Die Menisci folgen dabei dem Femur und sorgen für eine gleichbleibende Kongruenz der Gelenksanteile [20-23].

Auf die Anatomie der Patella und ihre biomechanische Funktion wird detailliert in Kapitel 1.1.2 eingegangen.

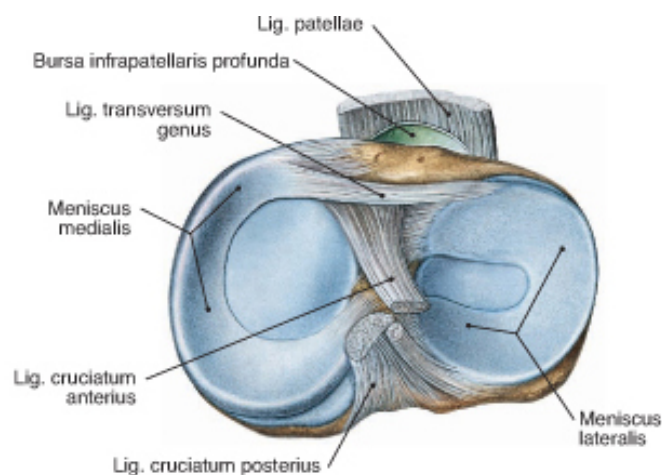
Das Kniegelenk ist ein sehr schönes Beispiel für die Übereinstimmung von Form und Funktion im Bewegungsapparat. Die beiden wichtigsten Aufgaben jedes tragenden

## Einleitung

---

Gelenks, nämlich Kraftübertragung und Positionsänderung, erfordern Eigenschaften, die sich weitgehend zuwiderlaufen: Stabilität und Beweglichkeit.

Um die außergewöhnliche Beweglichkeit des Kniegelenks, bis zu 160° Flexion, bei erhaltener Stabilität gewährleisten zu können, bedarf es eines komplizierten Bandapparats und zweier Menisci, da eine knöchernen Führung eine derartige Beweglichkeit nicht erlauben würde [24]. Erst die Menisci sorgen für die ideale Kongruenz der Gelenkflächen von Femur und Tibia [25, 26]. Die Femurkondylen sind knöchern konvex; das mediale Tibiaplateau jedoch nur gering konkav, das laterale sogar etwas konvex. So berühren die Femurkondylen das Tibiaplateau nur punktförmig. Erst die Menisci formen mit dem Plateau eine konkave Gelenkfläche, die die Femurkondylen aufnimmt [18] (siehe Abbildung 2).



Putz / Pabst: Sobotta Atlas der Anatomie 2, 22.A. © Elsevier GmbH. [www.studentconsult.de](http://www.studentconsult.de)

**Abbildung 2:** Menisci und Kreuzbänder des Kniegelenks

Die Menisci sind annähernd C-förmig, bestehen aus Faserknorpel und besitzen einen keilförmigen Querschnitt. Der breite Abschnitt liegt außen und ist mit der Gelenkkapsel verbunden. Dabei ist der mediale Meniskus mit dem medialen Kollateralband verwachsen. Der laterale Meniskus ist dagegen nicht mit dem lateralen Seitenband verbunden, da dieses außerhalb der Kapsel verläuft.

Bandsysteme verhindern bei der Bewegung des Knies eine Gleitbewegung nach vorne und hinten, sowie eine Ab- und Adduktionsbewegung (mediales und laterales „Aufklappen“). Die ventrodorsale Stabilität wird dabei durch die beiden Kreuzbänder, die Stabilität bei Valgus- und Varusstress durch die Seitenbänder gewährleistet. Die Kreuzbänder liegen intrakapsulär, jedoch extrasynovial zwischen Femur und Tibia. Dabei verläuft das vordere Kreuzband von der inneren Fläche des lateralen Femurkondylus zur Area intercondylaris anterior des Schienbeins (von oben hinten lateral nach unten vorn medial). Das hintere Kreuzband verläuft von der Innenfläche des medialen Femurkondylus schräg nach hinten zur Insertion an der Area intercondylaris posterior der Tibia.

### **1.1.2. Das Patellofemoralgelenk - Funktionelle Anatomie und Biomechanik**

Da sich diese Studie insbesondere mit dem retropatellaren Druck und seiner Änderung sowohl während nativer Flexion, als auch nach Endoprothesenimplantation befasst, soll das Patellofemoralgelenk im Folgenden genauer betrachtet werden.

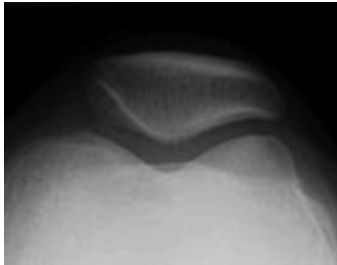
Die Patella ist das größte Sesambein des menschlichen Körpers. Sie ist in den Streckapparat des Kniegelenks, den M. quadrizeps femoris eingebettet. Dabei hat sie mehrere Funktionen. Zum einen wirkt die Patella als Hypomochlion auf die Quadrizepssehne. Dadurch wird der Winkel des Ansatzes an der Tibia und der Hebelarm vergrößert, was die für die Streckbewegung benötigten Kräfte verringert. Zum anderen konvergieren in der Patella die sich überkreuzenden Sehnenfasern des Quadrizeps und werden am Apex patellae zum Ligamentum Patellae gebündelt, was die fächerförmige Zugrichtung des Muskels in eine einheitliche Zugrichtung umleitet.

Neben ihrer Bedeutung als Sesambein bildet die Patella durch die Facies articularis mit der Facies patellaris des Femur das Patellofemoralgelenk. Dabei verläuft die Patella während der Streckung über eine Wegstrecke von bis zu 10 cm auf dem Femur in der zwischen den Femurkondylen gelegenen Rinne. Diese Führung wird während der Kniebeugung straffer, sodass bei voller Beugung fast keine seitliche Bewegung mehr möglich ist, während diese bei vollständiger Streckung des Knies noch erhalten ist.

## Einleitung

---

Normalerweise passt die Patella während des gesamten Streckvorgangs kongruent in die Gleitrinne des Femur hinein, was klinisch sehr gut durch ein axiales Röntgenbild des leicht gebeugten Knies überprüft werden kann (Abbildung 3 zeigt dabei die Kongruenz während eines Beugewinkels).



**Abbildung 3:** Axiales Röntgenbild der Patella;

Quelle: Radiologische Klinik des Universitätsklinikums Tübingen

Ist diese Kongruenz der Gelenkflächen pathologisch verändert, kommt es bei der Knieflexion zu einer veränderten retropatellaren Druckverteilung, welche den Knorpel übermäßig beansprucht. Diese Beanspruchung ist jedoch nicht nur von der Anatomie der Gleitrinne, sondern auch von der Physiologie des Streckapparats und der Stellung des Kniegelenks abhängig [27, 28].

In Streckstellung des Kniegelenks liegt die Patella dem Rezessus suprapatellaris femoris direkt an. In dieser Stellung wirkt ein nur sehr geringer axialer Druck. Die Patella lässt sich in dieser Position noch leicht lateral verschieben, was auch Luxationen und Subluxationen vor allem in dieser Position erklärt.

Bei 20° Beugung liegt der distale Patellapol dem kranialen Abschnitt der Gelenkfläche des Femur auf. Im Verlauf der Knieflexion wandert die Kontaktfläche auf der Patella von distal nach kranial. Bei 60° liegt sie ungefähr zentral, um bei 90° mit den kranialen Anteilen das Gelenk zu bilden. Bei 120° bewegt sich die Patella in die Interkondylärgrube des Femur und die Kontaktfläche der Patella teilt sich in eine mediale und eine laterale. Die zentralen Patellaabschnitte des Gelenkes haben keine Kontaktflächen mehr.

Zudem ist es so, dass ab 90° der Kniebeugung ein Teil der Kraft der Quadrizepsmuskulatur von der sich um die Femurkondylen wickelnden Quadrizepssehne übertragen wird (Umwicklungseffekt) [29-31].

Physiologisch besitzt das Knie eine leicht knöcherne Valgusstellung, was jedoch dazu führt, dass der Quadrizeps bei Anspannung eine nach lateral wirkende Kraft ausübt. Dieser seitliche Druck auf die Patella wird vom lateralen Femurkondylus aufgenommen, wodurch die Patella besonders lateral verstärkt belastet wird, während der mediale Patelladruck geringer ist. Aus dieser funktionellen Asymmetrie lässt sich die äquivalente anatomische Form von Patella und Trochlea erklären. Die laterale Gelenkfläche der Patella ist größer und normalerweise regelmäßiger ausgebildet als die mediale [32].

## 1.2. Gonarthrose

Unter Gonarthrose versteht man die degenerative Veränderung des Gelenkknorpels und des Synovialgewebes mit Beteiligung der fibrösen Gelenkkapsel, des Knochens und der Muskulatur [33]. Die Gonarthrose kann sowohl nur ein Kompartiment des Knies, als auch alle beteiligten Gelenke betreffen (Pangonarthrose). Bei Verschleiß im Patellofemoralgelenk wird oft von Retropatellararthrose gesprochen.

Man kann die Arthrose als Missverhältnis zwischen mechanischer Resistenz des Knorpels und seiner mechanischen Beanspruchung beschreiben [18]. Man unterscheidet bei der Einteilung der Arthrosen die primären (ohne nachweisbaren Vorzustand) von den sekundären Arthrosen, die als Folge eines angeborenen oder erworbenen Schadens aufzufassen sind. Die Gonarthrose entsteht überwiegend primär idiopathisch ohne vorbestehende Kniegelenkschäden. Bei den sekundären Gonarthrosen führen beispielsweise vorbestehende Gelenkschäden am Knorpelbelag und Inkongruenzen der Gelenke zu frühzeitigem Verschleiß.

Eine entscheidende Rolle bei Entwicklung und Verlauf sekundärer Gonarthrosen spielen dabei auch Achsenfehlstellungen. Durch die Knorpeldestruktion des durch die Fehlstellung schon stärker beanspruchten Gelenkabschnittes (medial, bei

Genua vara und lateral bei Genua valga ) kommt es zu einer Zunahme der Fehlstellung und dadurch zu einem Circulus vitiosus, der nicht mehr aufzuhalten ist. Die Fehlstellung, die Deformität und die Fehlbelastung verschlimmern sich gegenseitig und führen unbehandelt zu völliger Insuffizienz und Zerstörung des Gelenks.

Konservative Therapiemöglichkeiten können diesen fortschreitenden Prozess nicht aufhalten, jedoch die Symptome lindern. So führen eine Schonung des Gelenks und eine Anpassung des Lebensstils mit Reduktion des Übergewichts zu einer Abnahme der Beschwerden. Auch Schmerzmittel, Krankengymnastik und orthopädische Hilfsmittel zur Gelenkstabilisierung können die Symptome lindern.

Um jedoch die Gelenkfunktion zu verbessern und damit eine dauerhafte Schmerzreduktion zu erwirken, ist häufig im Verlauf eine operative Maßnahme unumgänglich. Dabei stehen die Korrekturosteotomie und die Endoprothesenoperation zur Auswahl, wobei jedoch eine genaue Differenzialindikation getroffen werden muss.

### **1.3. Anteriorer Knieschmerz und das patellofemorale Schmerzsyndrom (Chondropathia patellae)**

Bei der Chondropathia patellae handelt es sich um eine Erkrankung der Kniescheibe mit symptomatischer Schädigung des retropatellaren Knorpels. In der Literatur gibt es dazu abweichend noch die Bezeichnung Chondromalacia patellae, die jedoch nur teilweise synonym verwendet wird und sich weniger auf klinische Symptome als viel mehr auf die arthrotische Aufweichung und Veränderung des retropatellaren Knorpels bezieht. Die Ätiologie der Erkrankung, welche Faktoren die Knorpeldestruktion hervorrufen kann dabei nicht immer eruiert werden. Jedoch werden unterschiedliche Pathogenesen diskutiert. Sowohl die chronische mechanische Überbelastung oder Fehlf orm des Gelenks, als auch die Fehllage der Patella, wie zum Beispiel Patella lateralisata, alta oder bacha, werden diskutiert. Zudem spielen Dysbalancen der Muskulatur und des patellären Halteapparats eine Rolle [33]. Die Dorsalfläche der Patella besitzt den dicksten Gelenkknorpel des Körpers. Jedoch kann durch die extremen Belastungen, die bei der Kniebewegung auftreten, verstärkt durch die oben genannten begünstigenden Faktoren

bei 50% der 20jährigen bereits ein Knorpelschaden, wenn auch nur mikroskopisch festgestellt werden.

Von dieser physiologischen Abnutzung des Patellaknorpels und den gegebenenfalls damit einhergehenden retropatellaren Knieschmerzen muss man den postoperativen retropatellaren Knieschmerz nach Knieprothesenimplantation abgrenzen. Viele Studien beschäftigen sich mit postoperativ persistierendem vorderen Knieschmerz. Eine große Metaanalyse aus dem Jahr 2014 gibt die Inzidenz des postoperativen Schmerzes mit 5% - 10% an [6]. Trotz umfangreicher Studien gibt es jedoch zu Ursache und Pathologie des anterioren Knieschmerzes keine eindeutige Aussage. Als wichtige Ursache wird von mehreren Autoren das retropatellare Prothesendesign angeführt. Frühere Prothesentypen, welche noch weniger Wert auf das Design des retropatellaren Lagers legten, zeigten postoperativ anhaltenden vorderen Knieschmerz in 40% - 58 % der Fälle [34].

Besonders der Zusammenhang zwischen dem Einbau eines Retropatellarersatzes und postoperativem anterioren Knieschmerz wird in vielen Studien untersucht. Dabei kommt es jedoch zu konträren Ergebnissen. Manche Studien sehen einen postoperativen klinischen Vorteil durch den Retropatellarersatz (RPE) [5, 11], andere Autoren bevorzugen den Verzicht auf RPE [14]. He et al konnten in einer Metaanalyse im Hinblick auf den postoperativen anterioren Knieschmerz keinen Vorteil des Retropatellarersatzes nachweisen [35]. Diese Ergebnisse beziehen sich jedoch alleine auf postoperativ anhaltenden retropatellaren Schmerz und berücksichtigen nicht die postoperative Funktion und das Risiko einer Reoperation. Daher ist diese Studie nicht in vollem Maße mit bereits genannten Metaanalysen zu vergleichen, welche ihre Ergebnisse auf mehrere Faktoren beziehen und einen Vorteil im Einbau des Retropatellarersatzes sehen [16].

Zusammenfassend lässt sich daher keine eindeutige Hauptursache für den postoperativen anterioren Knieschmerz angeben und so postulieren auch van Jonbergen et al, dass alles, was die Mechanik des Patellofemoralgelenks verändert, zu vorderem Knieschmerz führen kann [36]. Jedoch kann als Konsens der Autoren und als wichtigste Voraussetzung für die Vermeidung von postoperativem anterioren Knieschmerz die optimale Platzierung der Endoprothese angeführt werden.

## 1.4. Endoprothetik am Kniegelenk

### 1.4.1. Historischer Überblick

Die Anfänge der Prothetik lassen sich nicht genau festlegen. Bereits 2000 v. Chr. gab es in Ägypten erste Ansätze Orthesen an menschlichen Körpern zu verwenden; zuerst jedoch nur an Körpern, die mumifiziert werden sollten. 1000 v. Chr. wurde einer Frau, die ihren Zehen verloren hatte, eine hölzerne Orthese an den Knöchel verpflanzt. Sie gilt heutzutage als erster Patient, der lebend eine Prothese bekam. Ab dem Mittelalter wurden dann häufiger Prothesen aus Eisen oder Holz verwendet. Auf den Gedanken der Implantation von Gelenken, welche dann als Endoprothesen bezeichnet werden können, kam man damals noch nicht.

Diese Idee wird gemeinhin mit dem Namen Themistokles Gluck verbunden. Der Berliner Arzt war 1890 der erste, der künstliche Gelenkimplantate entwickelte, dies an Leichenknien mit Elfenbeinprothesen testete und 1890 bei einem Patienten mit durch TBC bedingtem infektiösen Gelenkverschleiß die erste einfache Scharnierprothese implantierte. Diese Endoprothese wurde mit Kolophonium, einem Harzgemisch, sowie Bimsstein und Gips im Knochen verankert. Leider brachte die Operation nicht den gewünschten Erfolg, da die Infektion das Gelenk wieder infiltrierte und damit eine Amputation unausweichlich machte [37].

Daraufhin wurde immer größeres Augenmerk auf die Prothesenentwicklung gerichtet, zunächst jedoch ohne allzu großen Erfolg. Während der Weg der Interpositionsarthroplastik unter Verwendung von Muskel- oder Fasziengewebe (Gluck 1902, Henderson 1918) wegen der schlechten Steuerung von Stabilität einerseits und Gelenkbeweglichkeit andererseits schnell verlassen wurde, gab es auch bei der Entwicklung der Endoprothesen nur langsamen Fortschritt. Zwar entwickelten Campbell 1940, Smith und Peterson 1942, McKeever 1952 und McIntosh 1958 neue Modelle, jedoch ersetzten diese nur isoliert entweder den tibialen oder den femoralen Gelenkabschnitt. Dadurch kam es jedoch zu übermäßigem Verschleiß der korrespondierenden Gelenkseite und zu den damit

verbundenen persistierenden Beschwerden, sowie zu postoperativen Komplikationen [37].

Erst Mitte des vorigen Jahrhunderts konnten Walldius und Shiers (1951 und 1953) relativ gute Ergebnisse für ihre Scharnierprothesen präsentieren. Durch die Erfindung des Knochenzements in den 60er Jahren wurde die Entwicklung von achslosen Gelenken möglich, da nun beide Gelenksanteile sicher mit dem Knochen verbunden werden konnten. Auch wurde hier mit dem Einsatz eines Kunststoffinlays der Grundstein der heutigen Prothesen gelegt. Bei der Operation wurden Kreuz- und Seitenbänder erhalten, was die natürliche Bewegungsfähigkeit erhielt. Zudem wurde immer mehr Wert auf eine den anatomischen Grundvoraussetzungen angepasste Form gelegt, wie sie auch heute noch zu finden ist. Die ersten modernen Prothesen, die sowohl das Tibiofemoralgelenk ersetzten, als auch mit einem Retropatellarersatz ausgestattet waren, gab es ab den 60er bis 70er Jahren des 20. Jahrhunderts.

Bei den heutigen Prothesentypen wird weitestgehend knochensparend reseziert, um nur die beschädigten Gelenkflächen zu ersetzen, denen je nach Zerstörungsgrad unterschiedliche Module angepasst werden.

### **1.4.2. Prothesenmodelle**

Die Prothesenmodelle lassen sich danach einteilen, welcher Teil des Gelenks durch eine Prothese ersetzt wird. Dabei unterscheidet man uni-, bi- und trikompartimentelle Prothesen, je nachdem welche Gelenkflächen des Kniegelenks ersetzt werden. Zudem ist eine Einteilung nach der internationalen Norm (ISO) durch die Art der Koppelung der Prothese vornehmbar.



**Abbildung 4:** Oberflächenknieprothese Genesis II von Smith & Nephew mit Femurschild, Tibiaplateau und Inlay; Quelle: eigene Aufnahme

### 1.4.2.1. Unikondylärer Gelenkersatz

Der unikondyläre Oberflächenersatz, auch Schlittenprothese genannt, kommt bei nur einseitigem, also medialem oder lateralem Knorpeldefekt der Gelenkoberfläche in Betracht.

Dabei wird der zerstörte Gelenkbereich durch einen Femur- und einen Tibiaanteil ersetzt, während der röntgenologisch und klinisch unauffällige kontralaterale Anteil, sowie die Bandstrukturen und übrigen Weichteile erhalten bleiben. Dadurch ist die Operation im Allgemeinen weniger belastend für den Patienten und die Beweglichkeit bleibt postoperativ sehr gut erhalten [38-41]. Die unikondylären Knieprothesen werden in der Regel als ungekoppelte und häufig mobile bearing Implantate eingesetzt. Probleme des unikondylären Gelenkersatzes sind jedoch der postoperativ vermehrte Verschleiß der

anderen Gelenkseite ebenso wie die Tatsache, dass eine retropatellare Beschwerdeursache durch die unikondyläre Prothese nicht behandelt wird.

### 1.4.2.2. **Bikondylärer Oberflächenersatz**

Treten jedoch Degenerationen auf, die mehrere Gelenkpartimente betreffen, reicht der Ersatz nur eines Teils der Gelenkfläche nicht mehr aus. Dann wird auf eine bikondyläre Totalendoprothese zurückgegriffen, bei der sowohl die mediale, als auch die laterale Kondyle durch einen Oberflächenersatz erneuert wird [42, 43]. Abbildung 4 zeigt die Knie totalendoprothese Genesis II von Smith & Nephew mit Femurkomponente aus Metall und einem Tibiaanteil, der wiederum aus einem auf der Tibia implantierten Sockel und einem darauf angebrachten Inlay aus Kunststoff besteht.

Bei der Operation bleiben die stabilisierenden Bandstrukturen, wie Seitenbänder, Gelenkkapsel und das hintere Kreuzband erhalten. Eine Sonderform stellt dabei die posterior stabilised Prothese dar, welche auf ein hinteres Kreuzband zur Stabilität verzichten kann. Sollte die Degeneration auf eine Achsfehlstellung zurückzuführen sein, wird dies berücksichtigt und das implantierte Gelenk achsbegradigt ausgerichtet. Können die noch vorhandenen Strukturen keine ausreichende Stabilität mehr gewährleisten, muss die ungekoppelte Oberflächenprothese durch eine gekoppelte Prothese ersetzt werden. Dabei wird die Stabilität im Gelenk erhöht, die Bewegungsfreiheit jedoch eingeschränkt [43].

### 1.4.2.3. **Achsknieprothesen**

Die einfachste Möglichkeit, die Stabilität zu erhalten, die durch Destruktion sowohl des knöchernen Gelenkes, als auch des Weichteilmantels aus Bändern und Kapseln verloren gegangen ist, ist der Einbau einer achsgeführten Scharnierprothese, auch vollgekoppelte Prothese genannt. Bei dieser Art der Prothese sind Femur- und Tibiakomponente und somit Ober- und Unterschenkel als Ganzes durch ein Scharnier verbunden. Dieses Scharnier erlaubt nur noch Bewegungen in sagittaler Ebene und verhindert somit so-

wohl eine Rotation, als auch Ab- und Adduktion im Kniegelenk, was die Bewegungsfreiheit jedoch sehr beeinträchtigt.

Daher werden diese Prothesen nur noch sehr begrenzt bei starker Gelenksdeformation implantiert. Zudem ist durch die starre Achse die Belastung auf den angrenzenden Knochen sehr groß, was häufig zu Frakturen führt [44].

Eine Prothesenform, die mehr Freiheitsgrade bietet als die Achsprothese, ist die sogenannte achsgeführte Rotationsprothese. Diese wird bei intaktem Muskelapparat, jedoch zerstörtem Bandapparat des Kniegelenks eingesetzt und lässt eine Rotation um die Längsachse von Femur und Tibia zu [45-48].

Zusammenfassend kann man sagen, dass bei leichter unilateraler Gelenkszerstörung zum unikondylären Oberflächenersatz gegriffen werden kann, bei zunehmender Destruktion mehrerer Gelenkanteile bikondyläre Prothesen mit eventuellem Retropatellarsersatz verwendet werden und bei schwerer Zerstörung nur noch eine achsgeführte Prothese als Therapie in Frage kommt.

Um die Prothese im Knochen zu fixieren, kommen entweder die Implantation mit Knochenzement, die zementfreie Fixation oder eine Hybridlösung mit Zementierung nur eines Teils in Betracht. Bei zementfreier Operation werden die Prothesen passgenau auf den Knochen gepresst und gegebenenfalls verschraubt. Bei der zementierten Prothese wird diese mit schnell aushärtendem Kunststoff fixiert. Dies hat den Vorteil, dass das Gelenk schnell wieder voll belastet werden kann, während bei zementfreier Implantation das Gelenk lange Zeit nur teilbelastet werden darf. Daher kommt die zementierte Prothese eher bei älteren Patienten mit schlechter Knochenstruktur in Frage, da diese bald nach Operation wieder mobilisiert werden sollen. Jedoch müssen bei zementfreien Prothesen Aspekte wie Zementalterung und Gewebsreaktionen auf Knochenzement nicht berücksichtigt werden. Diese werden folglich eher jüngeren Patienten empfohlen [38, 49, 50]. Allgemein wird jedoch bei Knieendoprothesen die zementierte Implantation bevorzugt und eher selten, vor allem bei Revisionsimplantationen mit langer diaphysärer Verankerung der Prothese, auf die zementfreie Variante zurückgegriffen.

### 1.4.3. Patellarückflächenersatz

Man geht davon aus, dass bei der Hälfte aller Osteoarthritiden im Kniegelenk eine Beteiligung des Patellofemoralgelenks zu beobachten ist [51]. Diese führt bei betroffenen Patienten zum schon in Kapitel 1.3. beschriebenen Bild des Retropatellarschmerzes. In diesem Fall gibt es die Möglichkeit, neben dem in Kapitel 1.4.2.2. beschriebenen femoralen und tibialen Gelenksersatz zusätzlich einen Patellarückflächenersatz zu implantieren, welcher mit dem Femurschild das prothetische Patellofemoralgelenk bildet.



**Abbildung 5:** Patellarersatz der Genesis II Prothese von seitlich und ventral; Quelle: eigene Aufnahme

Patellarprothesen bestehen heutzutage meist vollständig aus Polyethylen (PE) und sind wie in diesem Fall durch einen internen röntgendichten Metallring markiert, um den richtigen Sitz postoperativ untersuchen zu können (siehe Abbildung 5). Entgegen früherer Tendenzen hin zu Metallgrundplatten mit Polyethylenkopf ist man davon wieder abgekommen. Grund waren Komplikationen durch Scherkräfte zwischen der Metallplatte und dem Polyethylenanteil, ein vermehrter Abrieb des PE und damit verbundene Metallose, sowie schlechtes Einwachsen des Gewebes in das Implantat und damit verbundene Implantatlockerung [52-56].

Indikationen für den Einbau einer Patellarprothese sind Anzeichen einer Gelenkdestruktion mit arthrotischen Veränderungen der retropatellaren Gelenkfläche und damit verbundenen ausgeprägten Schmerzen [17]. Jedoch gibt es auch Kontraindikationen für die Implantation. So sollte die minimale Restdicke der Patella nicht weniger als 15mm betragen, da es sonst schnell zu Frakturen der Patella kommen kann [57].

### 1.4.4. Problematik des Patellarrückflächenersatzes

Die Frage, ob bei der Implantation einer Totalendoprothese des Knies routinemäßig ein Patellarrückflächenersatz eingebaut werden soll, wird immer noch kontrovers diskutiert [17, 58-60]. Wie bereits beschrieben wird vor allem im Hinblick auf den anterioren Knieschmerz eine generelle Implantation eines Retropatellarersatzes diskutiert, jedoch sind die Ergebnisse nicht eindeutig. Kritiker des generellen Einbaus führen als Argument die Komplikationen (wie Fraktur, Lockerung und damit verbundene Reoperationen) an, welche die Implantation mit sich bringen kann und die durch ein Belassen der natürlichen Patellarrückfläche vermieden werden können. Schiavone et al geben die Inzidenz postoperativer Komplikationen bei Einbau eines Retropatellarersatzes mit 7% an [61]. Neben persistierendem anterioren Knieschmerz werden in der Literatur aseptische Lockerungen, welche in manchen Fällen sogar eine Revisionsoperation nötig machen [50, 62, 63], angeführt. Zudem wurden postoperative Schäden der Patellasehne, sowie eine verstärkte Instabilität und das Risiko der Subluxation der Patella beobachtet [52, 64]. Ein große Metaanalyse randomisierter Studien zeigte wiederum eine verminderte Rate an Reoperationen bei Patienten, welche primär mit einem Retropatellarersatz versorgt worden waren [65], gab jedoch trotzdem bei geringen klinischen Vorteilen des Retropatellarersatzes keine Empfehlung für den primären Einbau eines Retropatellarersatzes. Für eine generelle Aussage zur Indikation oder Kontraindikation der Implantation eines Retropatellarersatzes fehlen jedoch nach Ansicht vieler Autoren weitere wissenschaftliche Studien.

## 1.5. Fragestellung

Ziel dieser biomechanischen in vitro Studie an humanen Kniepräparaten ist es, während einer Knieflexion den retropatellaren Druck vor und nach Implantation einer Genesis II KTP mit und ohne RPE zu messen. So sollen Rückschlüsse auf biomechanische Veränderungen im Kniegelenk nach Implantation der Knie totalendoprothese und in einer weiteren Messserie nach Implantation des Patellarückflächenersatzes im Vergleich zum nativen Kniepräparat gewonnen werden. Das Biomechaniklabor der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen besitzt dazu einen hochkomplexen, bereits in vielen Vorgängerstudien etablierten Kniekinemator, mit dem eine dynamische Knieflexion an humanen Kniepräparaten durchgeführt werden kann.

Dabei werden folgende Nullhypothesen aufgestellt :

- Sowohl nach Einbau einer bikondylären Genesis II-Knieprothese mit nativer Patella, als auch nach zusätzlich implantiertem Retropatellarersatz verändert sich, im Vergleich zum Nativpräparat, der retropatellare Druck bzw. das retropatellare Druckbild nicht.
- Die Implantation eines Oberflächenersatzes und eines Retropatellarersatzes verändert den Verlauf des Druckschwerpunktes der Patella im femoralen Patellagleitlager nicht.
- Eine asymmetrische Belastung der Quadrizepsmuskeln verändert die Druckverhältnisse im Retropatellarraum nicht.

Die im Rahmen dieser Studie erhobenen Ergebnisse sollen weitere biomechanische Daten zur Klärung der Frage liefern, inwiefern ein zusätzlich implantierter RPE Vorteile mit sich bringt und zur weiteren Optimierung von Implantaten beitragen.

## **2. Material und Methoden**

Bei dem im Folgenden beschriebenen Versuch sollte an humanen Kniepräparaten in einer in einem Kniekinemator durchgeführten Knieflexion eine retropatellare Druckmessung durchgeführt werden. Festgelegte Messgrößen waren der Maximaldruck, der Druckschwerpunkt, sowie die retropatellare Druckfläche. Die Aufnahme der Drücke erfolgte mit in den Retropatellarraum eingebrachten Druckmessfolien. Die Projektplanung wurde der Ethikkommission der medizinischen Fakultät als eine von mehreren Teilstudien zur Überprüfung vorgelegt und freigegeben (Projektnummer 087/2012BO2).

### **2.1. Humane Kniepräparate**

Für den Versuch wurden sieben humane Kniepräparate verwendet, die in gefrorenem Zustand von den Gewebebanken Lifelegacy und IIAM an das orthopädische Labor geliefert wurden.

Diese fresh-frozen Präparate eignen sich sehr gut, um physiologische Muskel-Band Verhältnisse beim in vitro Versuch nachzustellen.

Während eine Fixierung des Gewebes sowohl die elastischen Fähigkeiten der Weichteile, als auch ihre Belastbarkeit verändert und somit die Messergebnisse unvorhersehbar verfälscht, lassen sich bei tiefgefrorenen Kadavern sehr gute Rückschlüsse auf in vivo Bedingungen ziehen. Jedoch müssen diese Präparate sehr sorgfältig vor Austrocknung geschützt werden, da sonst die Elastizität von Bindegewebe stark reduziert wird. Dies wurde sichergestellt, indem bei jeder größeren Messpause die Präparate mit NaCl-Lösung benetzt und dadurch befeuchtet wurden [66, 67].

#### **2.1.1. Auswahl der Präparate**

Bei den verwendeten Kadaverknien handelte es sich ausschließlich um linke Knie, was den Versuchsablauf vereinheitlichte und eine bessere Beurteilung der Ergebnisse zuließ.

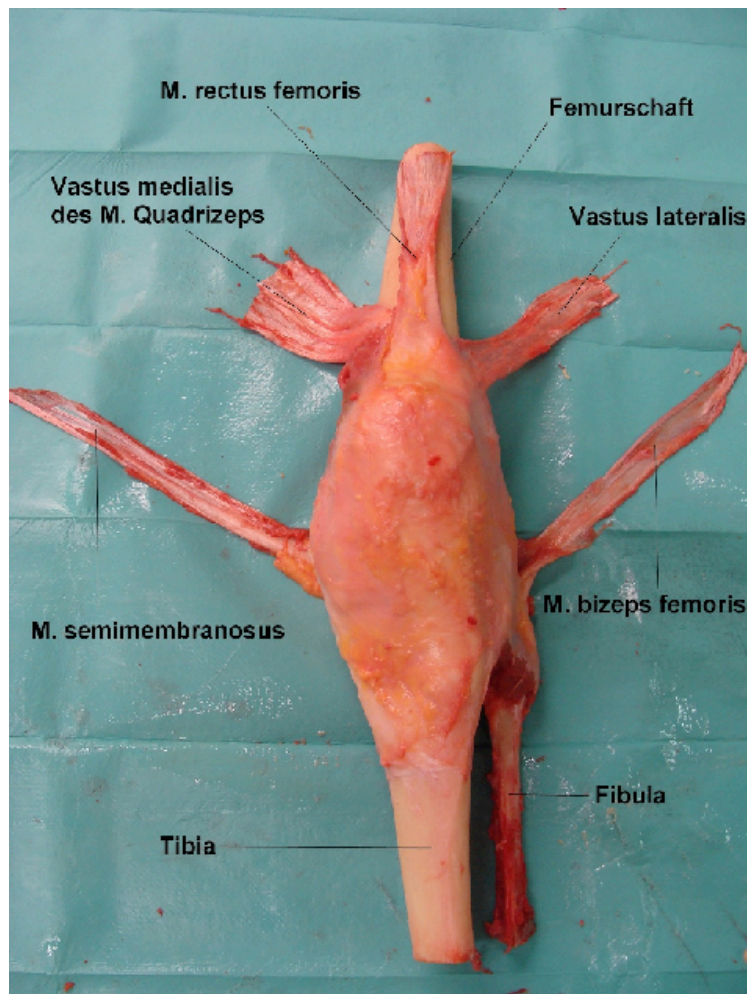
Das Alter der Spender betrug  $73,3 \pm 9,5$  Jahre (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Um eine Verwechslung der Präparate zu verhindern, wurde ein einheitliches Benennungssystem vereinbart und dieses bis zum Ende der Versuche beibehalten. Während der Präparation wurde auf eventuelle Vorschädigungen des Kniegelenks und der Bandstrukturen geachtet, wobei eine starke Vorschädigung als Ausschlusskriterium gewertet wurde.

### **2.1.2. Präparation der Kadaverknie**

Um die Austrocknung der Präparate zu verhindern, wurden die gefrorenen Präparate in NaCl-Lösung getränkte Baumwolltücher gehüllt, über den Zeitraum von 12 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut und daraufhin präpariert.

Da die Kniepräparate noch mit Haut und Bindegewebe geliefert wurden, musste überflüssiges Weichteilgewebe vor der Messung entfernt werden. Jedoch wurde darauf geachtet, sowohl die sehnigen Ansätze der für die Einspannung am Kniekinemator wichtigen Muskeln, als auch die Kniegelenkskapsel unversehrt zu belassen. Nachdem die Haut und das Unterhautfettgewebe entfernt worden waren, zeigte sich am Oberschenkel die Fascia lata, die die gesamte Quadrizepsmuskulatur verdeckte. Unter dieser Faszie befanden sich die für die Einspannung am Kniekinemator benötigten Muskeln, die gesucht und dargestellt wurden. Da die Einspannung nur über die Sehnen erfolgte, wurde die Muskulatur vorsichtig von diesen getrennt und gesäubert.

Die Einspannung am Kniekinemator erfolgte ventral über drei Anteile des M. Quadrizeps: den Vastus medialis, den Vastus lateralis und den Rectus femoris. Als dorsale Muskelzüge wurden lateral die Sehne des M. biceps femoris und medial die des M. semimembranosus verwendet. Bei manchen Präparaten war der M. semimembranosus zu schwach ausgebildet, sodass dort zusätzlich auf die Muskelsehnen des M. semitendinosus oder des M. gracilis zurückgegriffen werden musste. Unter Berücksichtigung der Intaktheit von Bandapparat und Kapsel des Kniegelenks wurde die Unterschenkelmuskulatur mit Weichteilgewebe entfernt sowie der Knochen gesäubert.

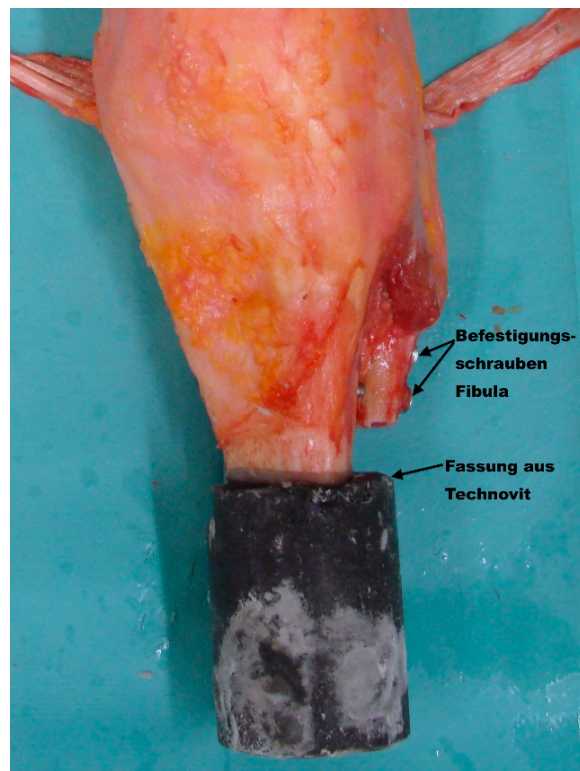


**Abbildung 6:** Kniepräparat mit freigelegten Muskelsehnen; Quelle: eigene Aufnahme

Alle Präparate wurden 15 cm distal und proximal des Gelenks entfernt gekürzt, die Fibula an der Tibia durch zwei Schrauben fixiert (siehe Abbildung 6) und unterhalb dieser ebenfalls gekürzt. Dadurch waren konstante Messbedingungen im Kinemator gewährleistet.

Um eine sichere und reproduzierbare Einspannung im Kniekinemator zu garantieren, wurden Tibia- und Fibulaende in eine zylindrische Fassung mit 4,6 cm Durchmesser

und 5,8 cm Höhe eingebracht. Die Füllmasse bestand aus Technovit 2060, einem kaltpolymerisierenden Kunststoff, der ähnliche mechanische Eigenschaften wie Knochenzement besitzt. In Abbildung 7 ist der ausgehärtete Zylinder abgebildet.



**Abbildung 7:** Zylindrische Fassung und Fibulabefestigungsschrauben;  
Quelle: eigene Aufnahme

In diesem Zustand wurden die Präparate belassen und wieder bis zur Messung eingefroren.

### 2.1.3. Vorbereitung für die Messung

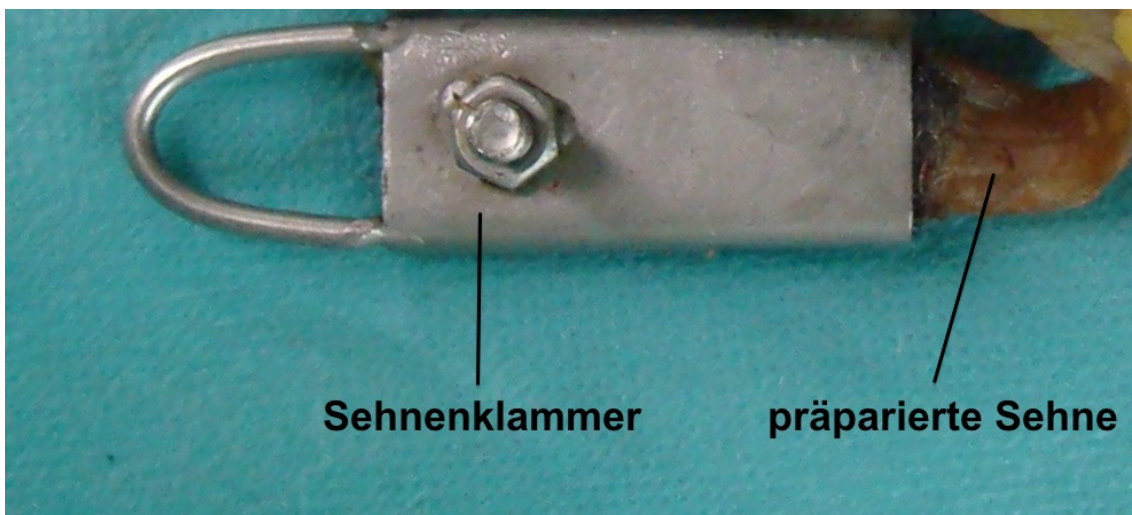
Mehr als 12 Stunden vor der Messung wurde das Präparat bei Raumtemperatur aufgetaut. Direkt vor der 1. Messung wurden die für die Bestimmung der Koordinatensysteme notwendigen Punkte markiert.

## Material und Methoden

---

Dazu wurde auf Höhe des Gelenkspaltes jeweils lateral und medial eine Einzelknopfnaht angebracht. Am Epicondylus medialis und lateralis des Femur wurde je eine Schraube 3,5 x 16 mm angebracht. Die Referenzierungspunkte der Patella, jeweils der mediale und laterale Pol, wurden mit Schrauben 3,0 x 12 mm markiert.

Die sehnigen Ansätze der benötigten Muskeln wurden mit Stahlwolle in speziell gefertigten Sehnenklammern befestigt (siehe Abb. 8). Diese Sehnenklammern sorgten für einen sicheren Halt am Kniekinemator.

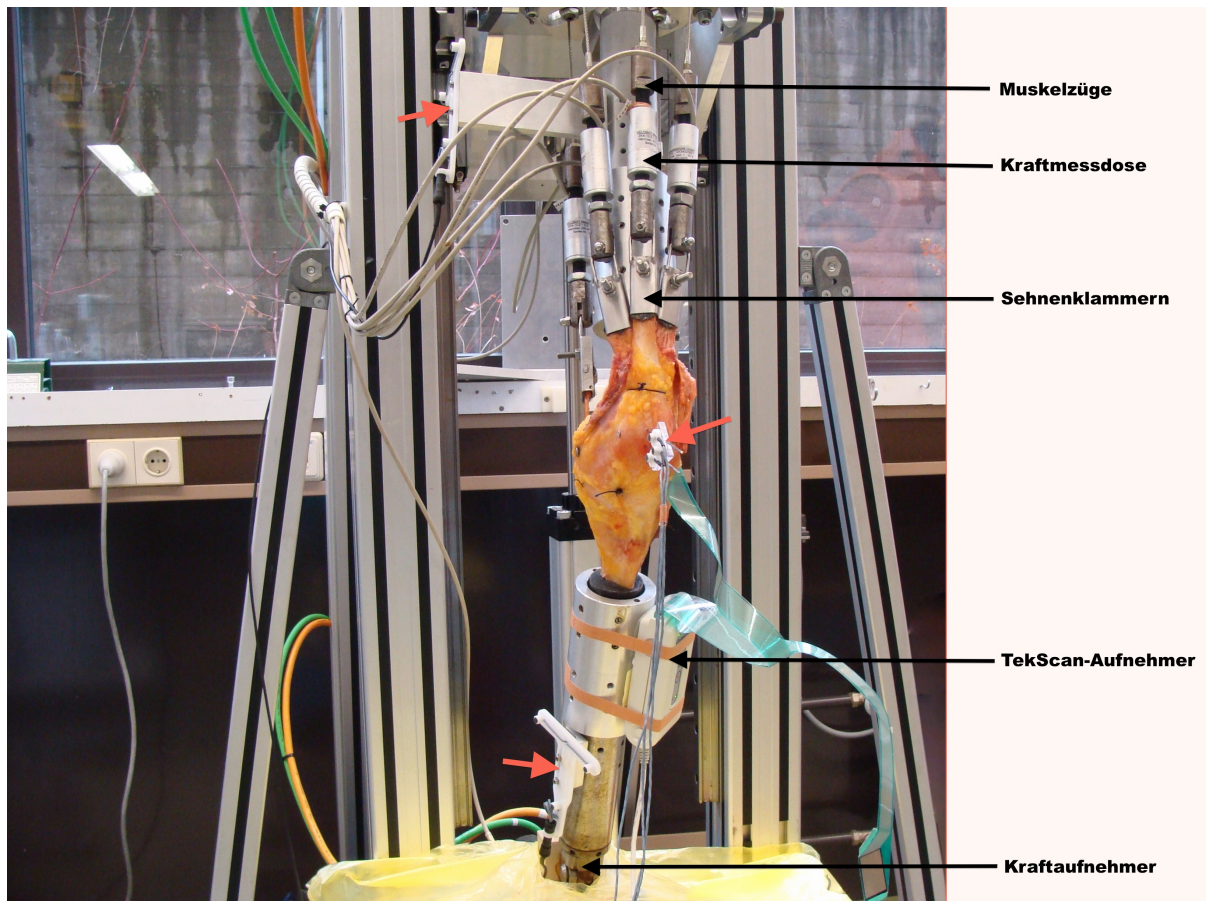


**Abbildung 8:** Sehnenklammer an präparierter Sehne; Quelle: eigene Aufnahme

## **2.2. Kniekinemator**

### **2.2.1. Aufbau**

Der in Zusammenarbeit mit dem Institut für Werkzeugmaschinen der Universität Stuttgart (IfW) entwickelte Kniekinemator dient dazu, die Knieflexion *in vitro* standardisiert zu simulieren. Es werden in der Literatur verschiedene Kinematoren beschrieben, die sich jedoch in Aufbau und Funktion ähneln [47, 68-70]. Anhand der Abbildung 9 lassen sich die Komponenten, aus denen der Kinemator aufgebaut ist, beschreiben. An einem stabilen Rahmen ist eine Bodenplatte befestigt, welche als unbewegliches Element dient. Daran ist eine Kraftaufnahmedose am distalen Teil des Kadavers gekoppelt. Diese distale Halterung ist beweglich verankert und erlaubt die in 2.2.2 beschriebene Bewegungen. An den Kraftaufnehmer schließt sich die distale Hülse an, in die das Messpräparat eingespannt wird. Die proximale Hülse ist an einer Plattform befestigt, welche eine motorbetriebene vertikale Bewegung zulässt. Durch diese proximale Plattform führen auch die mit Servomotoren angetriebenen Muskelzüge, welche mit den Sehnen der Oberschenkelmuskulatur verbunden werden. Kraftmessdosen an diesen Muskelzügen komplettieren den Aufbau des Kinemators.



**Abbildung 9:** Kniekinemator mit eingespanntem Präparat; die roten Pfeile markieren die Zebrismarker;  
Quelle: eigene Aufnahme

### 2.2.2. Funktion

Das Präparat wird so in den Kinemator eingespannt, dass die obere Aufhängung die Funktion des Hüftgelenks, die untere Haltevorrichtung die Funktion des Sprunggelenks übernimmt. Dabei werden die Freiheitsgrade des Kniegelenks nicht eingeschränkt, sodass sich folgende Bewegungsmöglichkeiten ergeben: in der oberen Aufhängung Extension und Flexion, Abduktion und Adduktion und eine axiale Verschiebung; in der unteren Aufhängung Flexion und Extension, Innen- und Außenrotation sowie Ab- und Adduktion. Die Kraftmessdose, die in die untere Haltevorrichtung integriert ist, registriert dabei die auftretenden Kräfte in senkrechter Richtung.

Um eine gleichbleibende simulierte Gewichtskraft am Boden aufrecht erhalten zu können werden, wie bereits beschrieben, Muskelzüge an die Sehnenansätze der Oberschen-

kelmuskulatur angebracht, welche mit Servomotoren verbunden sind. Diese Motoren üben während des Messvorgangs eine Zugkraft auf die Muskelsehnen aus, welche die resultierende Gewichtskraft am Knöchel konstant hält.

Während des Messvorgangs bewegt sich die proximale Aufhängung mit vorgegebener Geschwindigkeit auf einem Schlitten vertikal nach unten. Die von den Kraftmessdosen aufgenommenen Werte werden an den Messcomputer übermittelt und von diesem die benötigte Zugkraft an den Muskelzügen berechnet. Durch diese Regelung lässt sich während der Knieflexion eine gleichbleibende Gewichtskraft am Boden erzeugen, während das Knie mit konstanter Geschwindigkeit gebeugt wird.

### **2.2.3. Einstellung der Messkonditionen**

Die Vertikalgeschwindigkeit der Plattform wurde auf eine konstante Winkelgeschwindigkeit von  $1^\circ/\text{s}$  festgelegt.

Als Knöchelkraft, also der auftretenden Gewichtskraft der unteren Messdose wurden 50N festgelegt. Das Knie wurde von  $20^\circ$  bis  $90^\circ$  flektiert und die Messwerte in diesem Bereich gespeichert.

Diese vorgegebenen Konditionen, welche bei jeder Messung eingestellt wurden, stellten gleichbleibende Messbedingungen her.

### **2.2.4. Einspannen des Knies im Kinemator**

Um bei jedem Messdurchgang eine exakt gleiche Positionierung des Präparates im Kniekinemator zu sichern, die auch bei Entnahme zur Operation reproduzierbar war, wurden vorgefertigte Hülsen aus Aluminium verwendet. Der Femur- und Tibiastumpf wurden mit ihrer Fassung fest in die jeweilige Hülle eingepasst, sodass bei den folgenden Einspannungen dieselbe Position wiederhergestellt werden konnte.

Vor jeder Messserie musste jeweils der Nullpunkt, also die Einstellung der vollständigen Streckung des Kniegelenks, festgestellt und gespeichert werden. Das Präparat wurde dafür mit 1mm/s und fehlender Muskelanspannung extendiert und die auftretenden Kraftwerte an der Messdose abgelesen. Bei einem Umschlagen der Kraft in den negativen Bereich war der Nullpunkt erreicht, der notiert und jeweils für eine Messserie verwendet wurde. Des Weiteren war für die Einspannung in den Kinemator die Festlegung eines Startpunktes nötig. Da bei einer Messung ab 0° die Gefahr einer Recurvation und damit Destruktion des Kniegelenks sehr groß war, wurde ein Startwert von 10° für alle Präparate festgelegt.

Die präparierten Sehnen wurden in den Halteklammern mit den jeweiligen Motoren des Kniekinemators verbunden. Dabei wurden auf der Ventralseite die drei Anteile des M. quadrizeps, vastus medialis, vastus lateralis und rectus femoris getrennt jeweils mit einem eigenen Motor verbunden. Auf der Dorsalfläche wurde lateral die Sehne des M. biceps femoris und medial die Sehne des M. semimembranosus mit der jeweiligen Aufhängung zusammengefügt.

### **2.2.5. Simulation unterschiedlicher Muskelkraftverteilungen**

In dieser Studie sollte der Einfluss verschiedener Muskelbelastungen der Streckmuskulatur des Oberschenkels auf die Druckverhältnisse im patellofemorale Gelenkspalt untersucht werden. In unserem Modell wurden dafür die Oberschenkelmuskeln durch fünf Muskelzüge nachgestellt. Der M. Quadrizeps wurde, wie bereits in Kapitel 2.1.2. beschrieben, in seine funktionellen Anteile rectus femoris, vastus medialis und vastus lateralis getrennt und diese einzeln mit den drei Muskelzügen des ventralen Oberschenkels verbunden. Dadurch bestand zum einen die Möglichkeit, eine möglichst physiologische Muskelspannung im Kniegelenk zu reproduzieren, zum anderen konnten die Anteile der einzelnen Muskeln an der Gesamtkraft verändert und so ein Ungleichgewicht der Oberschenkelmuskulatur nachgestellt werden.

Es wurden drei Konfigurationen für unterschiedliche Muskelbelastungen festgelegt:

1. Eine ausgeglichene Verteilung der Kräfte zu je einem Drittel auf die drei Muskelgruppen.
2. Ein lateral verstärkter Zug , wobei dem vastus lateralis 67% der Kraft, dem rectus femoris 33% und dem vastus medialis ein kraftloser Muskelzug angelegt wurden.
3. Bei medialer Verteilung wurden am vastus medialis 67%, am rectus femoris 33% und am vastus lateralis 0% der Zugkräfte angelegt.

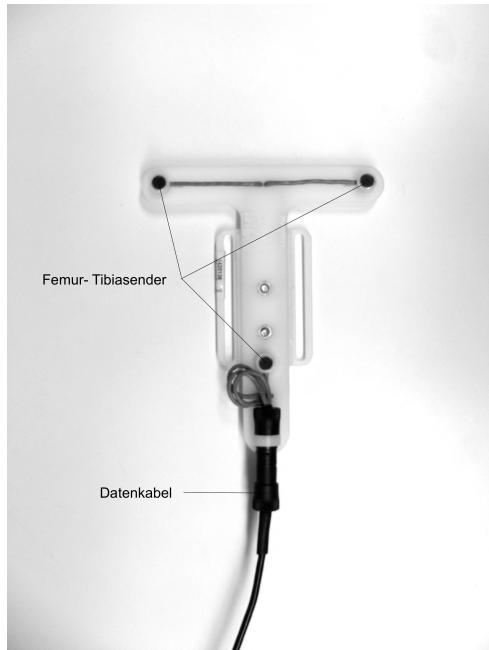
### **2.3. Bewegungsmessung**

Um den gemessenen Druckkräften einen Flexionswinkel zuzuordnen zu können, bedurfte es im Versuchsaufbau eines Bewegungsmesssystems, welches dreidimensionale Bewegungen im Raum wahrnehmen kann. So konnte über angebrachte Sender an Femur und Tibia der Flexionswinkel berechnet werden.

#### **2.3.1. ZEBRIS® Messsystem**

Das Ultraschallmesssystem von ZEBRIS® (Zebris CMS100, Isny, Deutschland) ist ein akustisches Dreipunktmarkermesssystem. Es besteht aus Ultraschall emittierenden Punktquellen und einem Empfangssystem. Dieser Empfänger setzt sich aus drei gleichschenkelig angeordneten Mikrofonen zusammen. Aus den Empfangsdaten dieser drei Punkte berechnet ein Programm die genaue Lage im Raum.

Es wurden zwei Marker mit je drei Sendern verwendet: je ein Marker (Abbildung 10) wurde an Femur und Tibia für die Bestimmung der tibialen und femoralen Bewegungen während der Messung angebracht.



**Abbildung 10:** Femur- und Tibiamarker;  
Quelle: eigene Aufnahme

Die Sender für Femur und Tibia wurden mit zwei Schrauben fest an der jeweiligen Basis des Kniekinemators befestigt und mit der Empfängerbox verbunden. Diese Empfängerbox wiederum gab die Daten zur Auswertung an den Computer weiter.

### 2.3.2. Referenzierung

Um die Bewegungen der Knieflexion beurteilen zu können, bedarf es eines Koordinatensystems, in dem sich die Bewegungen beschreiben lassen. Wie schon in Kapitel 2.1.3. beschrieben, wurden die Referenzierungspunkte am Präparat bereits vor Messbeginn festgelegt und markiert. Die angebrachten Schrauben und Nähte wurden benutzt, um zwei Koordinatensysteme zu bestimmen. Das Koordinatensystem des Femur benutzte die transversale Achse durch die angebrachten Schrauben der Epikondylen als z-Achse. Zusammen mit der bereits durch den angebrachten Zebrissender definierten vertikalen Achse wurde eine Ebene gebildet und die dazu orthogonal stehende y-Achse als anteroposteriore Achse abgeleitet. Die proximodistale Achse (x-Achse) wurde nun als Orthogonale zu den beiden oben beschriebenen gebildet. Ein zweites Koordinatensystem bezog sich auf die Tibia und nahm die Transversalachse durch die angebrachten Nähte im Gelenkspalt als z-Achse. Die weiteren Achsen wurden wie beim Femur davon abgeleitet.

Abbildung 11 stellt die Koordinatensysteme am Präparat eingespannt in den Kinemator dar.

Vor jeder Messung wurden die oben genannten Referenzierungspunkte mit dem Referenziergerät ZEBRIS® Stylus Pointer zweimal abgetastet und so die Koordinatensysteme festgelegt.

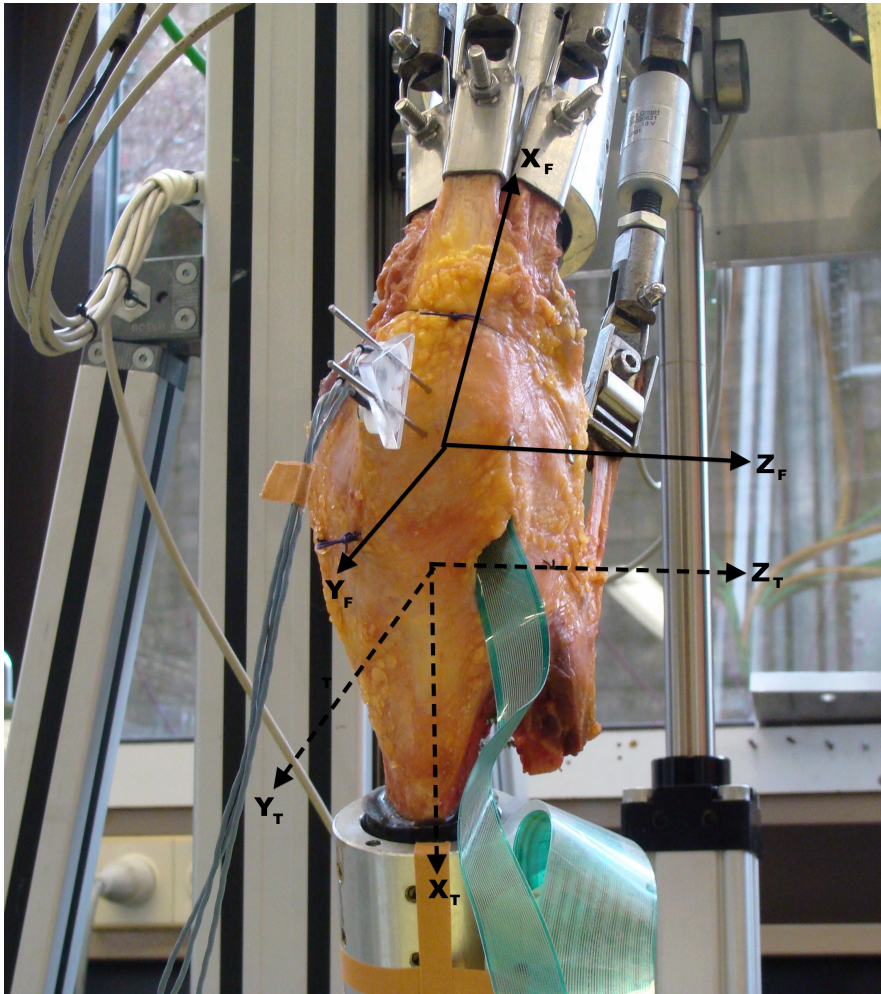


Abbildung 11: Koordinatensysteme am Kniegelenk; Quelle: eigene Aufnahme

## 2.4. Messung der patellofemorale Druckverteilung

Ein wichtiger Teil dieser Studie war die Aufzeichnung der Druckverhältnisse im patellofemorale Gleitlager während der Knieflexion. Hierzu wurden die schon etablierten und auch von anderen Arbeitsgruppen wie Elias et al. [71] und Ostermeier et al [72, 73] verwendeten Tekscan® Druckmessfolien benutzt.

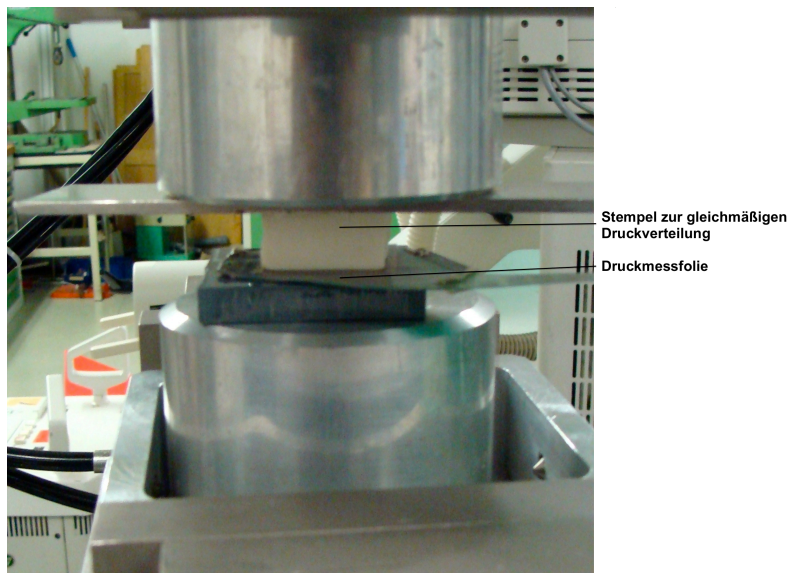
### 2.4.1. Tekscan® Messsystem

Mit Hilfe der Sensorfolien (Tekscan Inc., Boston, MA, USA) wurden in Echtzeit mit einer Frequenz von 10 Hz die Momentandruckwerte auf Sensorfeldern aufgenommen und an einen Computer weitergegeben.

Es wurde die Folie vom Typ K-Scan-Druckmessfolie Nr. 4000 verwendet. Diese verfügt über orthogonal angelegte Sensorreihen von 26 und 22 Feldern. Daraus ergibt sich bei einer Sensorgröße von 33mm x 28mm und einer Anzahl von insgesamt 572 Feldern eine Sensordichte von 62 pro cm<sup>2</sup> bei einer Dicke von 0,1 mm. Um die Gleitfähigkeit zu erhöhen und den Ausriss der Haltefäden zu verhindern, wurde die Folie vor der Benutzung mit einer Teflonfolie der Dicke 0,1mm beschichtet.

### 2.4.2. Kalibrierung der Druckmessfolie

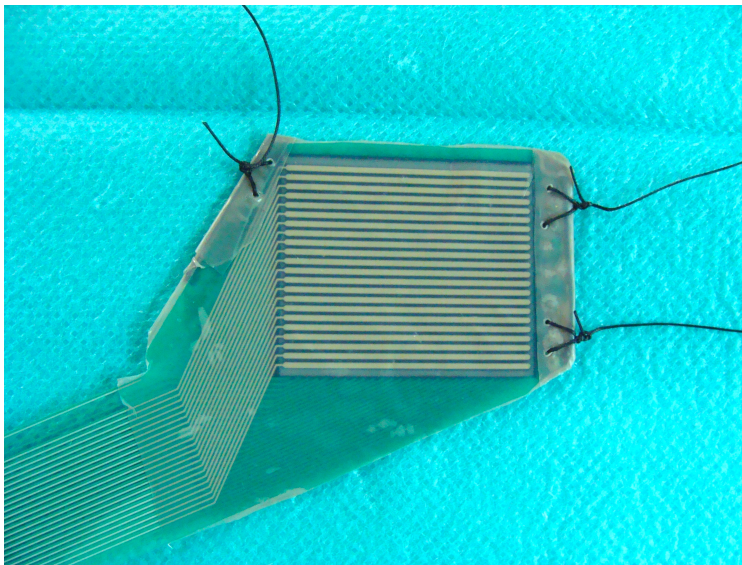
Vor dem Einbringen der Folie in den Gelenkspalt musste diese noch kalibriert werden, um den gemessenen Werten einen Druckwert zuordnen zu können. Dazu wurden in der Materialprüfmaschine des Labors (MTS, Minneapolis, MN, USA) definierte Kräfte auf die Folie aufgebracht und die Messwerte der Folie gespeichert (siehe Abb. 12).



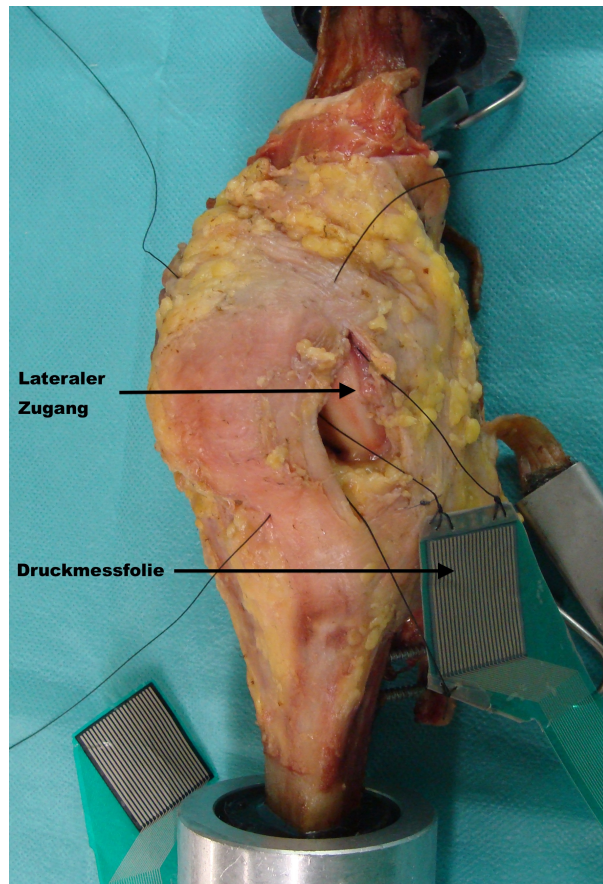
**Abbildung 12:** Kalibrierung der Druckmessfolie; Quelle: eigene Aufnahme

### 2.4.3. Einbringen und Positionieren der Druckmessfolie im Präparat

Um eine exakte Positionierung der Druckmessfolie zu gewährleisten, wurden drei Fäden Vicryl 6 der Firma Ethicon vor Versuchsbeginn an der Folie befestigt. Abbildung 13 zeigt den Zustand vor dem Einbringen in das Kniegelenk.



**Abbildung 13:** Druckmessfolie mit Befestigungsfäden; Quelle: eigene Aufnahme



**Abbildung 14:** Einbringen der Druckmessfolie in das Kniegelenk; Quelle: eigene Aufnahme

Um die Folie im Patellofemoralgelenk zu platzieren, wurde ein lateraler Zugangsschnitt gewählt. Dies vermied eine Beeinträchtigung des medialen Zugangs für die Prothesenimplantation. Trotzdem wurde versucht, den Zugang so klein wie möglich zu halten, um Abweichungen der Patellakinematik durch ein eventuelles laterales Release zu verhindern. Die Befestigungsfäden wurden intraartikulär eingebracht und an der jeweiligen Position aus dem Gelenk geführt. Abbildung 14 zeigt das Einbringen der Folie.

Die Befestigungsfäden wurden nun an der Außenseite fest verknotet und damit die Folie an der Patellarrückfläche befestigt.

Abschließend wurde die Folie in das Aufnahmegerät eingelegt und die korrekte Lage und Funktion der Folie getestet.

## **2.5. Durchführung der Prothesenimplantation**

Als Kniegelenkoberflächenersatz wurde die Genesis-II Knieprothese der Firma Smith and Nephew in der das hintere Kreuzband erhaltenden Version verwendet.

Die Prothese besteht aus vier Teilen:

Einem Femurimplantat aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, einem Tibiaplateauersatz aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung sowie einem Inlay für die Tibiabasisplatte aus UHMW-Polyethylen. Im zweiten Operationsschritt wurde komplettierend ein Retropatellarersatz, ebenfalls aus UHMW-Polyethylen, implantiert. Alle Bestandteile standen in verschiedenen Größen zur Verfügung, sodass eine auf die Größe des Knies angepasste Prothese eingebaut werden konnte.

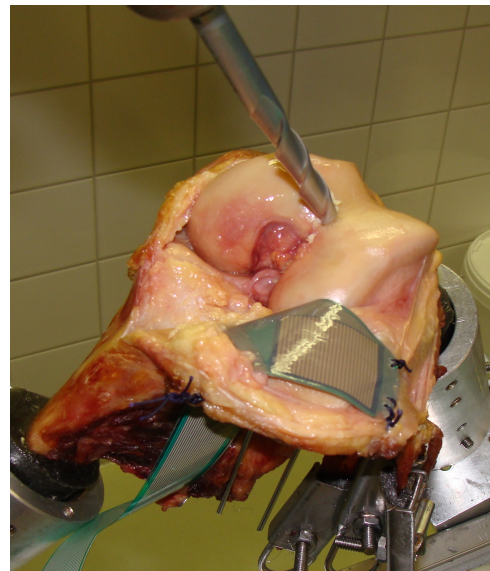
Abbildung 4 auf Seite 19 zeigt die Komponenten der KTP

### 2.5.1. Implantation des Femurschildes und der Tibiakomponente

Im ersten Operationsschritt wurde der bikondyläre Oberflächenersatz ohne Retro-patellarersatz implantiert. Dabei wurde das originale Operationsinstrumentarium von Smith and Nephew benutzt. Das Präparat wurde dazu mit den Aluminiumhülsen flektiert in eine Operationsvorrichtung eingespannt und in dieser Position operiert. Im Gegensatz zur in vivo Operationstechnik musste ein anderer Zugang als der standardmäßig verwendete gerade längsgestellte anteriore Hautschnitt benutzt werden. Dieser Zugang hatte in Vorversuchen zu einer starken Schwächung des Vastus medialis mit Sehnenrisen geführt. Wir entschieden uns daher für einen Zugang medial des Vastus medialis. Nach der Inzision der Kapsel wurde die Patella evertiert und der Gelenkraum dargestellt (Abbildung 15).

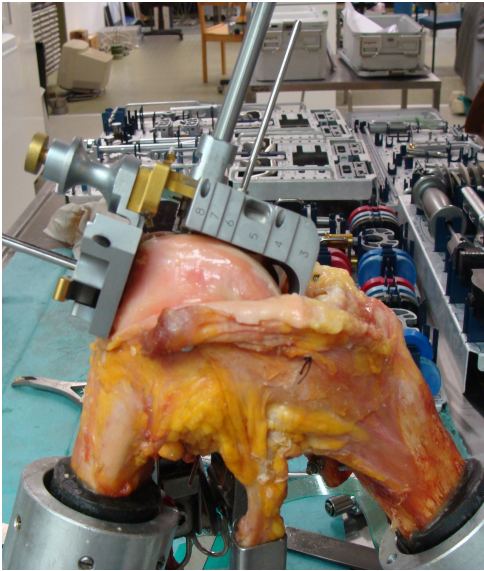


**Abbildung 15:** Arthrotomie des Kniegelenks und Darstellung der femoralen Gelenkfläche; Quelle: eigene Aufnahme

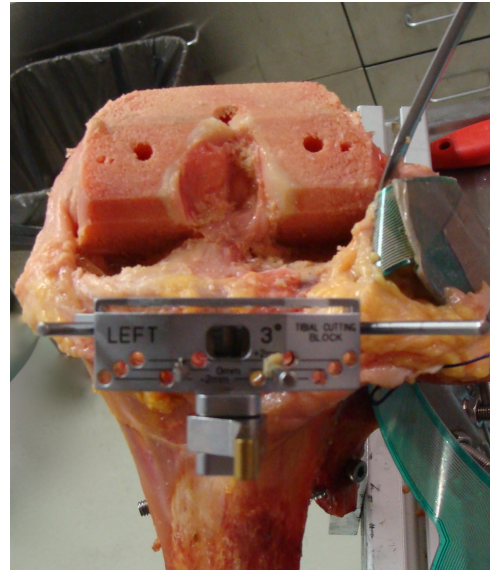


**Abbildung 16:** Aufbohren der femoralen Markhöhle; Quelle: eigene Aufnahme

Der femorale Markraum wurde eröffnet und ein Ausrichtungsstab eingebracht (siehe Abbildung 16). An diesem wurde der Schneideblock für die passgenaue Osteotomie angebracht. Nach der anterioren und distalen Osteotomie wurden über eine weitere Schablone die schrägen Osteotomien am Femur durchgeführt (siehe Abbildung 17).



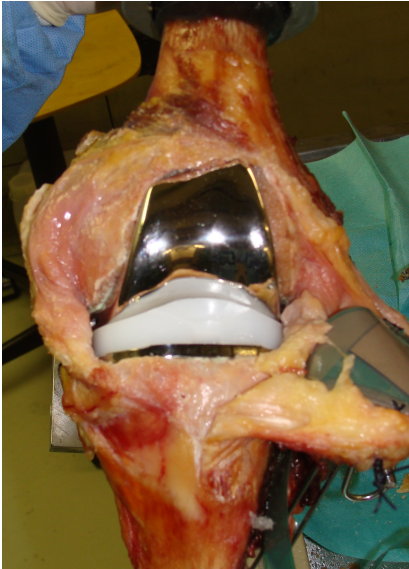
**Abbildung 17:** Anlage des femoralen Sägeblocs; Quelle: eigene Aufnahme



**Abbildung 18:** Anlage des tibialen Sägeblocs; Quelle: eigene Aufnahme

Im Anschluss daran wurde das Tibiaplateau dargestellt und die Menisci sowie das vordere Kreuzband reseziert. Nun konnte das extramedulläre Zielgerät der Tibia eingestellt werden. Nachdem mit einer Tastsichel die Resektionshöhe kontrolliert und die Knochenknorpelschiebe reseziert wurden (siehe Abbildung 18), wurde ein Probeimplantat eingesetzt. Mit dem passenden Inlay und nach Funktionskontrolle des Kniegelenks wurde die Probeprotthese entfernt und die Zementierung vorbereitet. Dafür wurde Polymethylmethacrylat (PMMA) als Knochenzement verwendet.

Nach erfolgreicher Implantation (Abbildung 19) wurde der Zugang mit Einzelknopfnähten spannungsfrei verschlossen und das Präparat für die Messungen in den Kniekinemator eingespannt.

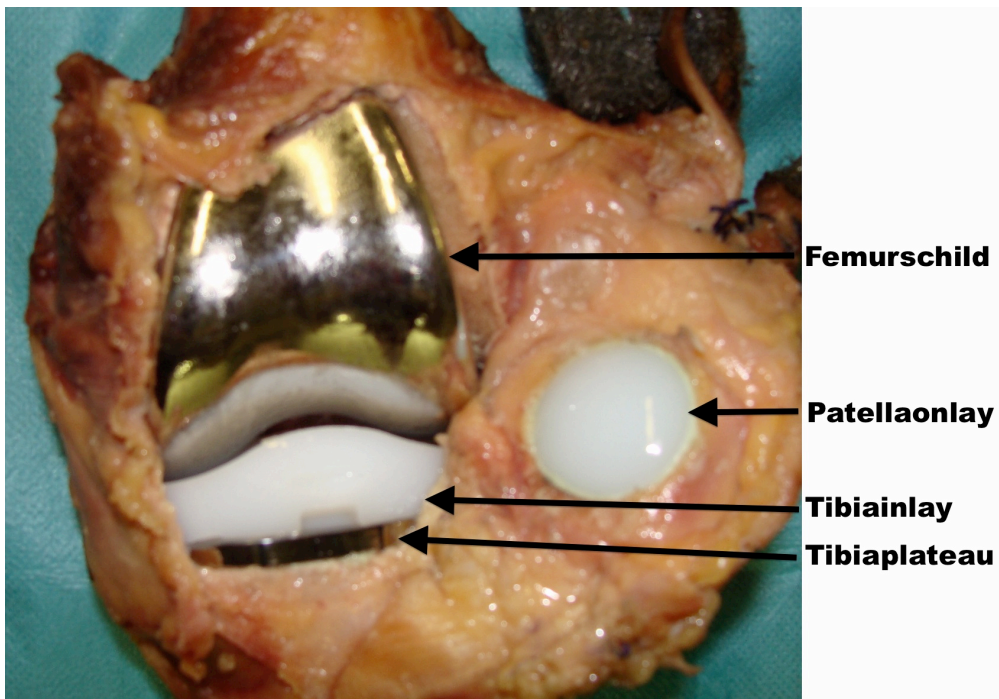


**Abbildung 19:** Endgültige Position des Implantats vor Gelenkverschluss;  
Quelle: eigene Aufnahme

### 2.5.2. Implantation des Patellarückflächenersatzes

In einem zweiten Operationsschritt wurde das Kniegelenk über den bestehenden Zugang eröffnet, um den Retropatellarersatz zu implantieren. Dazu wurde bei evertierter Patella eine Befestigungsnaht der Druckmessfolie gelöst, der Befestigungspunkt markiert und die Druckmessfolie beiseitegeklappt, um das Patellainlay anbringen zu können. Nach Bestimmung der Größe des benötigten Inlays wurde die Bohrschablone angesetzt und das Lager für die Patellaprothese gebohrt. War die entsprechende Bohrtiefe erreicht, wurde das Patellainlay mit Knochenzement befestigt und das Kniegelenk mit Einzelknopfnähten spannungsfrei verschlossen.

Abbildung 5 (Seite 22) zeigt das Patellainlay und Abbildung 20 das Kniegelenk mit eingebautem Retropatellarersatz

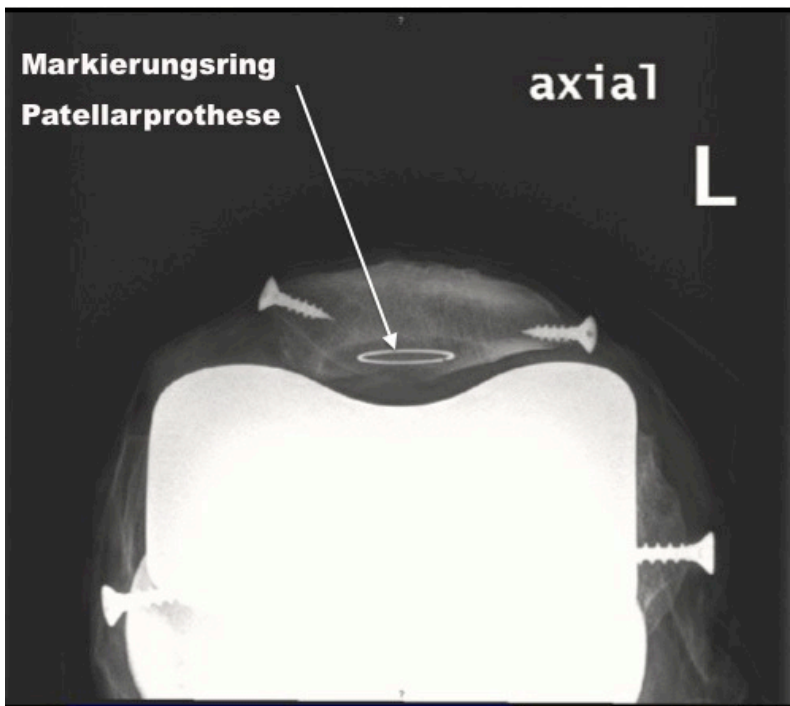
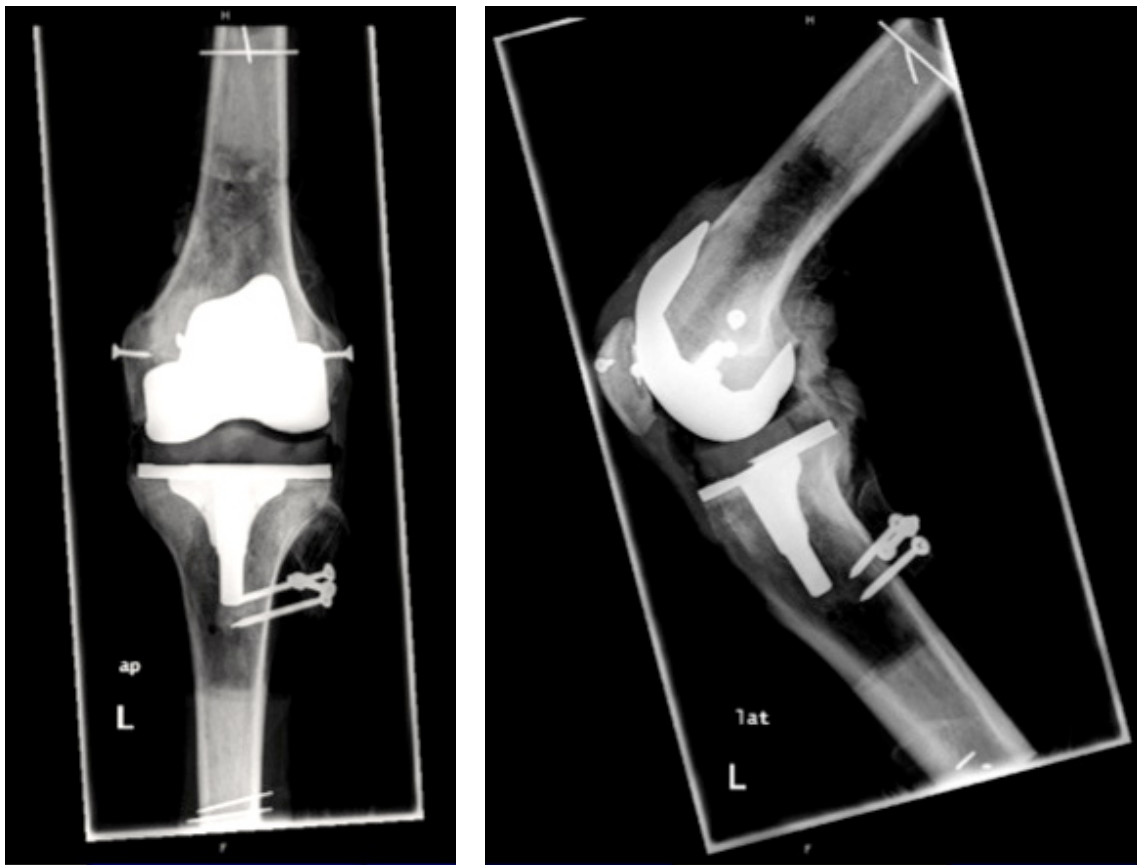


**Abbildung 20:** Knieprothese mit eingebautem Retropatellarersatz; Quelle: eigene Aufnahme

## 2.6. Radiologische Kontrolle

Um die Veränderungen durch die Operation am Kniegelenk zu betrachten und objektiv beurteilen zu können, bedienen wir uns der radiologischen Bildgebung. Dazu wurde präoperativ ein Computertomogramm (CT) angefertigt. Dieses CT wurde postoperativ wiederholt und ermöglichte es, anatomische Korrelate für Veränderungen im Retropatellardruck zu suchen. Zur Kontrolle der korrekten Positionierung wurde postoperativ auch ein konventionelles Röntgenbild in drei Ebenen durchgeführt.

Abbildung 21 zeigt eine solche postoperative Kontrolle.

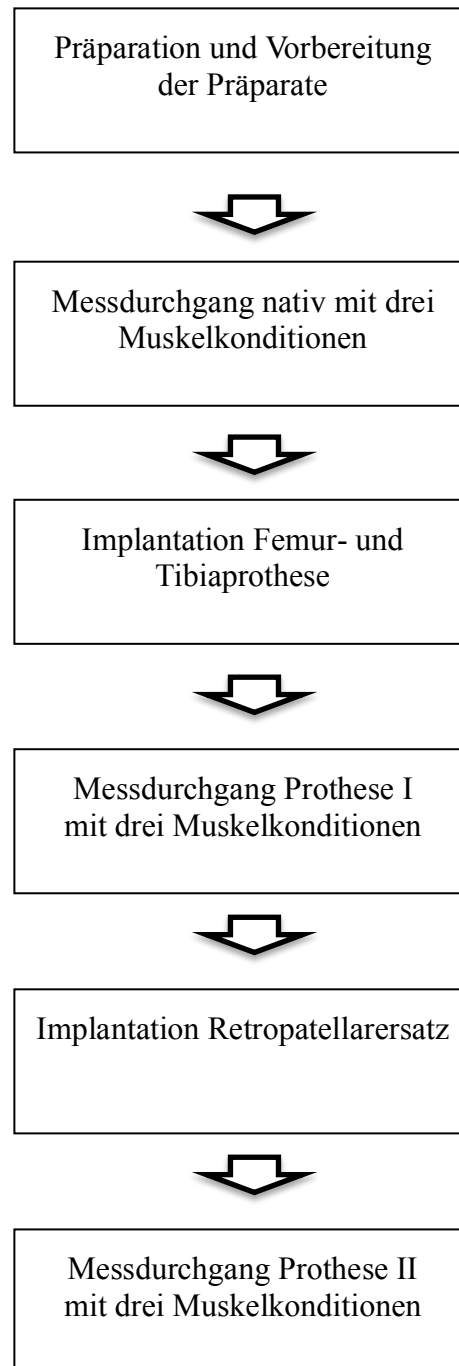


**Abbildung 21:** Radiologische Kontrolle postoperativ; Quelle: Radiologische Klinik des Universitätsklinikums Tübingen

### **2.7. Versuchsablauf**

Diese Studie untersuchte inwieweit Veränderung der Kniegelenkskonfiguration Auswirkungen auf den Retropatellardruck haben. Als veränderliche Parameter wurde zum einen der Einbau einer Totalendoprothese verwendet, wobei im ersten Schritt nur Femur- und Tibiaprothese implantiert wurden und im zweiten Schritt der Retropatellarersatz hinzugefügt wurde. Als zweite Veränderung der Messkonditionen wurden veränderte Muskelzüge der Oberschenkelmuskulatur benutzt. Dabei wurde im ersten Durchlauf die Kraft in gleichen Anteilen auf die drei Oberschenkelmuskeln verteilt. Im zweiten Durchlauf wurde der mediale Muskel nicht belastet, der Muskelzug des Rectus femoris zu 33 % und der laterale Muskelzug zu 67%. Im dritten Durchgang wurde der Laterale entlastet, der Zug des Rectus femoris wieder zu 33% und der mediale Muskelzug zu 67% belastet. Jeder Messdurchgang wurde zweimal durchgeführt. Als konstante Messgrößen wurde eine Geschwindigkeit von 2 mm/s eingestellt. Die Gewichtskraft, welche durch die Muskelzüge der Oberschenkelmuskeln aufgebracht wurde, wurde nach jeweils zwei kraftfreien Messdurchgängen auf 50N festgelegt.

Somit ergab sich für alle Präparate folgender Versuchsablauf:



## 2.8. Gewinnung der Messwerte aus den Rohdaten

Bevor die Daten statistisch ausgewertet werden konnten, mussten aus den Rohdaten der Messungen die Zieldaten gewonnen werden. Dabei wurde die in Kapitel 2.3. beschriebene Bewegungsanalyse benutzt, um den registrierten Daten den entsprechenden Flexionswinkel zuzuordnen. Aus den an Femur und Tibia befestigten Markern wurde der Flexionswinkel berechnet und die dabei gemessenen Werte des Kniekinemators und der Druckmessfolie zugeordnet. Auf diese Weise wurden die Daten in 1° Schritten sortiert und konnten analysiert werden.

Die gewonnenen Druckdaten wurden über die vor der Messung durchgeführte Kalibrierung der Messfolie in auswertbare Daten umgerechnet. Für die Auswertung wurden sowohl der retropatellare Maximaldruck, der Druckschwerpunkt, als auch die Druckfläche herangezogen.

## 2.9. Statistische Auswertung

In Zusammenarbeit mit dem Biomechaniklabor der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen erfolgte die Auswertung der Rohdaten mit Hilfe der Computerprogramme MATLAB und SAS JMP. Dabei wurden die gemessenen Werte der zwei Wiederholungen gemittelt und in 5° Intervallen ausgewertet. Für eine Testkondition ergab sich dadurch in Abhängigkeit vom Flexionswinkel eine Mittelwertkurve in 1°-Schritten.

Für diese Daten wurde der arithmetische Mittelwert  $\bar{x}$  für die Messserie mit n Messwerten folgendermaßen berechnet [74]:

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

Um eine Aussage über die Streuung der Messwerte um einen Mittelwert treffen zu können, wurde zusätzlich die Standardabweichung s berechnet.

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

Als datenanalytisches Verfahren, um Gesetzmäßigkeiten der Messwerte zu zeigen, wurde eine Varianzanalyse („ANOVA“ - Analysis of Variance) durchgeführt.

Als Signifikanztest wurde der „post hoc t-test“ nach Tukey & Kramer mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 5\%$  verwendet, um zu klären, ob die Unterschiede zwischen den einzelnen Bedingungen außerhalb einer zufallsbedingten Streuung liegen.

Als grundsätzliche Regel für die Auswertung im folgenden Kapitel ist anzumerken, dass bei der Verwendung des „post hoc t-test“ nach Tukey & Kramer ein Ergebnis der Varianzanalyse mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 5\%$  vorausgesetzt wurde.

### 3. Ergebnisse

Bevor die Ergebnisse der Änderungen der Messkonstellation an der Gesamtheit der Präparate gezeigt werden, sollen im ersten Schritt die Druckverhältnisse speziell an einem Präparat betrachtet werden.

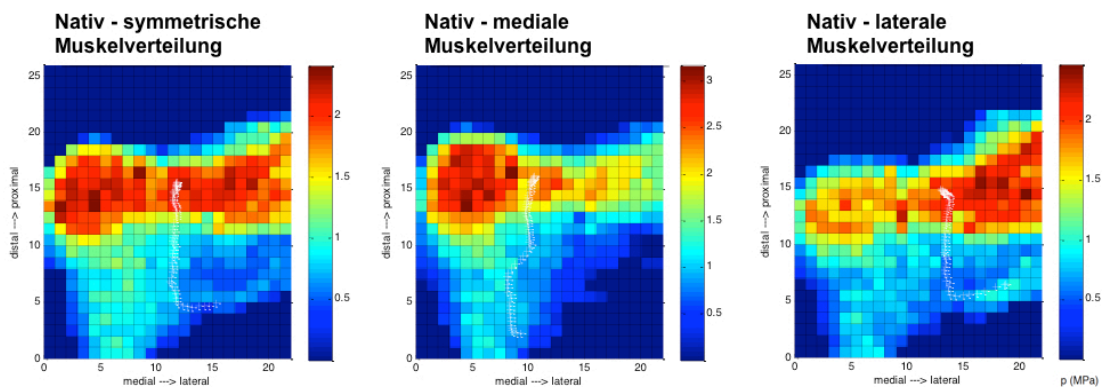
#### 3.1. Betrachtung einer Einzelmessung (S2)

##### Betrachtung der Druckverhältnisse

Während des Messdurchlaufs wurden die Druckdaten über die bereits beschriebene Druckmessfolie aufgenommen und gespeichert. Die Maximaldrücke eines Durchgangs machen eine qualitative Analyse der Veränderungen der Drücke im Retropatellargelenk möglich.

So erkennt man deutlich, dass es durch die Implantation der Prothese zu einem Anstieg der Druckwerte und einer Verkleinerung der Druckfläche kommt, welche sich durch die Implantation des Retropatellarersatzes noch verstärkt.

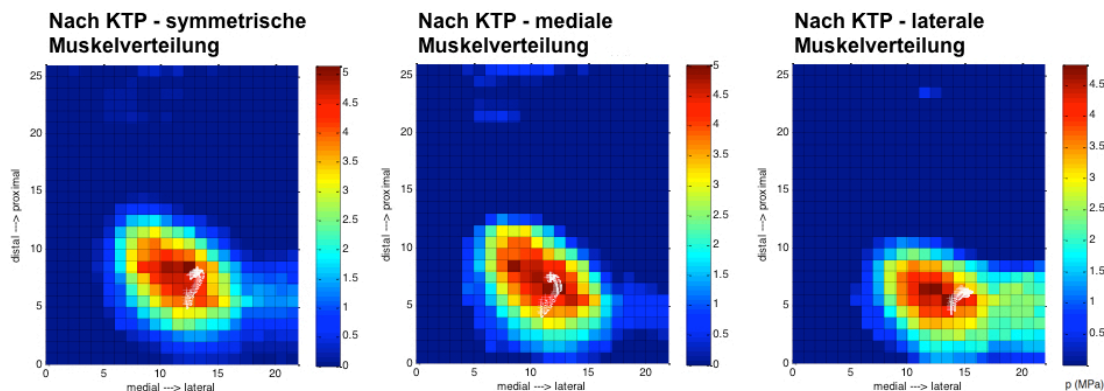
Die Abbildungen 22-24 zeigen die Maximaldrücke des Präparats S2 im Nativzustand, nach KTP und nach KTP+RPE.



**Abbildung 22:** Druckverteilung von Präparat S2 im Nativzustand mit Verlauf des Druckschwerpunkts. Die weiße Markierung in der Abbildung stellt den Verlauf des Druckschwerpunktes dar, der während der Knieflexion seine Position ändert.

## Ergebnisse

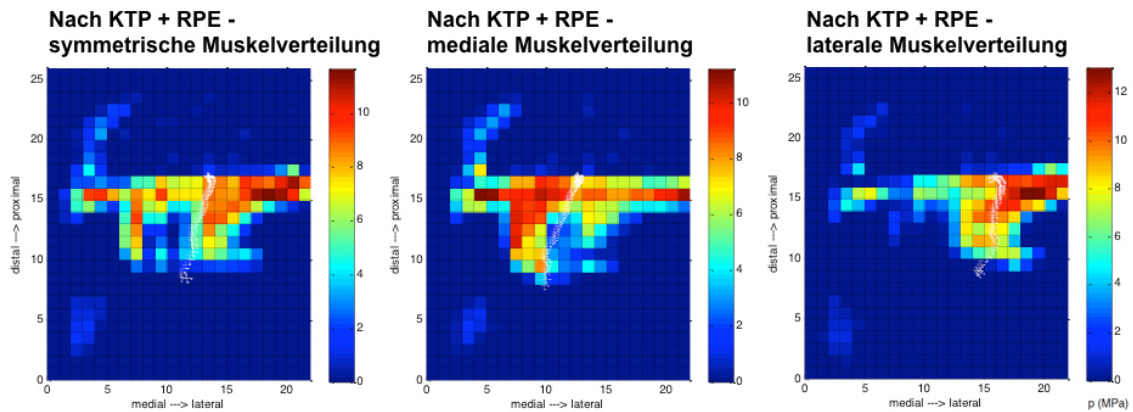
Man kann sehr gut erkennen, dass sich die Druckverteilung im Retropatellarraum je nach Belastung der Quadrizepsmuskulatur ändert. So führt eine zentrale Belastung zur gleichmäßigen Verteilung der Drücke auf dem Gelenk. Ein medialer Muskelzug verschiebt die Maximaldrücke jedoch erheblich in Richtung des medialen Gelenkanteils, während ein lateraler Zug zu lateraler Druckverteilung führt.



**Abbildung 23:** Druckverteilung von Präparat S2 nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau

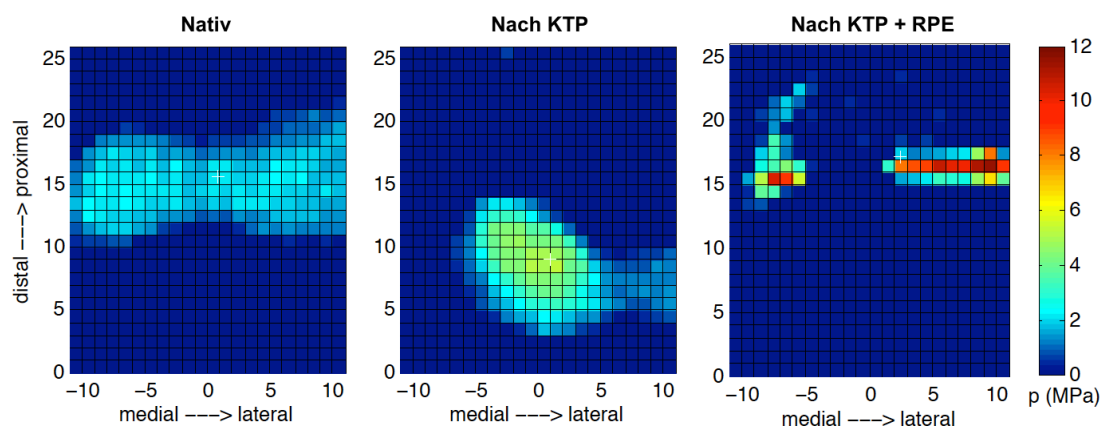
Die Implantation der Knieprothese führt bei gleicher Knöchelkraft und gleicher Muskelkraftverteilung zu einer Erhöhung der im Gelenkspalt auftretenden Drücke. Zudem verringert sich die Druckfläche im Gelenk im Vergleich zum Nativpräparat. Die Verteilung der Muskelkräfte hat auf die Verteilung der Maximaldrücke jedoch keinen großen Einfluss.

Die Implantation des Retropatellarersatzes führt zu einem weiteren starken Anstieg des Druckes im Retropatellargelenk und zu einer weiteren Verkleinerung der Auflagefläche der Patella. Hier führt eine Veränderung der Muskelkräfte am Oberschenkel wieder zu einer starken Verschiebung der Druckverteilung.



**Abbildung 24:** Druckverteilung von Präparat S2 nach Implantation des Retropatellarersatzes

Vergleicht man nun die Druckbilder in 90° Flexionsstellung für die 3 Operationskonditionen, fällt die unterschiedliche Druckkonstellation deutlich auf.



**Abbildung 25:** Druckverteilung von Präparat S2 in unterschiedlichen Operationskonditionen bei 90° Flexion

Während sich der retropatellare Druck im nativen Knie gleichmäßig auf beide Femurkondylen verteilt und auch die Trochlea eine Druckbelastung zeigt, verändert sich nach Einbau der KTP das Druckbild. Auch wenn aufgrund der zu kleinen Druckmessfolie nur der mediale Kondylus abgebildet ist, sieht man eine deutliche Druckzunahme und auch punktuellere Druckbelastung als im nativen Knie. Am deutlichsten wird der Unterschied der Druckverteilung jedoch nach Implantation der RPE. Zum einen verringert sich die Auflagefläche deutlich. Die Trochlea hat keinen Kontakt mehr zur Patella und

auch auf den Kondylen kommt es nur zu einem punktuellen Kontakt. Diese Flächenabnahme führt gleichzeitig zu einer deutlichen Zunahme des Druckes.

### **3.2. Statistische Auswertung der Ergebnisse aller Präparate durch die Prothesenimplantation**

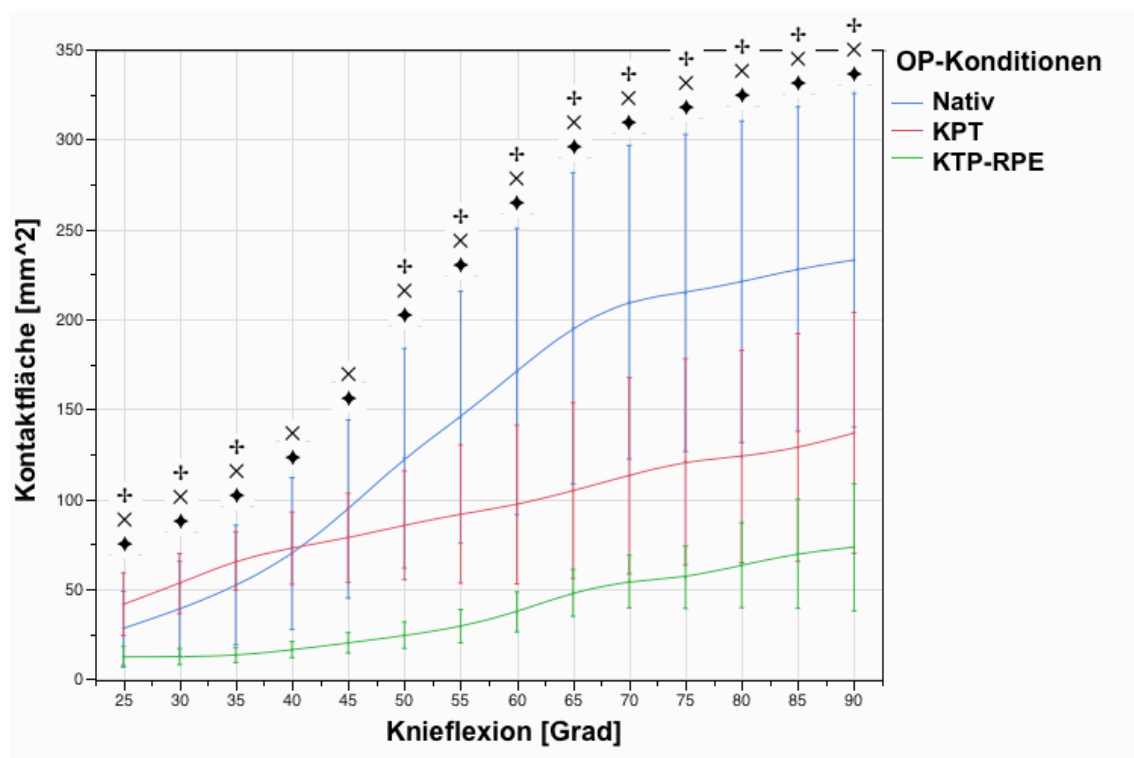
#### **3.2.1. Kontaktfläche**

Vergleicht man die retropatellare Kontaktfläche nach KTP mit dem Nativpräparat, sieht man, dass diese ab einem Flexionswinkel von 40° nach KTP kleiner, ab 50° signifikant (50° - 90°,  $p < 0,001$ ) und bei 70° Beugung nur noch halb so groß ist wie die native Kontaktfläche.

Nach Implantation eines RPE besteht über die gesamte Kniebeugung ein signifikanter Unterschied sowohl im Vergleich mit der Nativmessung (25°-90°,  $p < 0,001$ ), wobei die Druckfläche bei 90° nur noch ein Viertel der Ursprungsgröße beträgt, als auch im Vergleich mit der Messreihe ohne Retropatellarersatz (25°-90°,  $p < 0,001$ ). Hier halbiert sich die Druckfläche noch einmal.

Abbildung 26 zeigt die Druckfläche für die Flexion von 25° bis 90°. Im Nativzustand beträgt die Kontaktfläche bei 25°  $28,38 \text{ mm}^2 \pm 20,53$  (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Sie erreicht bei 90° mit  $232,87 \text{ mm}^2 \pm 92,67$  ihren Maximalwert. Nach Implantation der Prothese ohne RPE liegt die Kontaktfläche bei 25° bei  $41,76 \text{ mm}^2 \pm 17,39$  und erreicht Ihr Maximum bei 90° mit  $136,98 \text{ mm}^2 \pm 66,95$ . Nach Einbau des Retropatellarersatzes liegt die Kontaktfläche bei 25° bei  $12,47 \text{ mm}^2 \pm 5,77$ . Bei 90° Flexion liegt der Wert bei  $73,30 \text{ mm}^2 \pm 35,27$ .

Kontaktfläche der Patella



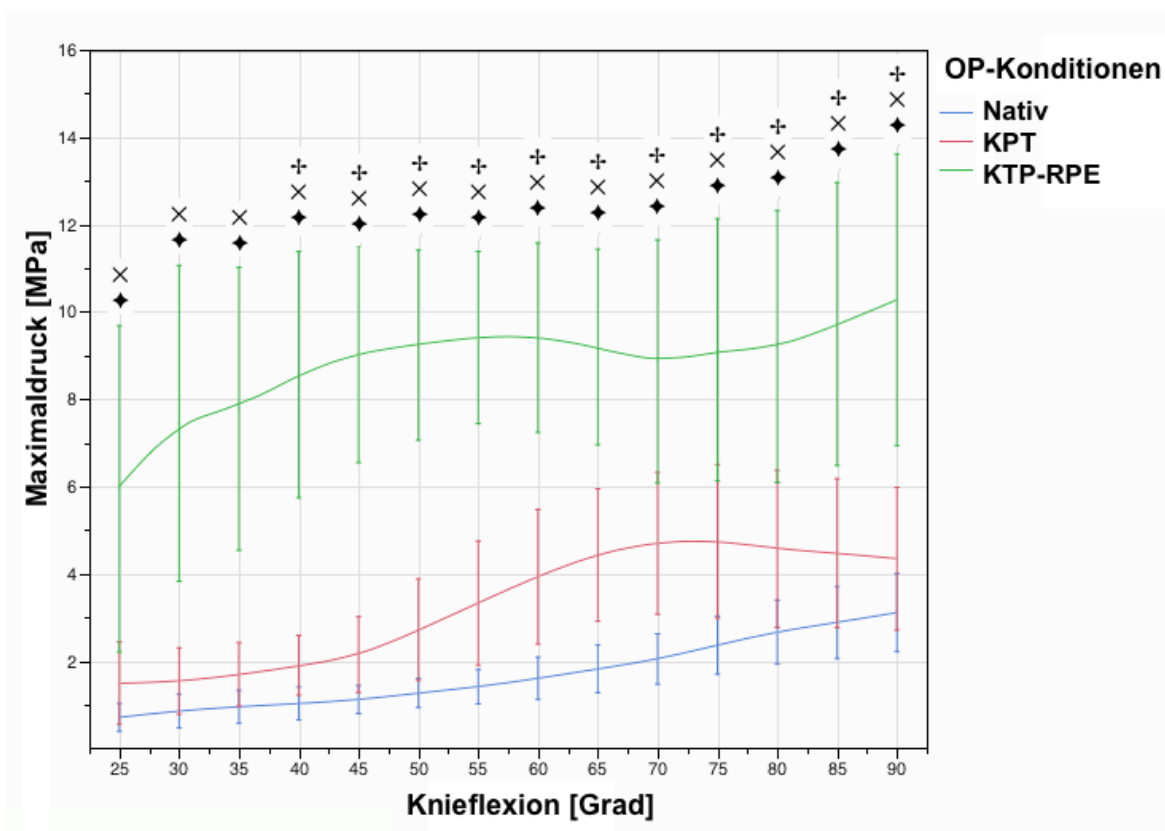
**Abbildung 26:** Druckfläche der Patella Nativ, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP + RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten mit Standardabweichung. ⊕= Signifikanz zwischen Nativpräparat und nach KTP; ×= Signifikanz zwischen Nativ und Zustand nach KTP + RPE; ♀= Signifikanz zwischen Zustand nach KTP und Endzustand nach KTP + RPE.

Anhang 1 zeigt die p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für die Druckfläche in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz

### 3.2.2. Maximaldruck

Vergleicht man die Maximaldrücke, wie in Abb. 27 gezeigt, so fällt auf, dass es ab einem Winkel von 40° für alle drei Konstellationen einen signifikanten Unterschied gibt (40°-90°,  $p < 0,05$ ). So steigt der Druck nach KTP bei 65° auf das bis zu 2,4 fache des Ausgangswertes. Nach Einbau des Retropatellarersatzes erhält man im Vergleich zum Nativpräparat bei 75° das Achtfache der Druckwerte.

Maximaldruck retropatellar



**Abbildung 27:** Maximaldruck der Patella Nativ, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP+RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten mit Standardabweichung. += Signifikanz zwischen Nativpräparat und nach KTP; x= Signifikanz zwischen Nativ und Zustand nach KTP+RPE; += Signifikanz zwischen Zustand nach KTP und Endzustand nach KTP+RPE.

Im Nativzustand beträgt der Maximaldruck bei 25° 0,71 MPa ± 0,32 ( Mittelwert ± Standardabweichung). Sie erreicht bei 90° mit 3,11 MPa ± 0,89 ihren Maximalwert. Nach Implantation der Prothese ohne RPE liegt der Maximaldruck bei 25° bei 1,50 MPa ± 17,39 und erreicht das Maximum bei 75° mit 4,73 MPa ± 1,76. Nach Einbau des Retropatellarersatzes liegt der Maximaldruck bei 25° bei 15,94 MPa ± 3,74. Bei 90° Flexion liegt der Wert bei 10,28 MPa ± 3,34.

Anhang 2 zeigt die p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für den Maximaldruck in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz

### 3.2.3. Druckschwerpunkt

Die jeweilige Operationskondition verändert auch den Verlauf des Druckschwerpunktes. Dabei wurde als Bezugspunkt jeweils die linke untere Ecke der Druckmessfolie genommen.

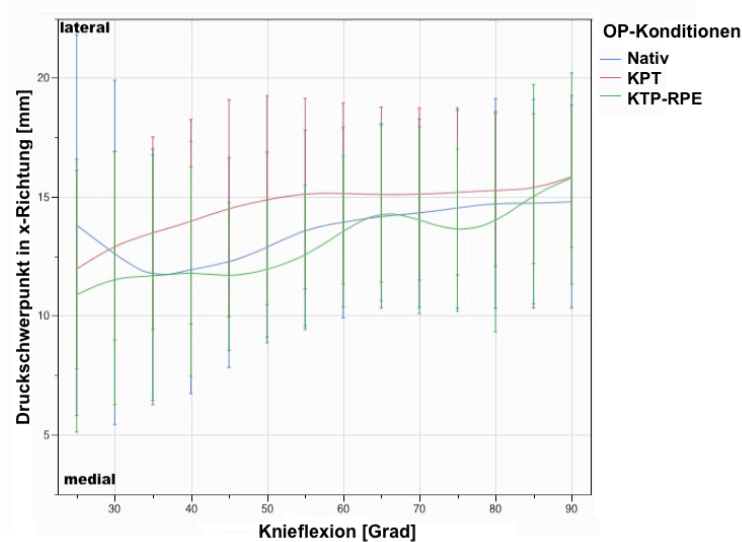
Während sich der Schwerpunkt in Mediolateralrichtung nicht stark von seinem Ausgangswert bewegte und seine stärkste Abweichung bei 35° hatte, gab es stärkere Schwankungen bei den operierten Präparaten. So bewegte sich der Schwerpunkt nach KTP von initial 11,9 mm bei 25° 4mm nach lateral bis zu einem Wert von 15,9 mm bei 90°. Auch nach KTP + RPE veränderte der Schwerpunkt seine Lage von 10,8 mm bei 25° um 5 mm auf Werte von 15,8 mm bei 90°. Diese Bewegungsunterschiede waren jedoch nicht signifikant.

In craniocaudaler Bewegungsrichtung gab es stärkere Unterschiede. Zwar bewegte sich der Druckschwerpunkt bei allen Konfigurationen von caudal nach cranial, jedoch nativ mit dem größten Bewegungsumfang von 6,3 mm bei 25° um 15,1 mm auf 21,4 mm. Nach der Operation verringert sich die Bewegung des Druckschwerpunktes sowohl mit, als auch ohne Retropatellarersatz von 15 mm nativ auf 8 mm nach den Operationen.

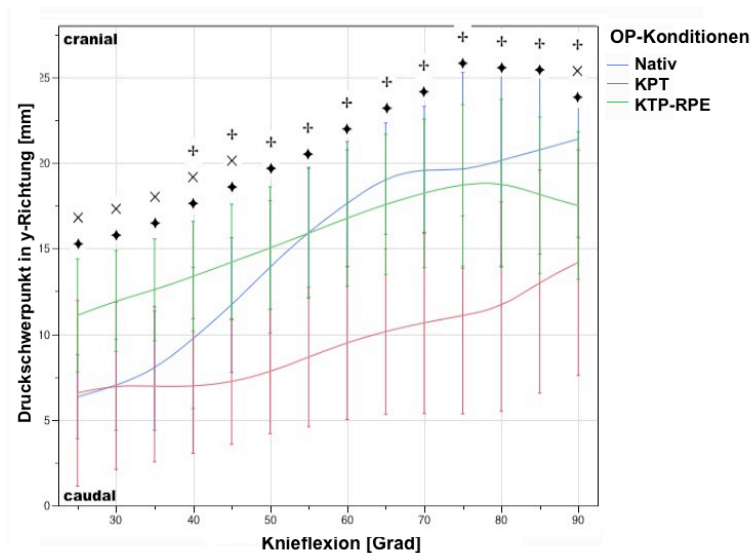
Die Abbildungen 28 und 29 zeigen den Verlauf des Druckschwerpunktes sowohl in mediolateraler als auch in craniocaudaler Richtung.

## Ergebnisse

Anhang 3 zeigt die p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für den Druckschwerpunkt in craniocaudaler Richtung in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz



**Abbildung 28:** Druckschwerpunkt in Mediolateralrichtung der Patella Nativ, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP+RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten mit Standardabweichung. Keine Signifikanz



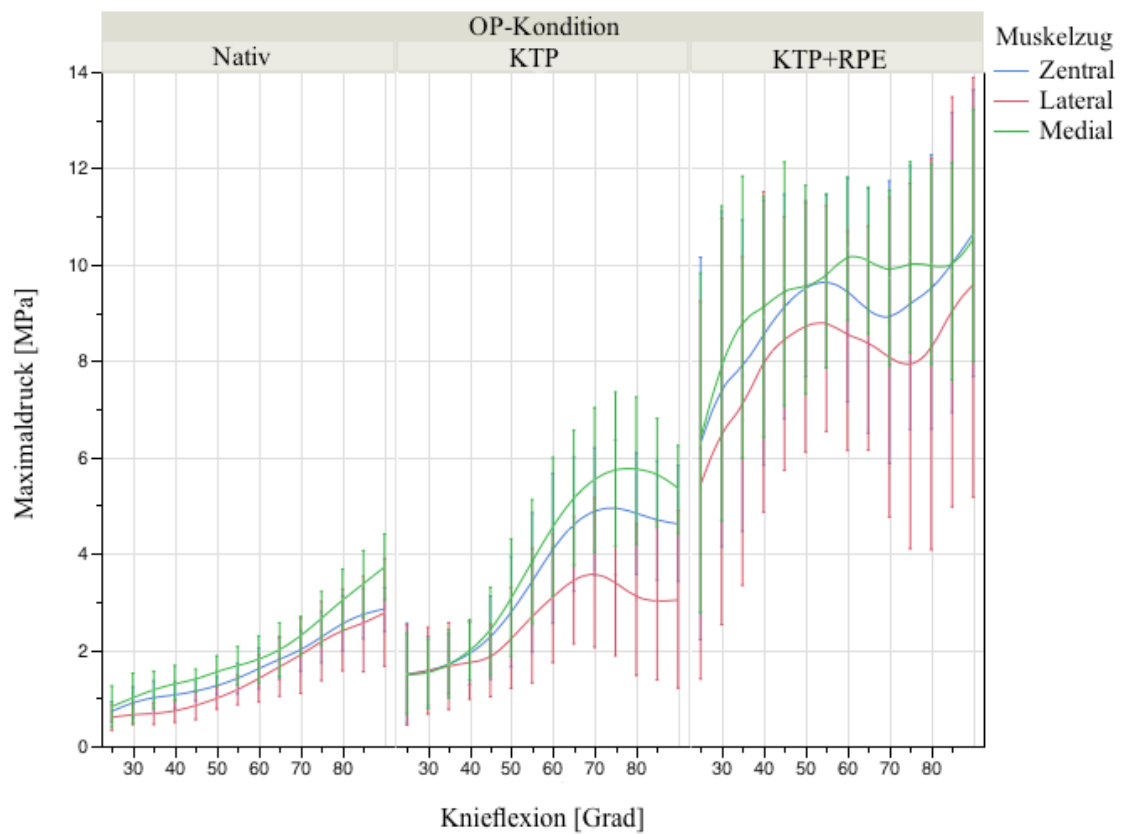
**Abbildung 29:** Druckschwerpunkt der Patella Nativ, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP+RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten mit Standardabweichung. ⊕= Signifikanz zwischen Nativpräparat und nach KTP; ⊚= Signifikanz zwischen Nativ und Zustand nach KTP+RPE; ⊛= Signifikanz zwischen Zustand nach KTP und Endzustand nach KTP+RPE.

### **3.3. Veränderungen aller Präparate durch laterale und mediale Muskelkraftverteilungen in Bezug auf Normalbelastung des M. Quadrizeps**

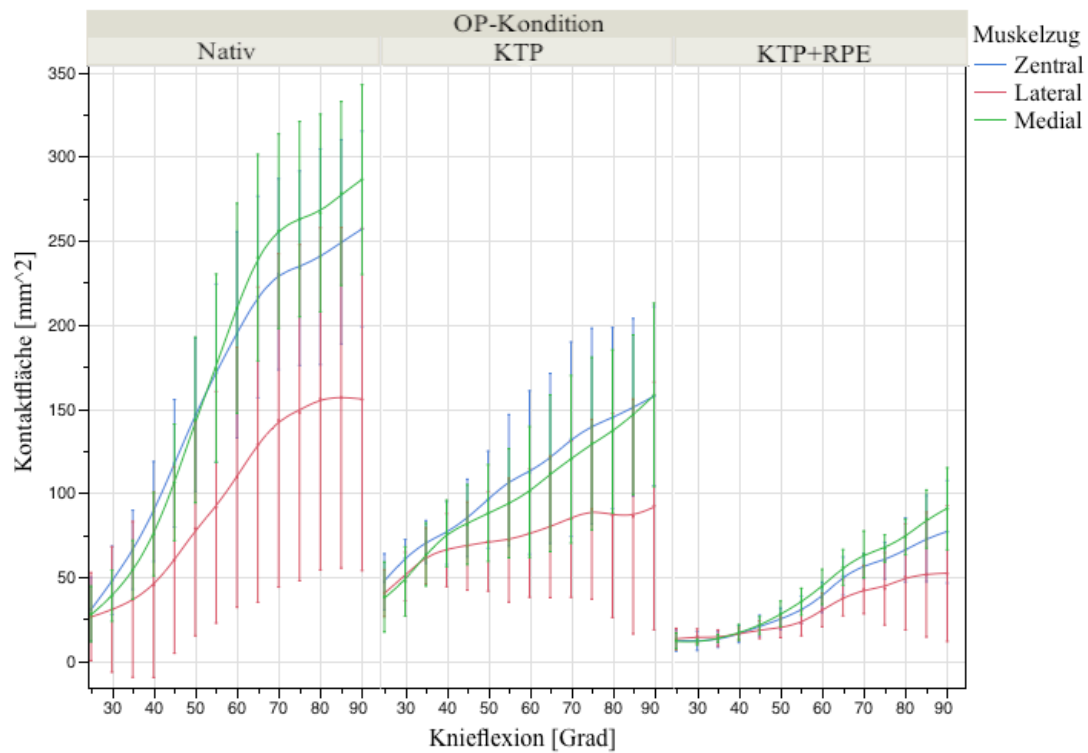
Beim Vergleich der drei Muskelkraftverteilungen fällt auf, dass die Änderung der Zugrichtung der Oberschenkelmuskulatur nur zu einer geringen Veränderung des Maximaldruckes, der Druckfläche und des Druckschwerpunktes in craniocaudaler Richtung führte. Die Werte wurden dazu jeweils für die drei Gelenkkonfigurationen nativ, nach KTP und nach KTP + RPE untersucht. Dabei konnte für diese Größen keine signifikante Änderung der Parameter zwischen den verschiedenen Muskelzugkonditionen nachgewiesen werden.

Abbildung 30 zeigt den Effekt asymmetrischer Muskelzüge auf den Maximaldruck. Die Muskelzüge wurden dabei in drei Kraftverteilungen unterschieden: zentraler (symmetrischer) Zug, hauptsächlich lateraler und hauptsächlich medialer Muskelzug. Die Grafik zeigt die Druckwerte für die drei unterschiedlichen Gelenkkonfigurationen. Dabei fällt auf, dass absolut gesehen der Effekt der Prothesenimplantation auf den Maximaldruck im Vergleich zu Veränderungen durch veränderten Muskelzug überwiegt.

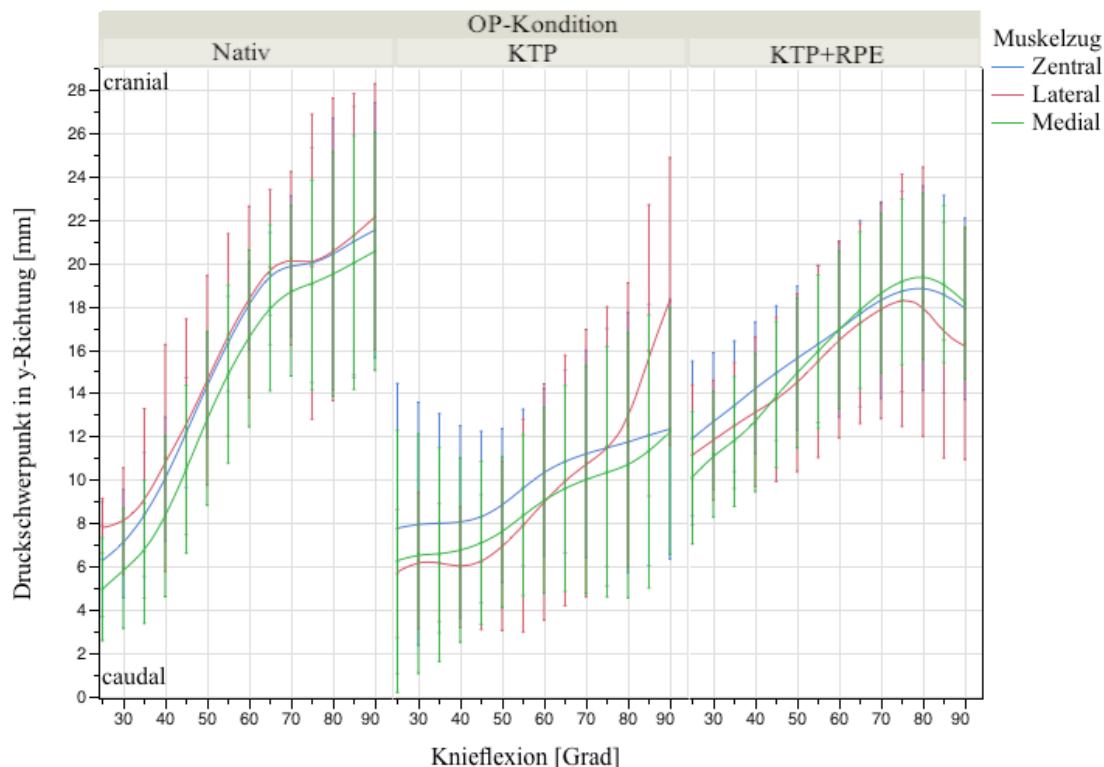
Abbildung 31 und 32 zeigen in gleicher Darstellungsweise die Werte der Druckfläche und des Verlaufs des Druckschwerpunktes in craniocaudaler Richtung.



**Abbildung 30:** Maximaldruck der Patella im nativen Knie, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP+RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten mit Standardabweichung; verglichen mit zentralem, lateralem und medialem Muskelzug der Oberschenkelmuskulatur



**Abbildung 31:** Druckfläche der Patella Nativ, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP+RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten getrennt in zentralen, lateralen und medialen Muskelzug der Oberschenkelmuskulatur



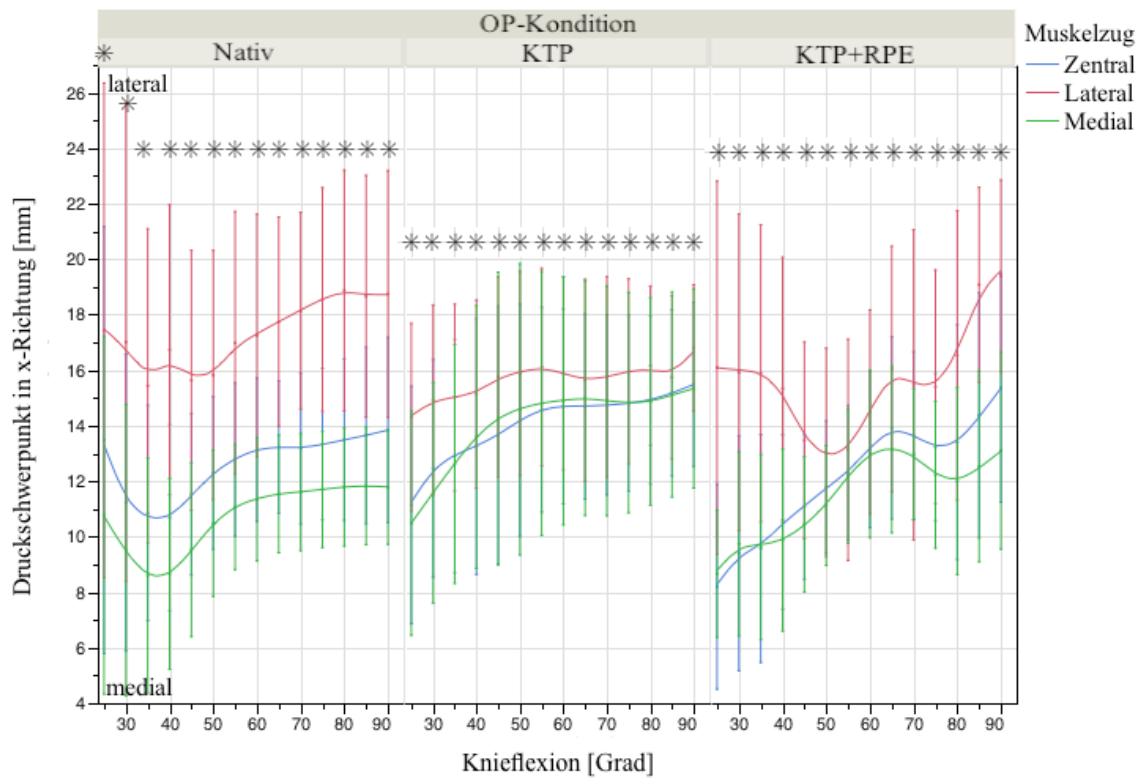
**Abbildung 32:** Verlauf des Druckschwerpunkts der Patella Nativ, nach Implantation von Femurschild und Tibiaplateau (KTP) und nach Einbau des Retropatellarersatzes (KTP+RPE). Mittelwertkurve von 7 Präparaten getrennt in zentralen, lateralen und medialen Muskelzug der Oberschenkelmuskulatur

Vergleicht man aber die Bewegung des Druckschwerpunktes in mediolateraler Richtung in Bezug auf die eingesetzten Zugrichtungen am Oberschenkel, findet man signifikante Unterschiede. Bei hauptsächlich lateraler Zugrichtung weicht der Verlauf des Druckschwerpunktes am stärksten von der zentralen Zugrichtung ab.

Abbildung 33 zeigt den Verlauf des Druckschwerpunktes in mediolateraler Richtung. Dabei wurden die Muskelkonditionen zentral, lateral und medial verglichen. \* kennzeichnet einen signifikanten Unterschied sowohl zwischen zentraler und lateraler, als auch zwischen medialer und lateraler Zugrichtung.

## Ergebnisse

Anhang 4 fasst die p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für den Druckschwerpunkt in mediolateraler Richtung in 5°-Schritten zusammen; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ , \* = Signifikanz.



**Abbildung 33:** Druckschwerpunkt in mediolateraler Richtung; Mittelwertkurve von 7 Präparaten getrennt in zentralen, lateralen und medialen Muskelzug der Oberschenkelmuskulatur mit Standardabweichung;  $\text{⊗}$  = Signifikanz sowohl zwischen zentraler und lateraler, als auch zwischen medialer und lateraler Zugrichtung

### 3.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Tabelle zeigt zusammenfassend die Auswirkungen, die sowohl die Operationen am Kniegelenk, als auch die veränderten Muskelzüge der Oberschenkelmuskulatur auf die Parameter, Maximaldruck, Druckfläche und Verlauf des Druckschwerpunktes hatten.

Gelenktyp	Natives Kniegelenk			Nach Implantation KTP mit nativer Patella			Nach Implantation KTP + RPE		
	Zentral	Lateral	Medial	Zentral	Lateral	Medial	Zentral	Lateral	Medial
Maximaldruck in MPa									
Mittelwert	1,7	1,5	1,9	3,5	2,6	3,8	9,0	8,1	9,4
±	±	±	±	±	±	±	±	±	±
STD	0,8	0,6	1,0	1,8	1,5	2,0	2,9	3,5	2,5
Druckfläche in mm <sup>2</sup>									
Mittelwert	163,5	97,6	172,8	108,3	73,6	99,4	39,6	30,6	44,4
±	±	±	±	±	±	±	±	±	±
STD	90,8	89,9	104,2	52,5	44,4	50,7	26,6	23,6	29,2
Druckschwerpunkt, ML-Bewegung									
Mittelwert	12,6	17,3	10,7	14,1	15,7	14,1	12,2	15,6	11,5
±	±	±	±	±	±	±	±	±	±
STD	3,8	5,2	3,4	3,8	3,3	4,4	3,9	4,8	3,2
Druckschwerpunkt, CC-Bewegung									
Mittelwert	15,3	15,9	14,1	9,9	9,5	8,7	16,2	15,2	15,7
±	±	±	±	±	±	±	±	±	±
STD	6,5	7,0	6,7	5,1	6,2	5,2	4,4	4,9	4,6

Tabelle: Effekt der Knieprothesenimplantation, des es und verschiedener Muskelbelastungen am Oberschenkel auf Maximaldruck, Druckfläche und Druckschwerpunktbewegung in humanen Kniepräparaten (N=7) über die gesamte Knieflexion (25°-90°)

## Ergebnisse

---

Es lässt sich zusammenfassen, dass die Veränderung der Gelenkkonfiguration durch die Implantation einer Totalendoprothese den retropatellaren Druck signifikant beeinflusst.

So kommt es durch die Implantation des Femurschildes und des Tibiaplateaus zu einer 2,5-fachen Steigerung des Maximaldruckes ( $40^\circ$ -  $90^\circ$ ,  $p < 0,04$ ) und zu einer Halbierung der Druckfläche ( $40^\circ$ -  $90^\circ$ ,  $p < 0,001$ ). Die Implantation des Retropatellarersatzes im zweiten Schritt verstärkt diese Veränderungen. So steigert sich der Maximaldruck um den Faktor 3 im Vergleich zur Prothese ( $25^\circ$  -  $90^\circ$ ,  $p < 0,001$ ) und die Druckfläche halbiert sich noch einmal ( $25^\circ$  -  $90^\circ$ ,  $p < 0,001$ ).

Auf die Bewegung des Druckschwerpunktes haben die Operationen jedoch nur in craniocaudaler Richtung einen Einfluss.

## 4. Diskussion

Über den Einbau eines Retropatellarersatzes wird kontrovers diskutiert. Fasst man aktuelle Studien zusammen, kann bei teilweise sehr unterschiedlichen Ergebnissen im Hinblick auf die Indikation eines RPE keine eindeutige Empfehlung für die Vorgehensweise bei primärer Implantation einer KTP gegeben werden. Dadurch haben sich im Wesentlichen zwei Philosophien entwickelt, welche sich auch geografisch einordnen lassen. Vor allem im amerikanischen Raum hat sich der Trend hin zum routinemäßigen Einbau eines RPE entwickelt. Belegt wird diese Vorgehensweise durch zwei großen Metaanalysen, welche in der Gruppe mit RPE eine verringerte Zahlen an Reoperationen, herbeigeführt durch postoperative patellofemorale Komplikationen, wie zum Beispiel persistierender vorderer Knieschmerz, berichten [16, 75]. Bezüglich der postoperativen Funktion und der Patientenzufriedenheit konnten diese Studien jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe mit RPE und der ohne beobachten.

Andere Metaanalysen zeigten ebenfalls ein niedrigeres Risiko an Reoperationen nach RPE, konnten jedoch bei postoperativem anterioren Knieschmerz keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen ausmachen [35, 76, 77]. So zeigten He et al in einer Metaanalyse aus 16 randomisiert kontrollierten Studien mit 3034 Knieendoprothesen außer einer leicht erniedrigten Rate an Reoperationen keinen Vorteil in der Gruppe mit RPE. FU et al. konnten in ihrer Metaanalyse mit 1003 eingeschlossenen KTP Operationen eine Risikoreduktion für eine Reoperation von 4% ausmachen. Bei vergleichbaren funktionellen Ergebnissen sprachen sie daher keine Empfehlung für einen routinemäßigen Einbau des RPE aus. Studien, welche sich speziell mit postoperativem persistierendem vorderen Knieschmerz beschäftigen, wie Waters et al. [5] und Wood et al. [11], konnten in Ihren Studien eine niedrigere Inzidenz des vorderen Knieschmerzes nach Implantation eines Retropatellarersatzes beobachten, jedoch war der Beobachtungszeitraum mit 5 bzw. 4 Jahren sehr gering, sodass mögliche Komplikationen des Retropatellarersatzes wie Lockerung und Frakturen eventuell nicht in den Ergebnissen abgebildet werden konnten. Länger angelegte Studien, wie Burnett et al. [12] sahen über einen Beobachtungszeitraum von 10 Jahren keinen Vorteil des primären Einbaus des Retropatellarersatzes mehr, was vor allem auf die erhöhte Inzidenz langfristiger Komplikationen wie

aseptischer Lockerung, Implantatversagen, pathologischem Abrieb und septischer Lockerung durch RPE zurückzuführen ist. Zum selben Ergebnis kommt auch Smith et al.[13]. Diese erhöhte Inzidenz postoperativer Komplikationen nach Implantation des RPE, zusammen mit höheren Operationsrisiken durch die Möglichkeit der iatrogenen Patellafraktur und eines herbeigeführten Malalignements werden von Gegnern des routinemäßigen Einbaus des RPE häufig angeführt [17, 63].

Während im asiatischen Raum daher ein Großteil der KTP ohne RPE implantiert wird, hat sich in Europa die Auffassung durchgesetzt, RPE nur bei symptomatischer Retropatellararthrose zu implantieren. Diese Vorgehensweise wird auch am Universitätsklinikum Tübingen angewendet.

Eine aktuelle Studie von Petersen et al. [78] beschreibt, dass trotz immer weiter verbesserter Implantatdesigns und weichteilschonender Operationstechnik bei primärer KTP-Implantation 19% der Patienten postoperativ über anhaltende Knieschmerzen berichten. Dieser Anteil vergrößert sich auf 47% bei Revisionsoperationen. Es ist jedoch bei klinischen Studien schwierig, postoperative retropatellare Schmerzen von postoperativem globalem Knieschmerz nach KTP abzugrenzen. In vitro Studien bieten den Vorteil, invasive Messungen der intraartikulären Druckverhältnisse durchzuführen, was bei in vivo Studien aus ethischen und auch studientechnischen Gründen oft nicht möglich ist. Zudem können biomechanische Kraftverteilungen nach Prothesenimplantation genau abgebildet werden und dadurch mögliche Erklärungen für oben beschriebene klinische Komplikationen gefunden werden.

In dieser Studie wurden an 7 humanen Kniepräparaten retropatellare Druckveränderungen gemessen, welche sich durch den Einbau einer Knietotalendoprothese im ersten Operationsschritt und den Einbau eines Retropatellarersatzes im zweiten Operationsschritt ergeben. Dazu wurde mit einem speziell dafür entwickelten, komplexen Kniekinemator eine quasi statische Knieflexion simuliert und der retropatellare Druck mittels eingebrachter Druckmessfolien gemessen.

Die erste Nullhypothese dieser Studie war, dass sowohl der Einbau einer bikondylären Genesis II-Knieprothese mit S-förmiger Retropatellarloge mit nativer Patella, als auch die zusätzliche Implantation eines Retropatellarersatzes, den retropatellaren Druck nicht

verändert. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass sich der retropatellare Druck nach KTP im Vergleich zum nativen Knie zwischen 40° und 90° Flexion signifikant erhöht und nach Implantation des Retropatellarersatzes nochmals signifikant ansteigt. Hier liegt der retropatellare Druck im gesamten Messbereich von 25°-90° signifikant höher als im nativen Knie und bei KTP ohne RPE. Somit konnte die erste Nullhypothese widerlegt werden. Dies liegt auch daran, dass sich die Auflagefläche der Patella des nativen Knies nach der KTP signifikant verringert, was einen größeren Maximaldruck auf kleinerer Fläche mit sich zieht. Die Ergebnisse lassen somit vermuten, dass die Implantation einer Knieprothese mit Retropatellarersatz die biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenks signifikant verändert.

Diese Ergebnisse spiegeln teilweise auch die Ergebnisse bisheriger Studien wider. So konnten sowohl Matsuda et al. [79] als auch Stukenborg-Colsman et al. [80] zwar keine signifikanten Änderungen des Retropatellardruckes nach KTP zeigen, jedoch nahm der von ihnen gemessene retropatellare Druck nach Einbau des Retropatellarersatzes signifikant zu. Matsuda et al. untersuchten dazu 5 Kniepräparate und implantierten eine Profix Femurprothese von Smith&Nephew mit Domepatellarersatz. Die Gruppe um Stukenborg führte die Versuche ebenfalls an 5 Kniepräparaten durch und implantierte eine Interax ISA Knieprothese der Firma Stryker. Beide Forschungsgruppen benutzten dazu fresh-frozen Präparate und Tekscan®-folien zur Druckmessung, welche auch im Versuchsaufbau dieser Studie verwendet wurden. Im Gegensatz dazu zeigten Fuchs et al. [81] in ihren Messungen mit sechs Kniepräparaten nach Implantation einer Genesis I KTP der Firma Smith & Nephew ohne RPE signifikant erhöhte Maximal- und Durchschnittsdrücke. Messungen der gleichen Gruppe [82] nach Implantation des Retropatellarersatzes zeigten keine erhöhten Drücke, jedoch eine verringerte Auflagefläche. Matsuda et al. zeigten in einer anderen Studie mit verschiedenen Femurkomponenten („Insal-Burstein“ und „Miller-Galante II“ der Firma Zimmer, „Ortoloc II“ und „Porous Coated Anatomic“ der Firma Whiteside, sowie Profix der Firma Smith & Nephew) eine signifikante Erhöhung des gemessenen Druckes im Patellofemoralgelenk, sowie eine Verringerung der Kontaktfläche nach KTP jedoch ohne RPE, wobei modellspezifische Abweichungen vorhanden waren [83].

Als entscheidender Unterschied zwischen oben genannten Studien ist jedoch neben den bereits genannten verschiedenen Prothesentypen der Versuchsaufbau zu nennen. Während Fuchs et al. und Matsuda et al. ihre Druckmessungen bei bestimmten Flexionswinkeln statisch mit einer konstanten Muskelkraft durchführten [81, 83, 84], wird in unserer Studie eine nahezu physiologische Knieflexion durch den Kinemator simuliert. Während Fuchs et al. ihre Druckmessungen bei 4 Flexionswinkeln durchführen, benutzt Matsuda et al. 6 vorbestimmte Flexionswinkel, an denen eine festgelegte Kraft an die Quadrizepsmuskulatur angelegt wird. In den von uns durchgeführten Versuchen wird die Flexion bis zu 90° Flexion durchgeführt. Die Auswertung erfolgte von 25°-90° jeweils in 5°-Schritten. Dadurch konnte eine deutlich höhere Datenmenge gewonnen werden, welche einen genaueren Vergleich zwischen den verschiedenen Messkonditionen erlaubt.

Stukenborg et al. [80] wiederum führten in ihrem Kinemator eine Extension mit konstantem Streckmoment durch und messen den retropatellaren Druck bei konstant angelegter Kraft am M. Quadrizeps. Im Vergleich dazu werden in unserem Kniekinemator beinahe physiologische Entwicklungen der Muskelkräfte während einer bewegten Kniebeugung simuliert, da die aufgebrachte Kraft an der Quadrizepsmuskulatur über eine konstante Gewichtskraft an der distalen Kraftmessdose von 50 N gesteuert wird. Diese Eigenschaft der Messapparatur bietet einen großen Vorteil gegenüber der Simulation mit konstanten Muskelkräften und statischen Messbedingungen. Dies könnte ein Grund dafür sein, dass Stukenborg et al. in ihrer Studie für die Konstellation mit alleiniger KTP keine signifikanten Druckerhöhungen beschreiben. Eine konstante Zugkraft auf die Quadrizepssehne führt im Bereich niedriger Beugewinkel nur zu einem geringen retropatellaren Druck.

Der von uns entwickelte, komplexe Kniekinemator wurde in zahlreichen Studien etabliert. So konnten Müller et al. 2009 [85] in ihren Versuchen eine Abweichung der tibiofemorale Kinematik von weniger als 1mm oder 0,76° im Vergleich zu den Voruntersuchungen nachweisen. Ein Grund für die hohe Reproduzierbarkeit ist die Befestigung des Präparats in den bereits beschriebenen Aluminiumhülsen, welche eine genaue Repositionierung beim Wiedereinspannen sicherstellt. Alle Operationen wurden mit Originalinstrumentarium und Prothesen durchgeführt, die auch im Klinikalltag Verwen-

dung finden. Standardisierte Operationsschritte und die Verwendung größenspezifischer Sägeschablonen und Prothesen stellten die gemäß der Operationsanleitung des Herstellers durchgeführte Implantation sicher. Um eine hohe Reproduzierbarkeit der Operationsergebnisse gewährleisten zu können, wurden alle Operationen von demselben erfahrenen Endoprothetiker durchgeführt.

Neben der Art des Kinematoren und des Meßaufbaus ist die Methode der retropatellaren Druckmessung ein weiterer wichtiger Unterscheidungspunkt der oben verglichenen Studien. In dieser Studie wurde für die retropatellare Druckmessung die Druckmessfolie von Tekscan® verwendet. In vielen aktuellen Studien hat sich diese Methode etabliert [79, 80, 86-90], während vor allem ältere Veröffentlichungen auf den Messwerten der Fuji Druckfilme basieren [81, 82, 91, 92]. Während bei den Fuji-Filmen der Kontaktpitzendruck gemessen wird, lassen die Tekscan®-folien eine kontinuierliche Messung zu. Eine zudem geringere Dicke von 0,1 mm im Vergleich zu 0,3 mm und die einfachere Handhabung erhöhen dadurch die Reproduzierbarkeit und die Reliabilität der Messung, was von anderen Autoren bereits beschrieben wurde [93, 94].

Schwierigkeiten bei der Messung ergaben sich durch die recht geringe Größe der Messfolien. Die Gefahr, dass nur ein Teil der Patella von Drucksensoren abgedeckt und somit die Messwerte verfälscht wurden, konnte jedoch dadurch minimiert werden, dass nach der Einbringung der Folie ein korrekter Sitz sowohl optisch als auch durch eine Testmessung sichergestellt wurde. In neueren Studien hat sich jedoch das Einbringen einer aus zwei sich überlappenden Messeinheiten angefertigte Druckfolie bewährt und sollte daher in Zukunft vorgezogen werden [95].

Durch die eingebrachten Druckmessfolien lässt sich zudem keine Aussage über absolute Druckverhältnisse machen, da zum einen keine physiologischen Quadrizepskräfte aufgebracht werden und zum anderen die Rigidität der Folie, zusammen mit der Befestigung durch Naht, die Druckwerte verfälscht. Um trotzdem aussagekräftige Ergebnisse messen zu können, wurden die Messfolien vor dem Einbringen in das Patellofemoralgelenk kalibriert [96]. So ließen sich sehr aussagekräftige Ergebnisse über die relativen Druckveränderungen im Retropatellarraum bei Veränderung der Kniegelenkskonfiguration erzielen.

Fuchs et al. führten ihre Versuche an Präparaten mit Thielfixierung mit Ethylenglykol durch, während für diese Studie fresh-frozen Kadaverkniepräparate verwendet wurden, die vor der Messung über 12 Stunden aufgetaut wurden. Die von uns verwendeten fresh-frozen Kniepräparate sind sowohl für in vitro Messungen von Druck und Kinematik im Kniegelenk, als auch für Operationsstudien ein anerkanntes und gängiges Mittel, um möglichst physiologische Bedingungen zu simulieren und werden von vielen Forschungsgruppen für biomechanische Studien verwendet [7, 71, 79, 82, 83, 97-100]. Während einzelne Autoren [67] das Abnehmen der Elastizität durch Einfrieren der Präparate beschreiben, konnte in einer Vielzahl an Studien gezeigt werden, dass das erneute Einfrieren und Auftauen der Präparate keinen Einfluss auf die Elastizität der Weichteile hat [66, 101].

Neben dem Einfluss auf den retropatellaren Maximaldruck und die patellare Auflagefläche durch die Implantation einer KTP mit und ohne RPE wurde zudem ein Effekt auf die Bewegung des Druckschwerpunktes des Patellofemoralgelenks analysiert. Dabei konnte in mediolateraler Richtung keine signifikante Änderung durch die Implantation einer KTP und eines RPE nachgewiesen werden, was womöglich am S-förmigen Trochleadesign der Genesis II Prothese liegt. Jedoch zeigte der craniocaudale Bewegungsumfang des Druckschwerpunktes eine signifikante Reduktion nach Einbau einer KTP mit und ohne RPE. Die zweite Nullhypothese, dass die Implantation einer KTP und eines RPE den Verlauf des Druckschwerpunktes der Patella im femoralen Patellagleitlager nicht verändert, wurde somit ebenso widerlegt.

Ein wichtiger Teilaspekt dieser Studie war die Messung der retropatellaren Drücke bei asymmetrischer Verteilung der Zugkräfte der Oberschenkelmuskulatur. Dies lässt sich unter realen Bedingungen nicht oder nur schlecht reproduzierbar durchführen, tritt jedoch bei Verletzungen des Muskulatur- und Bandapparates häufig auf. Im Gegensatz zu anderen Arbeitsgruppen verfügt der Kniekinemator dieser Versuchsanordnung über eine getrennte Kraftsteuerung der Muskelzüge der ventralen Oberschenkelmuskulatur. Bei anderen Autoren, wie Elias et al [70, 102], D'Lima et al [98, 103] und Matsuda et al [79, 83] sind die drei Anteile in einem Muskelzug zusammengefasst. Dies lässt keine Simulation eines asymmetrischen Muskelzuges der Oberschenkelmuskulatur zu.

Die am Oberschenkel angelegten unterschiedlichen Zugrichtungen der Muskulatur hatten nur eine geringe Auswirkung auf die Kontaktfläche, den Maximaldruck und die kraniokaudale Bewegung des Druckschwerpunkts. Jedoch wurde die mediolaterale Bewegung des Druckschwerpunktes signifikant verändert. Dies widerlegte schließlich auch die dritte Nullhypothese, dass die asymmetrische Belastung der Quadrizepsmuskulatur die Druckverhältnisse im Retropatellarraum nicht verändert. Bezüglich der Veränderung des Druckschwerpunktes durch asymmetrische Belastung der Quadrizepsmuskulatur gibt es nur wenige Voruntersuchungen, was auch mit der aufwändigen Präparation des Präparate mit Darstellung der Ansätze der Quadrizepsmuskulatur und der Notwendigkeit eines komplexen Kniekinemators, welcher getrennt gesteuerten Muskelzügen aufweist, zusammenhängt. Die bestehenden Studien unterscheiden sich dabei teilweise von den hier vorgelegten Ergebnissen, insbesondere, was den Bewegungsumfang betrifft, in dem es zu einer signifikanten Verschiebung des Druckschwerpunktes kommt. Jedoch ist die Tendenz der Ergebnisse, dass vor allem die überwiegend laterale Zugrichtung zu einer signifikanten Änderung des Druckschwerpunktes führt, in allen Studien mit unserer gleichzusetzen [104-107]. Vorherige Studien am nativen Knie hatten jedoch gezeigt, dass eine veränderte Bewegung des Druckschwerpunktes nicht gleichzusetzen ist mit einem erhöhten mediolateralen Shift der Patella [95, 108].

Betrachtet man zusätzlich zu den asymmetrischen Muskelzügen noch den Einfluss der Kniegelenkskonfiguration auf den Druckschwerpunkt so fällt auf, dass sowohl nach KTP als auch nach RPE nur eine laterale Zugrichtung signifikanten Einfluss auf die mediolaterale Bewegungsrichtung hat. Dabei zeigt eine überwiegend laterale Zugrichtung über 50° Beugung sowohl für die native Kniebewegung, als auch nach KTP und RPE einen ähnlichen Effekt auf die mediolaterale Beweglichkeit des Druckschwerpunktes. Bei niedrigeren Beugewinkeln ist jedoch auffällig, dass bei lateraler Zugrichtung die native Patella bei implantierter KTP die geringste laterale Bewegung des Druckschwerpunktes zeigte. Man kann daher vermuten, dass die native Patella im Gleitlager der KTP eine höhere Führung erfährt als im nativen Knie, welche bei Implantation des RPE wieder entfällt und eine stärkere Bewegung in mediolateraler Richtung erlaubt.

Für die Grundlagenforschung bieten *in vitro* Studien nach wie vor eine sehr wichtige Möglichkeit, neue Prothesendesigns zu evaluieren, bevor sie in *in vivo* Studien über-

nommen werden. Jedoch bedürfen Aussagen einer biomechanischen in vitro Studie auf die Implantation von Knieprothesen immer gewisser Einschränkungen, zumal im vorliegenden Fall die Messungen nur mit einem Prothesenmodell (Genesis II von Smith & Nephew) durchgeführt wurden. Im Vergleich zu anderen Implantaten besitzt die Genesis II eine relativ flache, S-förmige und lateralisierte Trochlea, die sich durch eine hohe Kongruenz zum RPE auszeichnet, welcher einen kleineren Radius als die Trochlea des Femur besitzt und daher eine hohe Kongruenz des Patellofemoralgelenks vorgibt. In dieser Studie zeigte sich jedoch trotz der hohen Kongruenz des implantierten Materials eine deutliche Verringerung der Kontaktfläche zwischen Femur und Patella im Vergleich zum Nativpräparat.

Generell ist die Übertragbarkeit von in vitro Studien in den klinischen Alltag schwierig. So muss bei der Interpretation der Messungen der unterschiedliche Ausgangszustand der Gelenkflächen berücksichtigt werden. Bei den benutzten Präparaten zeigte sich eine hohe Varianz des Arthrosegrades vor allem retropatellar. Während manche Präparate nur leichtgradige arthrotische Veränderungen des Patellofemoralgelenkes zeigten, war bei manchen schon eine viertgradige Arthrose retropatellar zu beschreiben. Der aktuelle Konsens der Fachgesellschaften sieht in diesem Fall bereits die Indikation zum standardmäßigen Einbau des RPE, wobei in Fällen leichtgradiger arthrotischer Veränderungen größtenteils klinische Parameter die Entscheidung für die Implantation des RPE beeinflussen.

Wie bereits beschrieben, musste in dieser Studie vom anteriomedialen Standardzugang abgewichen werden, da es dadurch zu Rupturen der Sehne des Vastus medialis kam. Durch den veränderten Zugang wurde aber weder die Operation noch die Kinematik beeinflusst. Ostermeier et al. zeigten, dass sowohl ein lateraler, als auch ein medialer Zugang zum Kniegelenk keinen signifikanten Einfluss auf in vitro Druckmessungen haben [73]. Da der distale Teil der Tibia nicht vorhanden war, konnten die Sägeschablonen nicht wie normalerweise am Sprunggelenk ausgerichtet werden. Stattdessen orientierten wir uns an der Achse der Tibia und richteten die Sägeschnitte danach aus.

In einem aktuellen Review, in dem van Jonbergen et al. 54 Artikel über die Ursachen des anterioren Knieschmerz nach KTP untersuchen, spielt die Positionierung bei Im-

plantation des Retropatellarersatzes eine entscheidende Rolle [36]. So führt die falsche Implantation des RPE mit Positionierungs- und Rotationsfehlern des RPE zu einer höheren Inzidenz an vorderem Knieschmerz. In unserer Studie wurde die Prothesenimplantation von einem erfahrenen Endoprothetiker durchgeführt. Bei der Implantation des RPE wurde genau auf die richtige Resektionstiefe und damit Höhe der Patella geachtet, um ein Overstuffing zu vermeiden.

Als weiterer Limitationspunkt von in vitro Studien wird oft aufgeführt, dass im Vergleich zur in vivo Knieflexion nur eine reduzierte Gewichtskraft aufgebracht wird. Die in dieser Studie imitierte Gewichtskraft an der Kraftmessdose am distalen Tibiaende betrug 50 N und wurde durch die an den Muskelzügen des M. Quadrizeps aufgebrachte Kraft geregelt. In Vorversuchen kam es durch höhere Kräfte zu Sehnen- und Nahtausrisen und dadurch zum Abbruch der Messungen. In früheren Studien konnte jedoch bereits gezeigt werden, dass es signifikante Unterschiede in der Kinematik zwischen unbelasteter und belasteter Kniebewegung gibt, dass aber bei Kniebewegungen unter Belastung eine weitere Erhöhung der aufgebrachten Kräfte zu keiner qualitativen Änderung, bei alleiniger quantitativer Änderung der Ergebnisse führt [85, 109]. Daher wurde zur Schonung des Materials auf eine größere Gewichtskraft als 50N verzichtet.

Wie bereits beschrieben, wurde die Knieflexion im Kinemator in einem Bereich von 25° bis 90° durchgeführt. Die Regelelektronik über die Kraftmeßdose am tibialen Schaftende konnte bei vollständiger Streckung des Knies den Bewegungsbeginn in eine Knieflexion nicht immer in eine vordefinierte Richtung leiten, sodass es in Vorversuchen zu Hyperextension und damit Destruktion des Kniegelenks kam. Da die retropatellaren Druckwerte zwischen 0° und 15° jedoch vernachlässigbar gering sind und die Spitzen drücke erst im Bereich von 70° bis 90° gemessen werden, können auch durch den gemessenen Druckwertbereich aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden. Während frühere Knieprothesen nur einen Bewegungsumfang bis 105° besaßen [110, 111], werden heutzutage durch bessere Prothesenkonfigurationen Bewegungslimits bis zu 130° erreicht [112, 113]. Da jedoch alltägliche Bewegungen eine Beugung über 90° selten überschreiten, wurde in unserer Studie auf höhere Werte verzichtet, um nicht in an die Grenze der Beweglichkeit der Prothese zu gelangen. Trotzdem lassen die gemessenen Druckwerte eine Beurteilung der in vivo häufig durchgeführten Bewegungsumfänge zu.

Die Frage, ob standardmäßig der Implantation einer KTP der Einbau des RPE anzuschließen ist, stellt im klinischen Alltag ein oft aufkommendes und nicht endgültig gelöstes Problem dar, auf das bisherige Studien keine einheitliche Antwort liefern. Daher konnte bisher kein allgemein gültiger Konsens zur Vorgehensweise gefunden werden, was die teilweise deutlichen regionalen Unterschiede bei der Implantation des Retropatellarersatzes erklärt.

Unsere Messungen zeigten einen signifikanten Anstieg des retropatellaren Druckes zwischen  $40^\circ$  und  $90^\circ$  nach Einbau einer KTP und einen hochsignifikanten Anstieg zwischen  $25^\circ$  und  $90^\circ$  nach Einbau des Retropatellarersatzes. Diese deutliche Druckveränderung vor allem nach Implantation des Retropatellarersatz lässt möglicherweise auf eine starke Veränderung der Kraftverhältnisse im Kniegelenk durch die Implantation einer KTP schließen, welche sich in postoperativen Komplikationen, wie anhaltendem Knieschmerz, periprothetischen Frakturen und erhöhtem Materialabrieb äußern könnte und so einen Ansatzpunkt für die Infragestellung des routinemäßigen Einbaus des Retropatellarersatzes bieten.

Aus biomechanischer Sicht ist daher vom routinemäßigen Einbau eines Retropatellarersatzes bei KTP abzusehen.

Bezug nehmend auf diese Ergebnisse und die Literatur zusammenfassend scheint daher die selektive Auswahl der Patienten mit symptomatischem vorderen Knieschmerz für den primären Einbau des Retropatellarersatzes das geeignete Verfahren.

## **5. Zusammenfassung**

### **5.1. Ziele**

Postoperative andauernde vordere Knieschmerzen nach Implantation einer KTP sind häufig beschriebene Beschwerden. Aktuelle biomechanische Untersuchungen liefern dazu widersprüchliche Ergebnisse. Ziel dieser Studie war es, in einer simulierten dynamischen muskelgesteuerten Knieflexion den Einfluss einer KTP mit und ohne RPE auf den retropatellaren Druck zu messen. Zudem wurden Veränderungen des retropatellaren Druckes durch veränderte Muskelzugrichtungen der Oberschenkelmuskulatur gemessen. Dies sollte Aussagen über eine veränderte Biomechanik nach Prothesenimplantation und damit über eine mögliche Ursache des persistierenden vorderen Knieschmerzes liefern.

### **5.2. Methoden**

An einem speziell entwickelten, komplexen Kniekinemator wurde an 7 präparierten Knien eine dynamische Knieflexion zwischen 25° und 90° simuliert. Dabei wurde über die Quadrizepssehnen eine variable Muskelkraft aufgebracht, die dafür sorgte, dass die Gewichtskraft am distalen Ende des Präparats konstant gehalten wurde. Über flexible, in den Retropatellarraum eingebrachte Druckmessfolien (Tekscan®) wurden die retropatellaren Druckverhältnisse während dieser Knieflexion aufgezeichnet. Diese Messung wurde jeweils für native Knie, nach Implantation einer totalen Knieendoprothese Typ Genesis II (Fa. Smith & Nephew) ohne Retropatellarsatz, als auch nach Implantation des Retropatellarersatzes durchgeführt.

### **5.3. Ergebnisse**

Durch die Implantation einer KTP verdoppelt sich der Maximaldruck retropatellar signifikant (40°-90°  $p < 0,025$ ) und erreicht nach Implantation des RPE sogar den achtfachen Druckwert (25°-90°  $p < 0,019$ ). Gleichzeitig wird durch die Implantation der KTP die Druckfläche auf ein Viertel signifikant verkleinert (50°-90°  $p < 0,001$ ) und wird nach RPE nur noch punktförmig, mit einer signifikanten Verringerung um das achtfache im Vergleich zum nativen Präparat. Ebenfalls konnten signifikante Änderungen der Ver-

laufs des Druckschwerpunktes nach Implantation der KTP mit und ohne RPE in cranio-caudaler Richtung nachgewiesen werden.

Veränderte Muskelkraftverteilung der Oberschenkelmuskulatur führt zu keiner signifikanten Veränderung der retropatellaren Druckverteilung.

### **5.4. Schlussfolgerung**

In den beschriebenen Versuchen konnte gezeigt werden, dass die Implantation einer KTP den retropatellaren Druck ohne RPE signifikant, nach Implantation eines RPE sogar hochsignifikant vergrößert. Trotz korrektem Einbau des Retropatellarersatzes kommt es dadurch zu einer deutlichen Veränderung der biomechanischen Verhältnisse im Patellofemoralgelenk und kann als eine mögliche Ursache für persistierende vordere Knieschmerzen nach KTP angesehen werden. Aus biomechanischer Sicht ist daher von einem routinemäßigen Einbau des RPE abzusehen, der Erhalt der nativen Patella voranzustellen und nur in selektiven Fällen mit klinisch bereits bestehender retropatellarer Arthrose und präoperativem vorderen Knieschmerz ein primärer Einbau des RPE durchzuführen.

## *Abbildungsverzeichnis:*

*Abbildung 1: Kniegelenk von ventral nach Entfernung der Kapsel und der Seitenbänder*

*Abbildung 2: Menisci und Kreuzbänder des Kniegelenks*

*Abbildung 3: Axiales Röntgenbild der Patella*

*Abbildung 4: Oberflächenknieprothese Genesis II von Smith & Nephew mit Femurschild, Tibiaplateau und Inlay*

*Abbildung 5: Patellaersatz der Genesis II Prothese von seitlich und ventral*

*Abbildung 6: Kniepräparat mit freigelegten Muskelsehnen*

*Abbildung 7: Zylindrische Fassung und Fibulabefestigungsschrauben*

*Abbildung 8: Sehnenklammer an präparierter Sehne*

*Abbildung 9: Kniekinemator mit eingespanntem Präparat; die roten Pfeile markieren die Zebrismarker*

*Abbildung 10: Femur- und Tibiamarker*

*Abbildung 11: Koordinatensysteme am Kniegelenk*

*Abbildung 12: Kalibrierung der Druckmessfolie*

*Abbildung 13: Druckmessfolie mit Befestigungsfäden*

*Abbildung 14: Einbringen der Druckmessfolie in das Kniegelenk*

*Abbildung 15: Arthrotomie des Kniegelenks und Darstellung der femoralen Gelenkfläche*

*Abbildung 16: Aufbohren der femoralen Markhöhle*

*Abbildung 17: Anlage des femoralen Sägeblocks*

*Abbildung 18: Anlage des tibialen Sägeblocks*

*Abbildung 19: Endgültige Position des Implantats vor Gelenkverschluss*

*Abbildung 20: Knieprothese mit eingebautem Retropatellarersatz*

*Abbildung 21: Radiologische Kontrolle postoperativ*

*Abbildung 22-24: Druckverteilung von Präparat S2 im Nativzustand, nach KTP und nach KTP+RPE mit Verlauf des Druckschwerpunkts.*

*Abbildung 25: Druckverteilung von Präparat S2 in unterschiedlichen Operationskonditionen bei 90° Flexion*

*Abbildung 26: Druckfläche der Patella Nativ, nach KTP und nach KTP+RPE*

*Abbildung 27: Maximaldruck der Patella Nativ, nach KTP und nach KTP+RPE*

*Abbildung 28: Druckschwerpunkt in Mediolateralrichtung der Patella Nativ, nach KTP und nach KTP+RPE.*

*Abbildung 29: Druckschwerpunkt in Craniocaudalrichtung der Patella Nativ, , nach KTP und nach KTP+RPE*

*Abbildung 30: Maximaldruck der Patella Nativ, nach KTP und nach KTP+RPE*

*Abbildung 31: Druckfläche der Patella Nativ, , nach KTP und nach KTP+RPE*

*Abbildung 32: Verlauf des Druckschwerpunkts in craniocaudaler Richtung der Patella Nativ, nach KTP und nach KTP+RPE*

*Abbildung 33: Druckschwerpunkt in mediolateraler Richtung; Mittelwertkurve von 7 Präparaten getrennt in zentralen, lateralen und medialen Muskelzug der Oberschenkelmuskulatur mit Standartabweichung*

## 6. Anhang

<b>Flexions- winkel</b>	<b>Nativ vs. Prothese ohne Patellaersatz</b>	<b>Nativ vs. Prothese mit Patellaersatz</b>	<b>Prothese ohne Patellaersatz vs. Prothese mit Pathellaersatz</b>
25°	0,005*	<0,001*	<0,001*
30°	0,002*	<0,001*	<0,001*
35°	0,011*	<0,001*	<0,001*
40°	0,863	<0,001*	<0,001*
45°	0,051	<0,001*	<0,001*
50°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
55°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
60°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
65°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
70°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
75°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
80°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
85°	<0,001*	<0,001*	0,002*
90°	<0,001*	<0,001*	<0,001*

Anhang 1: p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für die Druckfläche in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz

<b>Flexions- winkel</b>	<b>Nativ vs. Prothese ohne Patellaersatz</b>	<b>Nativ vs. Prothese mit Patellaersatz</b>	<b>Prothese ohne Patellaersatz vs. Prothese mit Pathellaersatz</b>
25°	0,301	<0,001*	<0,001*
30°	0,311	<0,001*	<0,001*
35°	0,162	<0,001*	<0,001*
40°	0,039*	<0,001*	<0,001*
45°	0,005*	<0,001*	<0,001*
50°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
55°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
60°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
65°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
70°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
75°	<0,001*	<0,001*	<0,001*
80°	<0,001*	0,001*	<0,001*
85°	0,002*	<0,001*	<0,001*
90°	0,025*	<0,001*	<0,001*

Anhang 2: p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für den Maximaldruck in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz

<b>Flexions- winkel</b>	<b>Nativ vs. Prothese ohne Patellaersatz</b>	<b>Nativ vs. Prothese mit Patellaersatz</b>	<b>Prothese ohne Patellaersatz vs. Prothese mit Pathellaersatz</b>
25°	0,972	<0,001*	<0,001*
30°	0,996	<0,001*	<0,001*
35°	0,373	<0,001*	<0,001*
40°	0,002*	<0,001*	<0,001*
45°	<0,001*	<0,004*	<0,001*
50°	<0,001*	0,339	<0,001*
55°	<0,001*	0,998	<0,001*
60°	<0,001*	0,611	<0,001*
65°	<0,001*	0,197	<0,001*
70°	<0,001*	0,327	<0,001*
75°	<0,001*	0,729	<0,001*
80°	<0,001*	0,507	<0,001*
85°	<0,001*	0,087	<0,001*
90°	0,025*	0,005*	0,019*

Anhang 3: p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für den Druckschwerpunkt in craniocaudaler Richtung in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz

<b>Flexions- winkel</b>	<b>Zentrale vs. Laterale Zugrichtung</b>	<b>Zentrale vs. Mediale Zugrichtung</b>	<b>Mediale vs. Laterale Zugrichtung</b>
25°	0,001*	0,742	<0,001*
30°	<0,001*	0,782	<0,001*
35°	<0,001*	0,655	<0,001*
40°	<0,001*	0,658	<0,001*
45°	0,003*	0,705	0,001*
50°	0,022*	0,672	0,002*
55°	0,015*	0,775	0,002*
60°	0,009*	0,703	0,001*
65°	0,002*	0,577	<0,001*
70°	0,002*	0,617	<0,001*
75°	0,001*	0,448	<0,001*
80°	0,001*	0,380	<0,001*
85°	<0,001*	0,212	<0,001*
90°	<0,001*	0,095	<0,001*

Anhang 4: p-Werte des post-hoc Tests nach Tukey und Kramer für den Druckschwerpunkt in mediolateraler Richtung in 5°-Schritten; Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ; \* = Signifikanz

## 7. Literaturverzeichnis

1. Emmerson, K.P., C.G. Moran, and I.M. Pinder, *Survivorship analysis of the Kinematic Stabilizer total knee replacement: a 10- to 14-year follow-up*. J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(3): p. 441-5.
2. Vessely, M.B., et al., *The Chitranjan Ranawat Award: Long-term survivorship and failure modes of 1000 cemented condylar total knee arthroplasties*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **452**: p. 28-34.
3. BQS-Institut, *Qualitätsreport 2008*. 2008, Düsseldorf: Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH.
4. Barmer GEK, *Barmer GEK Report Krankenhaus 2010: Trends in der Endoprothetik des Hüft- und Kniegelenks 2010*. 2010.
5. Waters, T.S. and G. Bentley, *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized study*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(2): p. 212-7.
6. Breugem, S.J. and D. Haverkamp, *Anterior knee pain after a total knee arthroplasty: What can cause this pain?* World J Orthop, 2014. **5**(3): p. 163-70.
7. Hsu, W.H., et al., *Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study*. Am J Sports Med, 2006. **34**(5): p. 765-70.
8. Picetti, G.D., 3rd, W.A. McGann, and R.B. Welch, *The patellofemoral joint after total knee arthroplasty without patellar resurfacing*. J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(9): p. 1379-82.
9. Rae, P.J., J. Noble, and J.P. Hodgkinson, *Patellar resurfacing in total condylar knee arthroplasty. Technique and results*. J Arthroplasty, 1990. **5**(3): p. 259-65.
10. Rand, J.A., *The patellofemoral joint in total knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 1994. **76**(4): p. 612-20.
11. Wood, D.J., et al., *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a prospective, randomized trial*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A**(2): p. 187-93.
12. Burnett, R.S., et al., *The John Insall Award :Patella Resurfacing versus Nonresurfacing in Total Knee Arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2004. **428**: p. 12-25.
13. Smith, A.J., D.J. Wood, and M.G. Li, *Total knee replacement with and without patellar resurfacing: a prospective, randomised trial using the prefix total knee system*. J Bone Joint Surg Br, 2008. **90**(1): p. 43-9.

14. Barrack, R.L., et al., *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized, double-blind study with five to seven years of follow-up.* J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(9): p. 1376-81.
15. Campbell, D.G., et al., *Patellar resurfacing in total knee replacement: a ten-year randomised prospective trial.* J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(6): p. 734-9.
16. Li, S., et al., *Systematic review of patellar resurfacing in total knee arthroplasty.* Int Orthop, 2011. **35**(3): p. 305-16.
17. Swan, J.D., et al., *The need for patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a literature review.* ANZ Journal of Surgery, 2010. **80**(4): p. 223-233.
18. Debrunner, A., *Orthopädie, orthopädische Chirurgie: patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparats.* Vol. 4., vollst. neu bearb. Aufl. 2002, Bern, Göttingen; Toronto; Seattle: Hans Huber Verlag.
19. Benninghoff, D., *Anatomie.* Vol. 17. Auflage. 2008, München: Elsevier.
20. Woo, S.L., et al., *Biomechanics of knee ligaments.* Am J Sports Med, 1999. **27**(4): p. 533-43.
21. Hill, P.F., et al., *Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI.* J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1196-8.
22. Iwaki, H., V. Pinskerova, and M.A. Freeman, *Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee.* J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1189-95.
23. Pinskerova, V., H. Iwaki, and M.A. Freeman, *The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee.* Orthopade, 2000. **29 Suppl 1**: p. S3-5.
24. Wülker, N. e.a., *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie 1.* 2005: Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
25. Renstrom, P. and R.J. Johnson, *Anatomy and biomechanics of the menisci.* Clin Sports Med, 1990. **9**(3): p. 523-38.
26. Walker, P.S. and M.J. Erkman, *The role of the menisci in force transmission across the knee.* Clin Orthop Relat Res, 1975(109): p. 184-92.
27. Schünke, M.S., E. et al. , *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, in Prometheus Lernatlas der Anatomie 1.* 2005, Thieme Verlag: Stuttgart, New York. p. 360-508.

28. Harbaugh, C.M., N.A. Wilson, and F.T. Sheehan, *Correlating femoral shape with patellar kinematics in patients with patellofemoral pain*. Journal of Orthopaedic Research, 2010: p. n/a-n/a.
29. Nha, K.W., et al., *In vivo patellar tracking: Clinical motions and patellofemoral indices*. Journal of Orthopaedic Research, 2008. **26**(8): p. 1067-1074.
30. Brossmann, J., et al., *Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging*. Radiology, 1993. **187**(1): p. 205-12.
31. Belvedere, C., et al., *Three-dimensional patellar motion at the natural knee during passive flexion/extension. An in vitro study*. Journal of Orthopaedic Research, 2009. **27**(11): p. 1426-1431.
32. Reeves, N.D., C.N. Maganaris, and M.V. Narici, *Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals*. The Journal of Physiology, 2003. **548**(3): p. 971-981.
33. Rössler/Rüther, *Orthopädie und Unfallchirurgie*. Vol. 19. 2005, München: Elsevier GmbH.
34. Rand, J.A., *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1990(260): p. 110-7.
35. He, J.Y., L.S. Jiang, and L.Y. Dai, *Is patellar resurfacing superior than nonresurfacing in total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized trials*. Knee, 2011. **18**(3): p. 137-44.
36. van Jonbergen, H.P., et al., *Determinants of anterior knee pain following total knee replacement: a systematic review*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. **22**(3): p. 478-99.
37. Gerber, B.E. and F. Maenza, *[Shift and tilt of the bony patella in total knee replacement]*. Orthopade, 1998. **27**(9): p. 629-36.
38. Argenson, J.N., Y. Chevrol-Benkeddache, and J.M. Aubaniac, *Modern unicompartmental knee arthroplasty with cement: a three to ten-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A**(12): p. 2235-9.
39. Callahan, C.M., et al., *Patient outcomes following unicompartmental or bicompartmental knee arthroplasty. A meta-analysis*. J Arthroplasty, 1995. **10**(2): p. 141-50.
40. Emerson, R.H., Jr. and L.L. Higgins, *Unicompartmental knee arthroplasty with the oxford prosthesis in patients with medial compartment arthritis*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90**(1): p. 118-22.

41. Price, A.J., J.C. Waite, and U. Svard, *Long-term clinical results of the medial Oxford unicompartmental knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2005(435): p. 171-80.
42. Heyse, T.J., A. Khefacha, and P. Cartier, *UKA in combination with PFR at average 12-year follow-up*. Arch Orthop Trauma Surg, 2010. **130**(10): p. 1227-30.
43. Ma, H.M., et al., *Long-term results of total condylar knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2005. **20**(5): p. 580-4.
44. Rand, J.A., *Augmentation of a total knee arthroplasty with a modular metal wedge. A case report*. J Bone Joint Surg Am, 1995. **77**(2): p. 266-8.
45. Barrack, R.L., *Evolution of the rotating hinge for complex total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 292-9.
46. Bistolfi, A., et al., *Rotating-hinge total knee for revision total knee arthroplasty*. Orthopedics, 2012. **35**(3): p. e325-30.
47. D'Lima, D.D., et al., *Comparison between the kinematics of fixed and rotating bearing knee prostheses*. Clin Orthop Relat Res, 2000(380): p. 151-7.
48. Shaw, J.A., W. Balcom, and R.B. Greer, 3rd, *Total knee arthroplasty using the kinematic rotating hinge prosthesis*. Orthopedics, 1989. **12**(5): p. 647-54.
49. Dorn, U., Kiss, H., *Zementiert-Zementfrei?*, in *Praxis der Knieendoprothetik*, Eulert/Hassenpflug, Editor. 2001, Springer Verlag: Berlin, Heidelberg, New York.
50. Campbell, D.G., A.D. Mintz, and T.M. Stevenson, *Early patellofemoral revision following total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 1995. **10**(3): p. 287-91.
51. McAlindon, T., et al., *Are risk factors for patellofemoral and tibiofemoral knee osteoarthritis different?* J Rheumatol, 1996. **23**(2): p. 332-7.
52. Andersen, H.N., C. Ernst, and P.A. Frandsen, *Polyethylene failure of metal-backed patellar components. 111 AGC total knees followed for 7-22 months*. Acta Orthop Scand, 1991. **62**(1): p. 1-3.
53. Levi, N. and H. Kofoed, *Early failure of metal-backed patellar arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(4): p. 675.
54. Lombardi, A.V., Jr., et al., *Fracture/dissociation of the polyethylene in metal-backed patellar components in total knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 1988. **70**(5): p. 675-9.

55. Rosenberg, A.G., et al., *Patellar component failure in cementless total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1988(236): p. 106-14.
56. Stulberg, S.D., et al., *Failure mechanisms of metal-backed patellar components*. Clin Orthop Relat Res, 1988(236): p. 88-105.
57. Reuben, J.D., et al., *Effect of patella thickness on patella strain following total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 1991. **6**(3): p. 251-8.
58. Fengler, *Patellaersatz - Ja oder Nein?*, in *Praxis der Endoprothetik*, Eulert/Hassenpflug, Editor. 2000, Springer Verlag: Berlin, Heidelberg, New York.
59. Helmy, N., et al., *To Resurface or Not to Resurface the Patella in Total Knee Arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2008. **466**(11): p. 2775-2783.
60. Nizard, R.S., et al., *A Meta-analysis of Patellar Replacement in Total Knee Arthroplasty*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2005. **&NA;**(432): p. 196-203.
61. Schiavone Panni, A., et al., *Patellar resurfacing complications in total knee arthroplasty*. Int Orthop, 2014. **38**(2): p. 313-7.
62. Boyd, A.D., Jr., et al., *Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(5): p. 674-81.
63. Kim, B.S., et al., *Selective patellar nonresurfacing in total knee arthroplasty. 10 year results*. Clin Orthop Relat Res, 1999(367): p. 81-8.
64. Pagnano, M.W., R.T. Trousdale, and J.A. Rand, *Tibial wedge augmentation for bone deficiency in total knee arthroplasty. A followup study*. Clin Orthop Relat Res, 1995(321): p. 151-5.
65. Chen, K., et al., *Patellar resurfacing versus nonresurfacing in total knee arthroplasty: a meta-analysis of randomised controlled trials*. Int Orthop, 2013. **37**(6): p. 1075-83.
66. Noyes, F.R. and E.S. Grood, *The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(8): p. 1074-82.
67. Matthews, L.S. and D. Ellis, *Viscoelastic properties of cat tendon: effects of time after death and preservation by freezing*. J Biomech, 1968. **1**(2): p. 65-71.
68. Zavatsky, A.B., *A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig*. J Biomech, 1997. **30**(3): p. 277-80.

69. MacWilliams, B.A., et al., *Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion*. J Orthop Res, 1999. **17**(6): p. 817-22.
70. Elias, J.J., et al., *Size and position of a single condyle allograft influence knee kinematics*. J Orthop Res, 1999. **17**(4): p. 540-5.
71. Elias, J.J., S. Kilambi, and A.J. Cosgarea, *Computational assessment of the influence of vastus medialis obliquus function on patellofemoral pressures: model evaluation*. J Biomech, 2010. **43**(4): p. 612-7.
72. Ostermeier, S., et al., *Der Einfluss der Patellakinematik auf die tibiale Rotation nach Knie-Totalendoprothesen-Implantation / Influence of patellar position on tibial rotation after total knee arthroplasty*. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, 2006. **51**(3): p. 145-152.
73. Ostermeier, S., et al., *Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2007. **15**(5): p. 547-554.
74. V., H., *Schätzen und Testen*, in *Biomathematik, Statistik und Dokumentation 7*. 1998, Harms Verlag: Kiel - Mönckeberg.
75. Pilling, R.W., et al., *Patellar resurfacing in primary total knee replacement: a meta-analysis*. J Bone Joint Surg Am, 2012. **94**(24): p. 2270-8.
76. Fu, Y., G. Wang, and Q. Fu, *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a meta-analysis*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(9): p. 1460-6.
77. Pavlou, G., et al., *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: does design matter? A meta-analysis of 7075 cases*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93**(14): p. 1301-9.
78. Petersen, K.K., et al., *Chronic postoperative pain after primary and revision total knee arthroplasty*. Clin J Pain, 2015. **31**(1): p. 1-6.
79. Matsuda, S., et al., *Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress*. J Arthroplasty, 1997. **12**(7): p. 790-7.
80. Wirth, C.J., et al., *Dynamische In-vitro-Messung des retropatellaren Drucks nach alloplastischem Kniegelenkersatz*. Der Orthopäde, 2003. **32**(4): p. 319-322.
81. Fuchs, S., et al., *[What retropatellar changes result by implantation of a superficial knee joint prosthesis?]*. Unfallchirurg, 2000. **103**(11): p. 972-6.

82. Fuchs, S., et al., *Retropatellar contact characteristics in total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing*. Int Orthop, 2000. **24**(4): p. 191-3.
83. Matsuda, S., T. Ishinishi, and L.A. Whiteside, *Contact stresses with an unresurfaced patella in total knee arthroplasty: the effect of femoral component design*. Orthopedics, 2000. **23**(3): p. 213-8.
84. Fuchs, S., et al., *Retropatellar contact characteristics before and after total knee arthroplasty*. Knee, 2005. **12**(1): p. 9-12.
85. Müller, O., et al., *Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator / Simulation von belastungsabhängigen Kniebewegungen in einem neuartigen Knie-Simulator für In-vitro-Studien*. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, 2009. **54**(3): p. 142-149.
86. Becher, C., et al., *Posterior stabilized TKA reduce patellofemoral contact pressure compared with cruciate retaining TKA in vitro*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(10): p. 1159-65.
87. Heyse, T.J., et al., *Patellofemoral pressure after TKA in vitro: highly conforming vs. posterior stabilized inlays*. Arch Orthop Trauma Surg, 2010. **130**(2): p. 191-6.
88. Peretz, J.I., et al., *Does lateral release change patellofemoral forces and pressures?: a pilot study*. Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(3): p. 903-9.
89. Saranathan, A., et al., *The effect of tibial tuberosity realignment procedures on the patellofemoral pressure distribution*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(10): p. 2054-61.
90. Wunschel, M., et al., *Influence of bi- and tri-compartmental knee arthroplasty on the kinematics of the knee joint*. BMC Musculoskelet Disord, 2011. **12**: p. 29.
91. Szivek, J.A., P.L. Anderson, and J.B. Benjamin, *Average and peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties*. J Arthroplasty, 1996. **11**(8): p. 952-63.
92. Miller, R.K., et al., *In vitro measurement of patellofemoral force after three types of knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 1998. **80**(5): p. 900-6.
93. Bachus, K.N., et al., *Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems*. Med Eng Phys, 2006. **28**(5): p. 483-8.
94. Wirz, D., et al., *[Validation of the Tekscan system for static and dynamic pressure measurements of the human femorotibial joint]*. Biomed Tech (Berl), 2002. **47**(7-8): p. 195-201.

95. Lorenz, A., et al., *The influence of asymmetric quadriceps loading on patellar tracking--an in vitro study*. Knee, 2012. **19**(6): p. 818-22.
96. Brimacombe, J.M., et al., *Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy*. J Biomech Eng, 2009. **131**(3): p. 034503.
97. D'Lima, D.D., et al., *Polyethylene wear and variations in knee kinematics*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 124-30.
98. Browne, C., et al., *Patellofemoral forces after total knee arthroplasty: effect of extensor moment arm*. Knee, 2005. **12**(2): p. 81-8.
99. Maletsky, L.P. and B.M. Hillberry, *Simulating dynamic activities using a five-axis knee simulator*. J Biomech Eng, 2005. **127**(1): p. 123-33.
100. Li, G., et al., *The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads*. Journal of Orthopaedic Research, 2004. **22**(4): p. 801-806.
101. Vanbrocklin, J.D. and D.G. Ellis, *A Study of the Mechanical Behavior of Toe Extensor Tendons under Applied Stress*. Arch Phys Med Rehabil, 1965. **46**: p. 369-73.
102. Elias, J.J., et al., *The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament. An in vitro experimental study*. Am J Sports Med, 2003. **31**(2): p. 241-6.
103. D'Lima, D.D., et al., *Impact of patellofemoral design on patellofemoral forces and polyethylene stresses*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A Suppl 4**: p. 85-93.
104. Senavongse, W., et al., *Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: Force-displacement behavior of the human patella in vitro*. Journal of Orthopaedic Research, 2003. **21**(5): p. 780-786.
105. Sakai, N., et al., *The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000. **15**(5): p. 335-9.
106. Goh, J.C., P.Y. Lee, and K. Bose, *A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis*. J Bone Joint Surg Br, 1995. **77**(2): p. 225-31.
107. Lee, T.Q., et al., *Effects of simulated vastus medialis strength variation on patellofemoral joint biomechanics in human cadaver knees*. J Rehabil Res Dev, 2002. **39**(3): p. 429-38.
108. Wunschel, M., et al., *The effect of different quadriceps loading patterns on tibiofemoral joint kinematics and patellofemoral contact pressure during*

- simulated partial weight-bearing knee flexion*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(7): p. 1099-106.
109. Hirokawa, S., et al., *Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction*. Am J Sports Med, 1992. **20**(3): p. 299-306.
110. Cloutier, J.M., P. Sabouret, and A. Deghrar, *Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(5): p. 697-702.
111. Cracchiolo, A., 3rd, et al., *A prospective comparative clinical analysis of the first-generation knee replacements: polycentric vs. geometric knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1979(145): p. 37-46.
112. Banks, S.A., et al., *Comparing in vivo kinematics of unicondylar and bi-unicondylar knee replacements*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(7): p. 551-6.
113. Moro-oka, T.A., et al., *Comparing in vivo kinematics of anterior cruciate-retaining and posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(1): p. 93-9.

## **8. Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift**

Die vorliegende Arbeit wurde in der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen unter Betreuung von Professor Dr. N. Wülker durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Leitenden Oberarzt der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen Priv. Doz. Dr. med. U. Leichtle, sowie Dipl.- Ing. Dr. techn. A. Lorenz, Forschungsingenieurin im Biomechaniklabor der Orthopädie.

Sämtliche Versuche wurden von mir in Zusammenarbeit mit Dr. rer. nat. O. Müller, sowie im Verlauf mit Dr. techn. A. Lorenz durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung durch Dipl.- Ing. Dr. techn. A. Lorenz durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Stuttgart, den 10.09.2015

Philipp Maximilian Kohler

## 9. Veröffentlichungen

Teile dieser Dissertationsschrift wurden bereits in den folgenden Publikationen veröffentlicht:

Lorenz, A., O. Müller, P. Kohler, M. Wunschel, N. Wulker and U. G. Leichtle *The influence of asymmetric quadriceps loading on patellar tracking--an in vitro study.* Knee, 2012. 19(6): p. 818-22

Leichtle, U. G., M. Wunschel, C. I. Leichtle, O. Müller, P. Kohler, N. Wulker and A. Lorenz, *Increased patellofemoral pressure after TKA: an in vitro study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. 22(3): 500-508

## 10. Danksagung

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

Herrn Priv. doz. Dr. med. Ulf Leichtle danke ich für die ständige Betreuung während der gesamten Studie, die Beratung in allen fachlichen Fragen, die angenehme Unterstützung und die Begeisterung für das Fach Orthopädie.

Mein besonderer Dank geht an Herrn Dr. rer. nat. O. Müller, und in seiner Nachfolge Frau Dipl. ing. Dr. techn. Andrea Lorenz als Leiter des Biomechaniklabors der Universität Tübingen. Die langen Versuchstage im Labor waren stets von allseitiger Hilfsbereitschaft und Engagement begleitet. Dies hatte wesentlichen Anteil am reibungslosen Ablauf der Studie.

Für die erstklassige Einführung in die Biomechanik-Studie danke ich Herrn Dr. med. C. Obloh. Ohne seine Hilfe wäre ein problemloser Übergang nicht möglich gewesen.

Meiner Frau Dr. med. Rafaela Rangel Kohler danke ich für die Unterstützung und den Rückhalt während der Durchführung dieser Arbeit. Ihrer steten Unterstützung und Hilfe ist die Fertigstellung zu verdanken.

Meiner Familie, die mir eine solche Arbeit, wie auch mein Studium erst ermöglicht hat.