

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation,  
der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

## **In vitro Untersuchungen an endoprothetisch versorgten Kniegelenken**

**Bestimmung patellofemoraler Kinematik und retropatellarer Druckverhältnisse bei unterschiedlichen Prothesendesigns sowie femorotibialer Kinematik vor und nach Release des lateralen Retinaculum patellae.**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin,

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Dr. med. univ. Alexander Glogaza

aus Tübingen

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr.med. Arnd Steinbrück

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. Thomas M. Grupp  
PD Dr.med. Florian Schmidutz

Betreuung durch die promovierten  
Mitarbeiter: Dr.Dipl.-Ing. (FH) Matthias Woiczinski  
Dr.Dipl.-Ing. (FH) Christian Schröder

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 04.10.2018

**„Nur wenige wissen, wie viel man wissen muss, um zu wissen, wie wenig man weiß.“**

Werner Karl Heisenberg (\* 5. Dezember 1901 in Würzburg; † 1. Februar 1976 in München)

## **- Eidestattliche Versicherung -**

Glogaza, Alexander

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

---

München, 14.11.2018

Ort/Datum

---

Alexander Glogaza

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b>	<b>S. 1 – 8</b>
1.1 Wissenschaftlicher Hintergrund	S. 1
1.2 Übersicht über die Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes	S. 2
1.2.1 Die knöcherne Anatomie des Kniegelenkes	
1.2.2 Das Retinaculum patellae	
1.2.3 Grundzüge der Biomechanik des Kniegelenkes	
1.2.3.1 Femorotibiales Gelenk	
1.2.3.2 Patellofemorales Gelenk	
1.3 Veränderte Biomechanik des Kniegelenkes nach Prothesenimplantation	S. 7
1.4 In vitro Untersuchungen am Kniegelenk	S. 8
<b>2. Gemeinsame Fragestellung und Zusammenfassung der Publikationen</b>	<b>S. 9 – 14</b>
<b>3. Originalarbeiten</b>	<b>S. 15</b>
3.1 Veröffentlichung I	
3.2 Veröffentlichung II	
<b>4. Danksagung</b>	<b>S. 17</b>
<b>5. Literaturverzeichnis</b>	<b>S. 18</b>
<b>6. Abbildungsverzeichnis</b>	<b>S. 20</b>



# 1. Einleitung

## 1.1 Wissenschaftlicher Hintergrund

Degenerativer Gelenkverschleiß ist, auch aufgrund des demografischen Wandels, ein zunehmendes medizinisches aber auch gesellschaftliches Problem [16]. Bei fortgeschrittener Arthrose mit eingeschränkter schmerhafter Funktion und erfolgloser konservativer Therapie ist aus medizinischer Sicht die Totalendoprothese (TEP) eines Gelenkes indiziert [26]. Dabei wird der gesamte degenerative Knorpel durch ein künstliches Gelenk ersetzt. Zu den häufigsten Lokalisationen der Totalendoprothesen gehören die Hüft-TEP und die Knie-TEP [32]. Gemäß des Qualitätsreports 2016 des Instituts für Qualitätssicherung und Transparenz im Gesundheitswesen wurden im Jahr 2016 in der Kategorie Erstimplantationen eines künstlichen Kniegelenks für Kniegelenke 165.534 Fälle dokumentiert; Tendenz steigend (2015: 153.473) [32]. Dabei sind jedoch nach internationalen Metaanalysen nur etwa 75%-89% der Patientinnen und Patientin mit der Prothese zufrieden [1, 7, 13]. Trotz verbesserten Techniken und stetig verbesserten Prothesendesigns nimmt die Zufriedenheitsrate der Patientinnen und Patienten nicht auffällig zu. Ein Grund könnte auch der immer größer werdende Anspruch der Patientinnen und Patienten an das neue Gelenk sein [3, 5]. Ein Rückgang zur Normalität, teilweise mit belastender sportlicher Betätigung wird oftmals erwartet. Ebenso Schmerzfreiheit und das Gefühl ein normales Kniegelenk zu besitzen. Obwohl dies bei einigen gelingen mag, ist dies nicht selbstverständlich. Zu den häufigsten Komplikationen zählen aseptische Lockerungen (bei Verschleiß), Infektionen und septische Lockerungen sowie retropatellare Schmerzen bei Bewegung [35, 36, 53]. Letzteres zeichnet sich vornehmlich durch brennenden, einschießenden Schmerz hinter der Kniescheibe aus, sowie teilweise an der distalen Kniescheibe [8, 35, 43]. Bis zu 50% leiden unter vorderem Knieschmerz nach Knie-TEP Implantation [51]. Dabei ist es typisch für das retropatellare Schmerzsyndrom, dass es vermehrt in tiefen Beugegraden auftritt [50]. Wenn das Knie stark gebeugt ist (z.B. tiefes Sitzen) und dann durch einen Aufstehversuch Belastung auf das Kniegelenk wirkt, kommt es zu spezifischen Schmerzen im vorderen Kniegelenkbereich. Diese schmerzprovokierenden Bewegungen legen nahe, dass der Schmerzauslöser erhöhte Druckbelastung an der retropatellaren Gelenkfläche und der Spannung der Weichteile sein könnte. Untermauert wird diese Hypothese durch nachgewiesene erhöhte Spannung im retropatellaren Gelenkknorpel bei 10 Patientinnen, die ohne Knie-TEP ebenfalls ein

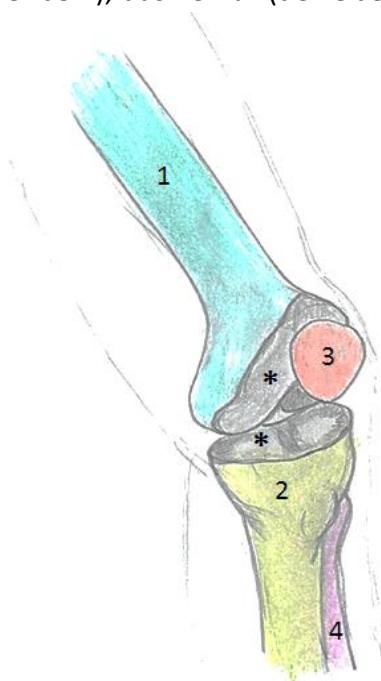
retropatellares Schmerzsyndrom hatten. Ein Grund für die erhöhte Spannung nach Knie-TEP könnte eine veränderte Führung der Patella in der Gleitrinne des Femurs sein [10, 44]. Hierzu ist es nötig einen grundsätzlichen anatomischen und biomechanischen Blick für die Komplexität des Kniegelenks zu bekommen.

## 1.2 Übersicht über die Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes

Im Folgenden werden anatomische und biomechanische Aspekte des Kniegelenkes nur soweit skizziert, dass das Zusammenspiel zwischen femorotibialen und patellofemoralem Gelenk ersichtlich ist und die verbindende Thematik beider publizierten Originalarbeiten im Kern erfasst werden kann.

### 1.2.1 Die knöcherne Anatomie des Kniegelenkes

Die wichtigsten knöchernen Komponenten des menschlichen Kniegelenkes sind die Tibia (das Schienbein), das Femur (der Oberschenkelknochen) und die Patella (die Kniescheibe, Abb. 1).



**Abb.1 Knöcherne Anatomie des Kniegelenkes**

Grün (1) = Femur

Gelb (2) = Tibia

Rot (3) = Patella

Violett (4) = Fibula

Die sichtbaren mit hyaline Knorpel  
überzogenen Areale sind mit Sternchen  
markiert. Linkes Kniegelenk mit Ansicht von  
antero medial

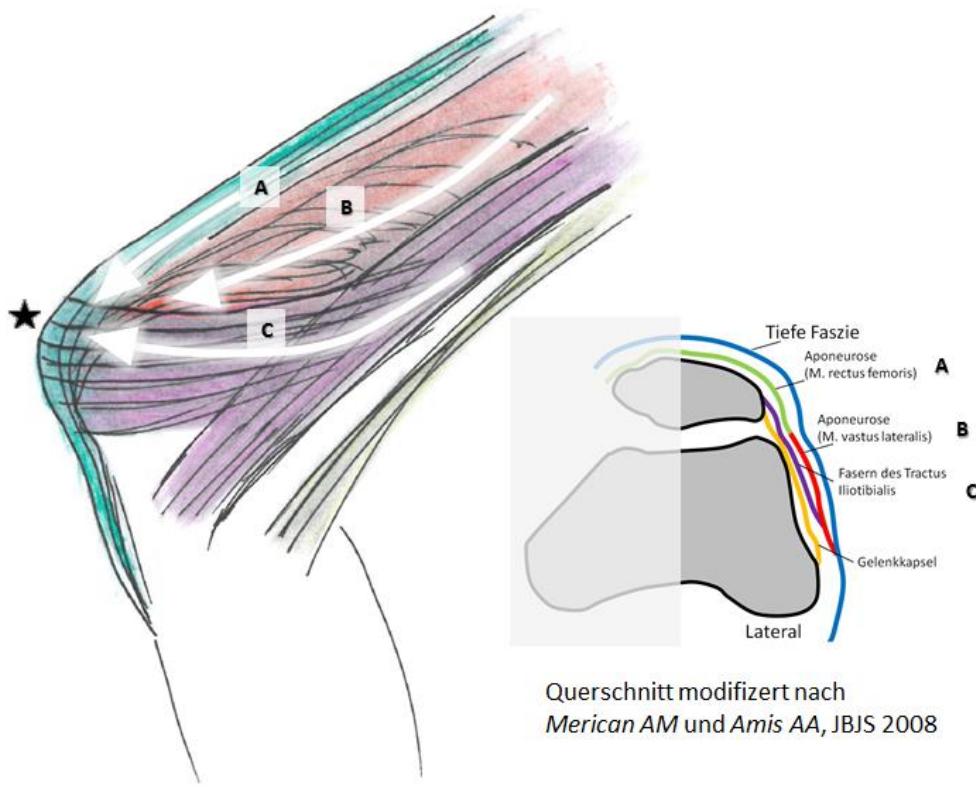
Letztere bildet sich als Sesambein durch Ossifikation erst ab dem 3. Lebensjahr vollständig aus [12]. Dabei spielt die anatomische Geometrie der Femurkondylen eine entscheidende Rolle. Die kindliche Ausbildung der Patella führt somit je nach Femurkondylen zu einer unterschiedlichen Form [50]. Wiberg und Baumgartl klassifizierten diese in verschiedene morphologische Typen [4, 54]. Die Fibula (das Wadenbein) spielt im knöchernen Gelenkspiel eine untergeordnete Rolle, dient jedoch als Ansatzpunkt des lateralen Außenbandes und ist somit in der ligamentären Stabilität ein wichtiger Faktor [24].

Das primäre Kniegelenk (Articulatio femorotibialis) wird gebildet aus den mit hyalinem Knorpel überzogenen zwei Femurkondylen (Condylus femoralis lateralis et medialis) sowie den zwei Gelenkknorren des Tibiakopfes (Condylus tibialis lateralis et medialis)

[41]. Parallel dazu gibt es eine zweite Knorpelflächenartikulation zwischen der Retropatellarfläche und der Facies patellaris femoris des Femurs in der Mitte zwischen den beiden Femurkondylen sowie etwas kranial davon beginnend: das sogenannte Patellofemoralgelenk (Articulatio femoropatellaris) [24, 41]. Da die Knescheibe innerhalb der Sehne des großen Kniegelenksstreckers liegt, die als Ligamentum patellare mittig an der Tuberositas tibiae ansetzt, wird sie bei Beugung des Kniegelenks passiv in der Gleitrinne (Trochlea) des Femurs geführt und bei Streckung durch Anspannung des M. quadriceps femoris gegen die Knorpelfläche der Gleitrinne gedrückt, wo sie dann als Sesambein und Hypomochlion den Hebelarm verlängert und eine bessere Kraftübertragung sichert [24, 50].

### 1.2.2 Das Retinaculum patellae

Die Knescheibe ist ihrerseits wiederum durch horizontale und transversale Bindegewebestrukturen, dem Retinaculum patellae mediale und laterale, gesichert [30]. Das mediale Retinaculum wird vornehmlich gebildet aus Fasern der Aponeurose des M.vastus medialis [30]. Das laterale Retinaculum ist ein Netz von bindegewebigen Fasern die sich aus Teilen der Aponeurose des Musculus vastus lateralis und des Musculus rectus femoris sowie des Tractus iliotibialis bildet (Abb.2) [30]. Schicht für Schicht setzen diese Fasern in verschiedenen Richtungen an und formen ein stabiles Netz (Abb. 2, Querschnitt). Hier werden vor allem longitudinale Fasern und transversale Fasern unterschieden. Der Tractus iliotibialis zieht als breite Aponeurose seitlich an der Patella vorbei und entsendet dabei transversale Fasern zur lateralnen Seite der Knescheibe und zum Ligamentum collaterale fibulare [31]. Es setzt schließlich lateral der Tuberositas tibiae, am Tuberculum gerdyi an. Zudem fusionieren longitudinale Fasern mit der Aponeurose des M.rectus femoris auf der Höhe der Patella. Die flächige Aponeurose des M.vastus lateralis besitzt ebenso Fasern die teilweise eigenständig an der Bildung des lateralen Retinaculums beteiligt sind. Die Aufgabe der Retinacula ist vornehmlich die Stabilisierung der Patellaführung [47]. Eine Durchtrennung einzelner Teile führte in mehreren Studien zu einer deutlicher Zunahme von Bewegungsexkursionen in der patellaren Bewegung [19, 20, 31].



**Abb.2 Schematische Zeichnung der Fasern des lateralen Retinaculum patellae**

Die Querschnitt-Zeichnung ist modifiziert nach [30]

Grün (A) = M.rectus femoris (Aponeurose) und Patellasehne?

Rot (B) = M.vastus lateralis (Aponeurose)

Violett (C) = Tractus iliotibialis

Mit Stern markiert ist die in Bindegewebe eingepackte Patella

Ansicht von lateral auf ein linkes Kniegelenk.

### 1.2.3 Grundzüge der Biomechanik des Kniegelenkes

In der Literatur werden die Biomechanik des Patellofemoralgelenkes und des Femorotibialgelenkes oft separat untersucht und beschrieben. Dennoch handelt es sich um einen parallel verlaufenden Mechanismus bei Beugung und Streckung des Kniegelenkes. Es erscheint deshalb logisch, dass Modifikationen an einem System auch biomechanische Folgen am anderen System haben müssten und umgekehrt. Dieser Umstand macht das Kniegelenk so komplex und schwierig zu verstehen. Der Einfachheit halber wird im Folgenden kurz der aktuelle Forschungsstand der biomechanischen Abläufe dieser beiden Gelenke getrennt soweit skizziert, dass die Zusammenhänge der beiden Publikationen dieser kumulativen Dissertation verstanden werden können.

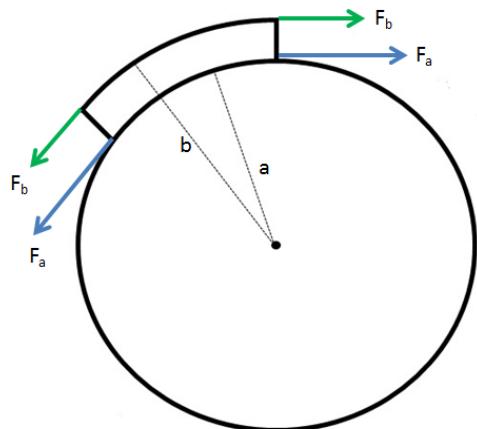
### 1.2.3.1 Femorotibiales Gelenk

Das femorotibiale Gelenk ist im Grunde genommen ein Kombinationsgelenk aus Scharniergelenk und Radgelenk, ein sog. Trochoginglymus [24]. Hauptbewegung ist die Flexion/Extension. Mit zunehmender Beugung nehmen auch die Rotationsfreiheitsgrade zu [22]. Weiterhin ist bei vollkommener Streckung des Kniegelenks am Ende eine Schlussrotation ersichtlich, in der die Tibia um ca.  $15^{\circ}$  nach außen rotiert, sofern keine Kraftbelastung auf dem Gelenk herrscht [24]. Bei aufgesetztem und belastetem Fuß rotiert das Femur um etwa den selben Betrag nach innen und erzeugt so relativ eine Außenrotation der Tibia.

Nach Normal-Null-Methode ist eine maximale Flexion des menschlichen Kniegelenks  $145^{\circ}$  und kann bis zu  $10^{\circ}$  in die Extension gehen [22]. Bei lockerer Bandspannung (etwa  $20\text{--}30^{\circ}$  Flexion) ist eine Rotation nach Innen von etwa  $15^{\circ}$  und nach Außen von etwa  $35^{\circ}$  möglich. Durch die Tatsache, dass die femoralen Kondylen in ihrem Umfang mehr als doppelt so lang sind wie das Tibiaplateau ergibt sich logischerweise eine Roll-Gleitbewegung [56]. Diese Aussage wurde bereits 1904 von Zuppinger et al. anhand erster radiologischer Kinematik-Studien propagiert [57]. Dabei ist der Anteil des Gleitens an der Roll-Gleitbewegung nicht immer gleich, sondern vergrößert sich mit zunehmender Beugung bis auf 1:4 in tiefen Beugegraden [29]. Mittlerweile konnte gezeigt werden, dass das posteriore Rollen innerhalb des Kniegelenks (sog. „femoral rollback“) im lateralen und medialen Kompartiment unterschiedlich ist [14, 21]. Während im medialen Kompartiment die posteriore Rollbewegung annähernd ausbleibt (1,5mm bis 1,9mm) rollt der laterale femorale Kondylus 18mm bis zu 21mm nach hinten [18, 28]. Daraus resultiert eine charakteristische Außenrotation des Femurs, bzw. eine relative Innenrotation der Tibia bei zunehmender Flexion. Die Einleitung dieser tibialen Innenrotation wird unter anderem durch den M.popliteus gewährleistet [2, 24]. Dieser kleine dreieckige Muskel entspringt am Condylus lateralis des distalen Femurs und zieht schräg nach unten Richtung mediale Tibia-Hinterseite. Ein Gegenspieler dieses Muskels ist der laterale Tractus iliotibialis. Dieser entwickelt mit zunehmender Beugung des Kniegelenkes lateral an der Tibia (Ansatz ist das Tuberculum gerdyi) eine nach posterior wirkende Kraft [17]. Fasern dieser breiten Aponeurose ziehen auch in das laterale Retinaculum patellae, das die Bewegungen im patellofemoralen Gelenk führt und unterstützt [31].

### 1.2.3.2 Patellofemorales Gelenk

Die Definition einer allgemeingültigen physiologischen Bewegung des patellofemoralen Gelenkes ist bislang ohne endgültigen Konsens. Dies liegt neben der großen morphologischen Vielfalt auch an der Schwierigkeit der Messbarkeit. In einem übersichtlichen Review von Katchburian et al. schlussfolgern die Autoren, dass eine Definition eines normalen Patellatrackings ein schwer erreichbares Ziel bleibe [23].



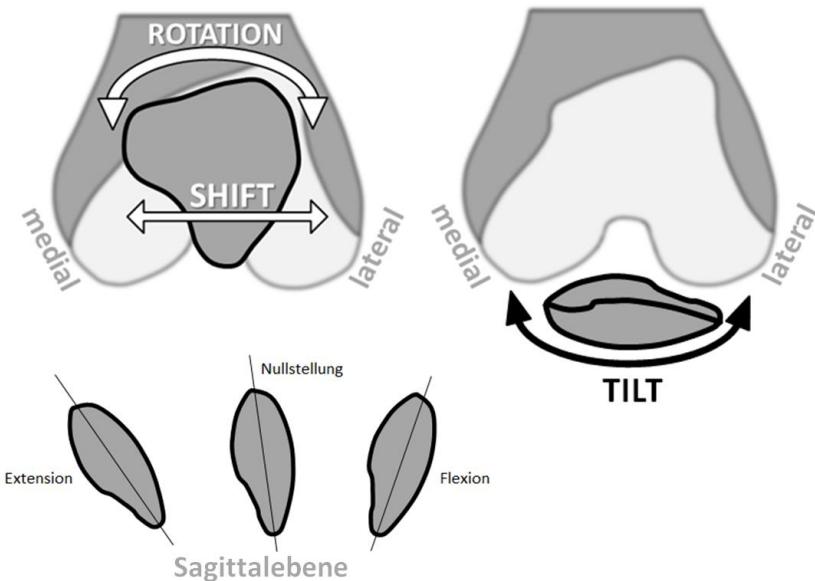
*Abb.3 Schematische Darstellung der Hebelarmverlängerung durch die Patella*

Die Funktion dieses großen Sesambeins liegt in der Verlängerung des Hebelarmes der Quadrizeps-Sehne und damit des Extensorenmechanismus am Kniegelenk (siehe Abb. 3) [24]. Ohne die Patella würde die Kraft der Quadrizepssehne direkt auf der Umlenkrolle liegen. Mit Patella verlängert sich der Hebelarm. Er entspricht nun dem Radius der Umlenkrolle plus der Dicke der Patella. Dadurch verringert sich die nötige Kraft F. Die Wirksamkeit der Hebelverringerung ist jedoch nicht bei jedem

Flexionsgrad identisch [38]. Vor allem bei leicht gebeugtem Kniegelenk ist der Effekt am größten. Um diese Hebelkraftverringerung optimal durchführen zu können ist eine dynamische Position der Patella im patellaren Gleitlager des Femurs (Trochlea femoris) essentiell [44]. Die dabei wichtigen Elemente sind die Form, Struktur und Morphologie der knorpelüberzogenen Rückseite der Patella, das mediale sowie laterale Retinaculum patellae mit einfließenden Muskelfasern der Streckmuskulatur sowie der Tonus und die Spannung des M.quadriceps femoris. Während der maximalen Streckung im Kniegelenk ist die Kontaktfläche der Patellarückseite zum Femur am geringsten und nimmt mit zunehmender Beugung bis 90° stetig zu [42]. Ab etwa 90° verliert der mittige patellare First den Kontakt zum Femur und die Kontaktfläche teilt sich und belastet nur noch die laterale und mediale Facette. In großen Beugegraden wird sie durch den Anpressdruck wieder im gesamten belastet, mit Druckspitzen eher um den patellaren First gelegen [15]. Zudem wandert die Kontaktfläche auf der Patellarückseite mit zunehmender Beugung nach proximal.

Während der Flexion und Extension im femorotibialen Gelenk bewegt sich die Patella in allen 3 Ebenen im Raum (Abb. 4) [9, 23]. Zum einen kann die Patella sich um die eigene Achse nach

links oder rechts drehen (engl. *rotation*), sie kann sich im Gesamten nach links und rechts verschieben (engl. *shift*) sowie zur medialen oder lateralen Seite kippen (engl. *tilt*). Zudem verändert die Patella mit zunehmender Flexion in sagittaler Ebene die Position im Raum; sie wird steiler (Abb.4 unten) [9, 24].



**Abb.4 Darstellung der Bewegungsmöglichkeiten der Patella**  
nach der Definition von [9] und [52]

Während der physiologischen Patellabewegung ist in den ersten  $30^\circ$  ein medialer Shift messbar, der durch die Bandspannung der medialen Bandstrukturen (MPFL, mediales patellofemorales ligament) initiiert wird, gefolgt von einem langen weiten lateraleren Shift bis zum Ende der Flexion [15, 45, 52]. Untermauert wird diese Tatsache dadurch, dass Rupturen in medialen passiven Haltestrukturen der Patella zu einer Lateralisierung der Patella führen [6, 33]. Die Studienlage bezüglich patellarem Tilt oder Rotation ist eher unklar [23, 24, 25]. Sowohl beim Tilt als auch bei der Rotation sind große Variationen der angegebenen Werte zu finden.

### 1.3 Veränderte Biomechanik des Kniegelenkes nach Prothesenimplantation

Trotz stetig verbesserten Prothesendesigns und genauerer Operationstechniken gelingt es nicht die physiologischen Bewegungs-Verhältnisse eines natürlichen Kniegelenkes in Gänze zu reproduzieren. Im femorotibialen Gelenk sind neben einem Rückgang des lateralen Rollback nach TEP-Implantation [46] auch veränderte Druckverhältnisse und veränderte Kinematik nachgewiesen [11, 45]. Die Rotation von Femur und Tibia bei Flexion des Kniegelenkes ändert

sich ebenso nach Knie-TEP. Große Veränderungen finden sich auch patellofemoral [15, 33, 37, 45]. Hier medialisiert der patellare Shift, die Rotation und der Tilt ändern sich, der Anpressdruck und die retropatellare Druckverteilung verändern sich signifikant und die retropatellare Kontaktfläche nimmt deutlich ab. All diese Veränderungen bedürfen einer fortwährenden Verbesserung und Optimierung von Prothesendesigns und erzeugen den Bedarf weiterer Forschungsarbeit um die komplexen Bewegungsvorgänge in diesem Gelenk zu verstehen. Eine wichtige Methode dies zu untersuchen sind *in vitro* Versuche.

#### **1.4 In vitro Untersuchungen am Kniegelenk**

*In vitro* Untersuchungen an Prüfmaschinen sind bereits seit über 50 Jahren ein wichtiger Bestandteil biomechanischer Forschung an Kniegelenken [27]. Von entscheidendem Vorteil ist, dass Operationstechniken oder Implantate unter identischen Bedingungen getestet werden können. Weiterhin ermöglichen es *in vitro* Tests Aussagen über Gelenkbewegungen zu machen, nachdem man gewisse Strukturen entfernt oder durchtrennt hat [34, 47]. Somit ist es im Umkehrschluss möglich, wichtige Hinweise über die Funktionen von Strukturen zu erhalten. Einer der ersten dynamischen Kniegelenk-Kinematoren war der sogenannte „Oxford Rig“ im Jahre 1978 [55]. Aufbauend auf der Idee eine nicht einschränkende, in allen 6-Freiheitsgrade freie Prüfmaschine weiterzuentwickeln entstand der Münchner Kniegelenk-Kinemator [39] und wurde fortan verbessert. An einem eingespannten Knie-Präparat kann aktiv (mittels 2 linearer Motoren) und gewichtsbelastend (50N) eine tiefe Hocke simuliert werden. Dabei flektiert das Kniegelenk von 20° mit einer Geschwindigkeit von 3°/Sek bis zu einem Flexionswinkel von 120° um dann kontrolliert wieder in die Streckung zu gehen. Der gesamte Zyklus wird fortan über Sensoren überwacht und somit die Gewichtsbelastung stets angepasst. Dieser Kniegelenksimulator ist validiert und war bereits Grundlage vielfacher Publikationen [15, 40, 45, 47, 48, 49].

Beide hier präsentierten Originalarbeiten wurden unter identischen Bedingungen an diesem Kniegelenk-Kinemator im Labor für Biomechanik & Experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik (Campus Großhadern, Prof.Dr.med.Dipl.Ing. Volkmar Jansson) durchgeführt.

## **2. Gemeinsame Fragestellung und Zusammenfassung der Publikationen**

Zusammenfassend handelt es sich bei den folgenden zwei Publikationen um *in vitro* Untersuchungen hinsichtlich der Biomechanik des Kniegelenkes. Beide Publikationen untersuchen an humanen Kniegelenkspräparten mit demselben Kinemator zwei Fragestellungen die mit der Verbindung der femorotibialen und der patellofemoralen Biomechanik zusammenhängen. Hat eine häufig durchgeführte Operationstechnik am femoropatellaren Gelenk (laterales Retinaculum-Release) sekundär Auswirkungen auf die femorotibiale Gelenkbewegung? Haben zwei Prothesendesigns mit gleicher femoraler Gleitrinne aber unterschiedlicher femorotibialer Kinematik sekundär Auswirkungen auf die patellofemorale Biomechanik und die retropatellare Druckverteilung? Beide Fragestellungen haben, wenn auch *in vitro* untersucht, eine aussagekräftige klinische Relevanz und konnten hochrangig publiziert werden. Im Folgenden werden die Originalarbeiten nochmals kurz in Deutsch zusammengefasst und die zentrale Fragestellung beleuchtet.

### **Kurze Zusammenfassung der Veröffentlichung 1**

„A lateral retinacular release during total knee arthroplasty changes femorotibial kinematics: an *in vitro* study“

Retropatellare Schmerzsyndrome sind ein häufiges postoperatives Problem bei Totalendoprothesen der Kniegelenke. Hypothetisch wird als Hauptursache erhöhte Druckexposition der retropatellaren Gelenkfläche und eine vermehrte Weichteilspannung angenommen. Um postoperativ eine erhöhte Druckbelastung der Patella zu verhindern wird häufig ein sogenanntes „laterales Release“ durchgeführt. Dabei wird das laterale Retinaculum patellae durchtrennt und somit die Bandspannung reduziert und der Kniescheibe mehr Freiheit in der Bewegung nach medial zu geben. Dies hat logischerweise Folgen für die Biomechanik des patellofemoralen Gelenkes. Da jedoch, wie oben beschrieben, das femoropatellare und femorotibiale Gelenk eng miteinander verbunden sind und sich gegenseitig beeinflussen, könnte ein intraoperativ durchgeführtes „laterales Release“ postoperativ auch Auswirkungen auf die femorotibiale Gelenkmechanik haben, zumal der Tractus iliotibialis mit einigen Fasern in das laterale Retinaculum infiltriert, andererseits aber auch durch seine Zugrichtung das laterale Rollback unterstützt.

**Diese Fragestellung *in vitro* zu untersuchen war die Zielsetzung der ersten Publikation.**

Die Studie mit dem Titel „A lateral retinacular release during total knee arthroplasty changes femorotibial kinematics: an *in vitro* study“ erschien am 29.11.2017 im Journal *Archives of orthopaedics and trauma surgery* (Impact factor 1,942 / 2016 (JCR)). Untersucht wurden *in vitro* an 6 humanen Kniegelenkpräparaten die Effekte eines lateralen Retinaculum-release auf die femorotibiale Kinematik. Allen Präparaten wurde unter Operationsbedingungen eine konventionelle totale Knieendoprothese implantiert. Danach wurden die Präparate in den etablierten und selbstgebauten Kniegelenkskinemator (Grafik in der Originalarbeit) eingespannt und eine standardisierte, gewichtsbelastende Flexion von 20° auf 120° wurde durchgeführt. Während dieser Flexion wurde 3-dimensional mittels eines ultraschallbasierten Bewegungsanalysesystems (Zebris CMS20, Isny, Deutschland) die Bewegungen von Tibia und Femur gemessen. Anschließend wurde am Präparat, noch während es im Kinemator verblieben ist, ein tiefes laterales Release durchgeführt und alle Fasern des lateralen Retinaculums patellae inklusive der einfließenden Fasern des Tractus iliotibialis durchtrennt. Daraufhin wurde erneut der identische Beugevorgang mit der identischen Messmethode am Kinemator durchgeführt. Dies wurde mit jedem der 6 Kniepräparate standardisiert nach diesem Vorgehen wiederholt.

Als wichtigstes Ergebnis zeigte sich eine deutliche Reduktion des Rollback des lateralen Femurkondylus während der Beugung nach einem lateralen Release im Vergleich zum unversehrten Retinaculum ( $9,4 \pm 5,0\text{mm}$  ohne laterales Release versus  $7,8 \pm 9,4\text{mm}$  mit lateralem Release;  $p < 0,01$ ). Auch im medialen Kompartiment war die Reduktion des Rollbacks sichtbar, zeigte aber keine signifikanten Ergebnisse ( $3,4 \pm 4,70\text{mm}$  ohne laterales Release versus  $2,3 \pm 5,9\text{mm}$  mit lateralem Release;  $p = 0,34$ ). Weiterhin zeigte sich eine um  $0,8^\circ$  verringerte Innenrotation der Tibia mit einem lateralen Release verglichen zu der Situation ohne lateralem Release ( $p < 0,01$ ). Die wahrscheinlichste Ursache für die verringerten Werte nach einem lateralen Release sind am ehesten auf die verloren gegangene Spannung des Tractus iliotibialis zurückzuführen, dessen Fasern wie bereits dargestellt auch in das laterale Retinaculum infiltrieren. Klinisch sind diese Ergebnisse von Bedeutung, da sie auch den Fokus auf einen sekundären Effekt einer Operationstechnik legen. Während der Durchführung eines lateralen Releases ist stets das physiologische Gleiten der Patella in der Gleitrinne und die möglichst optimale Biomechanik des patellofemoralen Gelenkes im Vordergrund. Mit dieser Studie kann gezeigt werden, dass dadurch aber auch die damit eng verbundene femorotibiale Kinematik mit beeinflusst wird.

## **Kurze Zusammenfassung der Veröffentlichung 2**

*“Medial stabilized and posterior stabilized TKA affect patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution differently.”*

Eine Ursache für retropatellaren Schmerz nach Prothesenimplantation könnte die veränderte femorotibiale sowie patellofemorale Kinematik sein. Nachgewiesenermaßen verändert sich die femorotibiale Kinematik nach Implantation einer Knieendoprothese. Dasselbe Prothesensystem kann je nach axialer Ausrichtung deutliche Auswirkungen auf die Biomechanik und die Druckverhältnisse im femorotibialen Gelenk aber auch im patellofemoralen Gelenk haben.

Um eine bessere physiologische Gelenkmechanik trotz Totalendoprothese zu erzielen, wird versucht die Prothesendesigns durch Veränderung zu verbessern. Ein neuartiges Prinzip eines Prothesendesigns ist das sogenannte medial stabilisierende Design. Dabei versucht dieses Design-Konzept dem physiologischen biomechanischen Prinzip gerecht zu werden in dem das laterale Kompartiment des Kniegelenks in Beugung stärker nach posterior rollen und gleiten kann als das mediale Kompartiment (sog. laterales Rollback).

Deshalb ist die laterale Gelenkfläche dieses künstlichen Gelenkes annähernd flach um das Rollgleiten zu ermöglichen. Das mediale Gelenkkompartiment dagegen ähnelt eher einem Kugelgelenk, in dem die konvex gebogene Femurkondyle durch ein konkav geformtes Inlay stabilisiert wird. Es wurde bereits untersucht und gezeigt, dass dieses Design im Verhältnis zu einem etablierterem Designkonzept (posterior stabilisierendes Kniegelenk) hinsichtlich einer physiologischeren femorotibialen Gelenkführung *in vitro* Vorteile zeigt [46]. Da jedoch, wie bereits betont wurde, die Biomechanik des femorotibialen Gelenks mit der des patellofemoralen Gelenkes eng verbunden ist, müssten diese Designunterschiede theoretisch auch Auswirkungen auf das patellofemorale Gelenk haben, besonders im Vergleich zum nativen Kniegelenk.

**Diese Fragestellung *in vitro* zu untersuchen war die Zielsetzung der zweiten Publikation.**

Die Studie mit dem Titel „Medial stabilized and posterior stabilized TKA affect patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution differently.“ erschien am 09.11.2017 im Journal „Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy“ (Impact Faktor 3,227 / JCR 2016). Die geteilte Erstautorenschaft kam durch klare Trennung der medizinischen und technischen Aufgabengebiete zustande. Es ist dabei gelungen mit der synergistischen Wirkung zwischen

Medizin (Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation; Dr. med.univ. Alexander Glogaza) und Ingenieurwissenschaft (Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie; Dr.hum.biol. Dipl.-Ing.(FH) Christian Schröder) eine hochrangige Publikation zu verfassen. Die technische Umsetzung und deren Beschreibung sowie die Aufbereitung der Rohdaten lag im Aufgabengebiet von Herrn Dr. Christian Schröder.

Die klinische Auswertung, Analyse und klinische Interpretation der Ergebnisse und deren grafische Umsetzung, die Diskussion und Vergleich der Ergebnisse mit der aktuellen Evidenz durch intensive Literaturrecherche, der Wissenstransfer der *in vitro* Ergebnisse auf den klinischen Alltag und deren hypothetischen Konsequenzen auf die klinische Realität sowie die Verfassung des gesamten Manuskriptes war das Aufgabengebiet von Herrn Dr. med. univ. Alexander Glogaza. Ebenso kümmerte sich dieser um die Einreichung des Manuskriptes, um das mehrfache Durchlaufen des Peer-review-Prozesses mit Stellungnahmen inklusive intensiver Literaturrecherche an die einzelnen Reviewer sowie um die Fertigstellung der Publikation.

Diese Studie untersuchte *in vitro* an 12 humanen Kniegelenkpräparaten die Unterschiede in der Patella-Kinematik sowie den Druck retropatellar aktiv in Beugung und Streckung von nativen Kniegelenken im Vergleich zu Totalendoprothesen mit einem herkömmlichen, etablierten Design (posterior stabilisierendes Design) und einem medial stabilisierenden Design desselben Herstellers (Medacta International, Castel San Pietro, Schweiz). Gemessen wurde erneut am etablierten selbstgebauten Kniegelenkskinemator [x]. Die 3-dimensionale Kinematik der Patella im Verlauf der Beugung und Streckung von 20° auf 120° und wieder zurück zu 20° wurde mittels ultraschall-basiertem Bewegungsanalysesystem (Zebris CMS20, Isny, Deutschland) durchgeführt. Zusätzlich wurde die Rückseite der Patella mit einer dünnen Druckmessfolie versehen um auf diese Weise während der gewichtsbelastenden aktiven Beugung in der Lage zu sein den Druck im Verlauf zu messen. Da angenommen wurde, dass sich bei veränderter Kinematik am patellofemoralen Gelenk nicht nur der Druck an sich ändert, sondern auch die Druckverteilung auf der Rückseite der Patellafläche, wurde diese vorab in 3 Bereiche eingeteilt und definiert: Den sogenannten Patellafirst (mittig) sowie die laterale und mediale Fläche. Möglich war diese Studie durch die Tatsache, dass der Prothesenhersteller beide Prothesendesigns anbietet und diese sich in der Form der Sägeschnitte und der femoralen Gleitrinne der Femurkomponente für die Patella nicht

unterscheiden. Somit konnte der sekundäre Effekt einer veränderten femorotibialen Kinematik auf die patellofemorale Kinematik und retropatellare Druckexposition und Druckverteilung im *in vitro* Experiment innerhalb der einzelnen Präparate untersucht werden, da der sog. trochlear groove identisch bei beiden Prothesen-Modellen ist. Jedes Präparat wurde zuerst nativ, anschließend mit einer Totalendoprothese mit posterior-stabilisierendem Design (PS) und letztendlich mit einer Totalendoprothese mit medial-stabilisierendem Design (MS) getestet.

Der Vergleich beider Prothesendesigns zur nativen Situation zeigte eine signifikant geringere retropatellare Kontaktfläche (PS versus nativ  $p<0,001$ ; MS versus nativ  $p <0,001$ ), allerdings keinen signifikanten Unterschied innerhalb der verschiedenen Designs. Ebenso erhöhte sich der Druck auf der retropatellaren Fläche nach Totalendoprothese beider Designs signifikant ( $p<0.001$ ). Jedoch zeigte sich hier ein interessantes und unterschiedliches Verteilungsmuster. Bei dem PS-Design zeigte sich der signifikant erhöhte Druck vor allem an den Rändern der Patella, wohingegen die MS-Prothesen den Spitzendruck signifikant am Patellafirst erhöhen. Im Hinblick auf die Kinematik der Patella zeigte sich ein kontinuierlicher lateraler Shift im nativen Kniegelenk mit signifikant unterschiedlichem Verlauf zu den Prothesen. Zwischen den Prothesen war der Unterschied auch signifikant ( $p<0,001$ ). Visuell gesehen, schiftete die Patella mit dem PS-design kaum nach medial oder lateral während sie beim MS-Design initial zwar nach medial shiftet, dann aber ab etwa  $60^\circ$  dem Verlauf der natürlichen Patella folgt (vgl. Fig. 4 in der Originalarbeit). Auch der Tilt und die Rotation veränderten sich signifikant nach der Implantation der Prothesen ( $p<0.001$ ).

Diese Studie zeigt auf, dass unterschiedliche Designs einer totalen Knieendoprothese unterschiedlich auf die patellofemorale Kinematik wirken. Die femorale Komponenten waren bezüglich der Gleitrinne für die Patella von der Form her identisch. Lediglich die Länge der Rinne ist unterschiedlich zwischen den Designs. Der Hauptunterschied zwischen diesen beiden Prothesendesigns besteht in der femorotibialen Kinematik. Die veränderte femorotibiale Kinematik führte letztendlich zu veränderten retropatellaren Drücken und zur veränderten patellofemoralen Kinematik. Während in der klinischen Realität bei der Wahl des richtigen Designs für die Patientinnen/Patienten der Fokus oft auf der bestmöglichen Annäherung an die ideale femorotibiale Biomechanik liegt, könnte hierdurch jedoch sekundär auch die patellofemorale Kinematik verändert werden. Diese Veränderung wiederum könnte

ein wichtiger Faktor zur Entstehung des retropatellaren Schmerzsyndroms sein und zur Unzufriedenheit von Patientinnen und Patienten mit totalen Knieendoprothesen führen. Diese Tatsache wurde an diesen Prothesendesigns in dieser Art und Weise zum ersten Mal mithilfe dieser Studie gezeigt.

### 3. Originalarbeiten

#### 3.1 Veröffentlichung 1

*Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Nov 29. doi: 10.1007/s00402-017-2843-3. [Epub ahead of print]

#### A lateral retinacular release during total knee arthroplasty changes femorotibial kinematics: an in vitro study.

Steinbrück A<sup>1</sup>, Schröder C<sup>2</sup>, Woiczinski M<sup>2</sup>, Glogaza A<sup>2</sup>, Müller PE<sup>2</sup>, Jansson V<sup>2</sup>, Fottner A<sup>2</sup>.

##### ✉ Author information

1 Department of Orthopedic Surgery, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital of Munich (LMU), Campus Grosshadern, Marchioninistr. 15, 81377, Munich, Germany. arnd.steinbrueck@med.uni-muenchen.de.

2 Department of Orthopedic Surgery, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital of Munich (LMU), Campus Grosshadern, Marchioninistr. 15, 81377, Munich, Germany.

##### Abstract

**INTRODUCTION:** Lateral retinacular release (LRR) is a common procedure during total knee arthroplasty (TKA), especially if patellar maltracking is observed intraoperatively. The impact of LRR on patellofemoral kinematics is well-examined, but the influence on femorotibial kinematics requires more elucidation. Therefore, the aim of this study was to evaluate the effects of LRR on femorotibial kinematics in vitro.

**MATERIALS AND METHODS:** A fixed bearing TKA was implanted in six human knee specimens. Femorotibial kinematics were measured dynamically through the use of a custom-constructed knee rig which flexes the knee from 20° to 120° under weight bearing conditions. Measurements were performed before and after LRR. LRR was performed completely including transection of synovium, retinaculum and tractus fibers. For the registration of tibiofemoral kinematics a 3-dimensional-ultrasound-based motion analysis system was used.

**RESULTS:** LRR revealed a significant reduction of femoral rollback at the lateral compartment ( $9.4 \pm 5.0$  vs  $7.8 \pm 9.4$  mm;  $p < 0.01$ ), whereas the present decrease of femoral rollback at the medial compartment was not significant ( $3.4 \pm 4.7$  vs  $2.3 \pm 5.9$  mm;  $p = 0.34$ ). Accordingly, LRR significantly reduced internal rotation of the tibia ( $0.8^\circ$ ;  $p < 0.01$ ).

**CONCLUSION:** The results suggest that LRR significantly decreases lateral femoral rollback as well as internal rotation of the tibia, probably by changing the tension of the iliotibial band. When performing a LRR in clinical routine, surgeons should be aware of altering not only patellofemoral kinematics but also the femorotibial kinematics.

**KEYWORDS:** In vitro; Knee rig; Lateral retinacular release; Rollback; Tibiofemoral kinematics; Total knee arthroplasty

PMID: 29188420 DOI: [10.1007/s00402-017-2843-3](https://doi.org/10.1007/s00402-017-2843-3)

### 3.2 Veröffentlichung 2

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Nov 9. doi: 10.1007/s00167-017-4772-7. [Epub ahead of print]

#### **Medial stabilized and posterior stabilized TKA affect patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution differently.**

Glogaza A<sup>1</sup>, Schröder C<sup>2</sup>, Woiczinski M<sup>2</sup>, Müller P<sup>2</sup>, Jansson V<sup>2</sup>, Steinbrück A<sup>2</sup>.

##### Author information

- 1 Department of Orthopedic Surgery, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Munich, Campus Grosshadern, Marchioninistrasse 15, 81377, Munich, Germany. alexander.glogaza@med.uni-muenchen.de.
- 2 Department of Orthopedic Surgery, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Munich, Campus Grosshadern, Marchioninistrasse 15, 81377, Munich, Germany.

##### **Abstract**

**PURPOSE:** Patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution change after total knee arthroplasty (TKA). It was hypothesized that different TKA designs will show altered retropatellar pressure distribution patterns and different patellofemoral kinematics according to their design characteristics.

**METHODS:** Twelve fresh-frozen knee specimens were tested dynamically in a knee rig. Each specimen was measured native, after TKA with a posterior stabilized design (PS) and after TKA with a medial stabilized design (MS). Retropatellar pressure distribution was measured using a pressure sensitive foil which was subdivided into three areas (lateral and medial facet and patellar ridge). Patellofemoral kinematics were measured by an ultrasonic-based three-dimensional motion system (Zebris CMS20, Isny Germany).

**RESULTS:** Significant changes in patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution were found in both TKA types when compared to the native situation. Mean retropatellar contact areas were significantly smaller after TKA (native:  $241.1 \pm 75.6 \text{ mm}^2$ , MS:  $197.7 \pm 74.5 \text{ mm}^2$ , PS:  $181.2 \pm 56.7 \text{ mm}^2$ , native vs. MS  $p < 0.001$ ; native vs. PS  $p < 0.001$ ). The mean peak pressures were significantly higher after TKA. The increased peak pressures were however seen in different areas: medial and lateral facet in the PS-design ( $p < 0.001$ ), ridge in the MS design ( $p < 0.001$ ). Different patellofemoral kinematics were found in both TKA designs when compared to the native knee during flexion and extension with a more medial patella tracking.

**CONCLUSION:** Patellofemoral kinematics and retropatellar pressure change after TKA in different manner depending on the type of TKA used. Surgeons should be aware of influencing the risks of patellofemoral complications by the choice of the prosthesis design.

**KEYWORDS:** Knee arthroplasty; Medial pivot; Medial stabilized TKA; Patellofemoral kinematics; Posterior stabilized; Retropatellar pressure; Total knee replacement

PMID: 29124287 DOI: [10.1007/s00167-017-4772-7](https://doi.org/10.1007/s00167-017-4772-7)

## **4. Danksagung**

In erster Linie gilt mein Dank meinem Doktorvater und meinen Betreuern PD Dr.med. Arnd Steinbrück sowie Dr. Dipl.-Ing. (FH) Matthias Woiczinski und Dr. Dipl.-Ing. (FH) Christian Schröder. Ohne diese tatkräftige Unterstützung und positiven Zusprechung hätte ich mir deutlich schwerer getan. Die Betreuung dieser kumulativen Promotion war aus meiner Sicht vorbildlich. Vielen Dank.

Natürlich danke ich auch den Co-Autoren der hier gezeigten Studien Herrn Prof.Dr.med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson, Herrn Prof.Dr.med. Peter Müller, und ganz besonders Herrn PD Dr.med. Andreas Fottner.

Meinem guten Freund Benjamin Berbig, der mir mit Tipps zur grafischen Gestaltung der Abbildungen half, danke ich ebenso.

Ich habe im Zuge dieser Arbeit viel über wissenschaftliches Arbeiten gelernt, über den Prozess der Manuscript-Einreichung bei Journals, über den Peer-Review-Prozess und die Geduld und Sorgfalt die nötig ist um wissenschaftliche Veröffentlichungen zu realisieren. Dabei standen mir oben genannte Personen stets mit Rat und Tat zur Seite.

## 5. Literaturverzeichnis

1. Anderson JG, Wixson RL, Tsai D et al. (1996) Functional outcome and patient satisfaction in total knee patients over the age of 75. *J Arthroplasty* 11:831-840
2. Appell H-J. S-VC (2008) Funktionelle Anatomie. In: Springer Medizin Verlag, Heidelberg
3. Bäthis H. TMPL, Lüring C., Anders S., Grifka J. (2006) Total Knee Arthroplasty and High Tibial Osteotomy in Osteoarthritis - Results of a Survey in German Hospitals *Akt Traumatol* 2006: 235-240
4. Baumgartl F. (1964) Das Kniegelenk. Springer Verlag, Berlin
5. Becker R, Doring C, Denecke A et al. (2011) Expectation, satisfaction and clinical outcome of patients after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:1433-1441
6. Bicos J, Fulkerson JP, Amis A (2007) Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med* 35:484-492
7. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM et al. (2010) Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res* 468:57-63
8. Breugem SJ, Haverkamp D (2014) Anterior knee pain after a total knee arthroplasty: What can cause this pain? *World J Orthop* 5:163-170
9. Bull AM, Katchburian MV, Shih YF et al. (2002) Standardisation of the description of patellofemoral motion and comparison between different techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10:184-193
10. Chew JT, Stewart NJ, Hanssen AD et al. (1997) Differences in patellar tracking and knee kinematics among three different total knee designs. *Clin Orthop Relat Res*:87-98
11. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR et al. (2003) Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:37-57
12. Dihlmann W (2002) Gelenke, Wirbelverbindungen: Klinische Radiologie einschließlich Computertomographie - Diagnose, Differentialdiagnose. Thieme Verlag, Stuttgart
13. Dunbar MJ, Richardson G, Robertsson O (2013) I can't get no satisfaction after my total knee replacement: rhymes and reasons. *Bone Joint J* 95-B:148-152
14. Freeman MA, Pinskerova V (2005) The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech* 38:197-208
15. Glogaza A, Schroder C, Woiczinski M et al. (2017) Medial stabilized and posterior stabilized TKA affect patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution differently. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, DOI: 10.1007/s00167-017-4772-7
16. Glyn-Jones S, Palmer AJ, Agricola R et al. (2015) Osteoarthritis. *Lancet* 386:376-387
17. Goldblatt J.P. RJC (2003) Anatomy and biomechanics of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine* 11(3): p. 172-186
18. Hill PF, Vedi V, Williams A et al. (2000) Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 82:1196-1198
19. Hille E, Schulitz KP, Henrichs C et al. (1985) Pressure and contract-surface measurements within the femoropatellar joint and their variations following lateral release. *Arch Orthop Trauma Surg* 104:275-282
20. Hsu HC, Luo ZP, Rand JA et al. (1997) Influence of lateral release on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12:74-83
21. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 82:1189-1195
22. Kapandji I.A. (2009) Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik; einbändige Ausgabe - obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule. Thieme Stuttgart 2009
23. Katchburian MV, Bull AM, Shih YF et al. (2003) Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res*:241-259
24. Klein P. SP (2012) Biomechanik der menschlichen Gelenke. Elsevier München, Urban&Fischer

25. Koh TJ, Grabiner MD, De Swart RJ (1992) In vivo tracking of the human patella. *J Biomech* 25:637-643
26. Leitlinie AWMF (aktuelle Version 2014) Endoprothese bei Gonarthrose - S1 Leitlinie.
27. Lieb FJ, Perry J (1968) Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am* 50:1535-1548
28. Mahfouz MR, Komistek RD, Dennis DA et al. (2004) In vivo assessment of the kinematics in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *J Bone Joint Surg Am* 86-A Suppl 2:56-61
29. Menschik A. (1987) Biometrie. Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße. Springer Berlin
30. Merican AM, Amis AA (2008) Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 90:527-534
31. Merican AM, Ghosh KM, Baena FR et al. (2014) Patellar thickness and lateral retinacular release affects patellofemoral kinematics in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:526-533
32. Meschede Miriam CT, Schröder Theresa, Dr. Dippmann Anja Katharina, Kähler Maximilian (2017) IQTIG Qualitätsreport des gemeinsamen Bundesausschusses 2016, Orthopädie und Unfallchirurgie.
33. Ostermeier S, Buhrmester O, Hurschler C et al. (2005) Dynamic in vitro measurement of patellar movement after total knee arthroplasty: an in vitro study. *BMC Musculoskelet Disord* 6:30
34. Ostermeier S, Holst M, Hurschler C et al. (2007) Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:547-554
35. Petersen W, Rembitzki IV, Bruggemann GP et al. (2014) Anterior knee pain after total knee arthroplasty: a narrative review. *Int Orthop* 38:319-328
36. Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreeiter M et al. (2013) Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers. *J Arthroplasty* 28:1329-1332
37. Schindler OS (2012) Basic kinematics and biomechanics of the patellofemoral joint part 2: the patella in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 78:11-29
38. Schindler OS, Scott WN (2011) Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: The native patella. *Acta Orthop Belg* 77:421-431
39. Schröder Christian (2013) Dissertation zum Erwerb des Doktors der Humanbiologie. Titel: Die Biomechanik des natürlichen und prothesenversorgten Kniegelenks unter Einbezug der Prothesenausrichtung in einer *in vitro* Untersuchung an humanen Gelenkpräparaten. Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation. Ludwig-Maximilians-Universität, München
40. Schroder C, Steinbrück A, Muller T et al. (2015) Rapid prototyping for in vitro knee rig investigations of prosthetic knee biomechanics: comparison with cobalt-chromium alloy implant material. *Biomed Res Int* 2015:185142
41. Schünke M., Schulte E., Schumacher U. - PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Thieme Verlag, Stuttgart, 2014
42. Scuderi G.R., Kibiuk L.V., Insall J.N., (1995) The Patella. Springer New York.
43. Springorum HR, Rath B, Baier C et al. (2011) Patellofemoral pain after total knee arthroplasty: clinical pathway and review of the literature. *Orthopade* 40:907-911, 914-906
44. Steinbrück A, Milz S, Woiczinski M et al. (2011) Anatomy and biomechanics of the patellofemoral joint: physiological conditions and changes after total knee arthroplasty. *Orthopade* 40:848, 850-842, 854
45. Steinbrück A, Schroder C, Woiczinski M et al. (2013) Patellofemoral contact patterns before and after total knee arthroplasty: an in vitro measurement. *Biomed Eng Online* 12:58

46. Steinbruck A, Schroder C, Woiczinski M et al. (2016) Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 33:42-48
47. Steinbruck A, Schroder C, Woiczinski M et al. (2017) A lateral retinacular release during total knee arthroplasty changes femorotibial kinematics: an in vitro study. *Arch Orthop Trauma Surg*
48. Steinbruck A, Schroder C, Woiczinski M et al. (2016) Influence of tibial rotation in total knee arthroplasty on knee kinematics and retropatellar pressure: an in vitro study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24:2395-2401
49. Steinbruck A, Schroder C, Woiczinski M et al. (2017) Mediolateral femoral component position in TKA significantly alters patella shift and femoral roll-back. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
50. Steinbruck A, MS, Woiczinski M., Schröder C., Utzschneider S., Jansson V., Fottner A. (2011) Anatomie und Biomechanik des Patellofemoralgelenks - Physiologische Gegebenheiten und Veränderungen nach Implantation einer Knietafelendoprothese. *Orthopade* 40:40:848–854
51. Van Jonbergen HP, Reuver JM, Mutsaerts EL et al. (2014) Determinants of anterior knee pain following total knee replacement: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:478-499
52. Van Kampen A, Huiskes R (1990) The three-dimensional tracking pattern of the human patella. *J Orthop Res* 8:372-382
53. Van Kempen RW, Schimmel JJ, Van Hellemond GG et al. (2013) Reason for revision TKA predicts clinical outcome: prospective evaluation of 150 consecutive patients with 2-years followup. *Clin Orthop Relat Res* 471:2296-2302
54. Wiberg G. (1941) Rontgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint: with special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand*
55. Zavatsky AB (1997) A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig. *J Biomech* 30:277-280
56. Zingde S.M. SJ (2017) Biomechanics of the knee joint, as they relate to arthroplasty. *Orthopaedics and Trauma* 31:1-7
57. Zuppinger (1904) Die aktive Flexion im unbelasteten Kniegelenk. Bergmann, Wiesbaden

## **6. Abbildungsverzeichnis**

	Seite
Abb.1 Knöcherne Anatomie des Kniegelenkes	S. 2
Abb.2 Schematische Zeichnung der Fasern des lateralen Retinaculum patellae	S.4
Abb.3 Schematische Darstellung der Hebelarmverlängerung durch die Patella	S.6
Abb.4 Darstellung der Bewegungsmöglichkeiten der Patella	S.7