

Aus dem Julius Wolff Institut  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Die Bedeutung der Weichteile  
für die internen muskuloskelettalen Belastungen  
nach Knie totalendoprothese

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor rerum medicinalium (Dr. rer. medic.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dipl.-Inf. Adam Trepczynski

aus Milanowek

Datum der Promotion: 05.12.2014



## **Inhalt**

Zusammenfassung.....	5
Abstract (deutsch).....	6
Abstract (englisch).....	7
Einleitung.....	8
Zielstellung .....	10
Methodik.....	11
Ergebnisse.....	15
Diskussion.....	18
Literatur.....	20
Ausgewählte Publikationen .....	22
Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen .....	23
Druckexemplare der ausgewählten Publikationen.....	25
Lebenslauf.....	26
Komplette Publikationsliste .....	27
Vorträge bei Kongressen.....	28
Eidesstattliche Versicherung.....	29
Danksagung.....	30



## **Zusammenfassung**

*Die Bedeutung der Weichteile  
für die internen muskuloskelettalen Belastungen  
nach Knie totalendoprothese*

von Dipl.-Inf. Adam Trepczynski

## **Abstract (deutsch)**

Die totale Knieendoprothetik ist zwar ein Eingriff mit hoher Erfolgsquote, die Ausführung funktionell anspruchsvollerer Aktivitäten jedoch ist anschließend nicht immer möglich. Zur Verbesserung der Funktion ist daher ein genaueres Verständnis der mechanischen Belastungen im Kniegelenk erforderlich.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Patienten mit telemetrischen Messprothesen einer Bewegungsanalyse bei Aktivitäten unterzogen, die sowohl die Flexion/Extension als auch die Stabilisierung des Gelenkes erfordern. Zum Verständnis der Verteilung der inneren Belastungen wurden die *in vivo* Messungen der Gelenkkräfte durch detaillierte patientenspezifische muskuloskelettale Rechenmodelle ergänzt.

Durch die Kombination aus *in vivo* Messung und Rechenmodell war es erstmals möglich, schlüssig zu zeigen, dass die patello-femorale Kontaktkräfte bei Aktivitäten mit hoher Knieflexion - aufgrund der zur Extension erforderlichen Muskelkraft - das 3-fache des Körpergewichts erreichen, und damit auf dem Niveau der tibio-femorale Kontaktkräfte liegen. Für die Stabilisierung des Kniegelenks in der frontalen Ebene waren passive Mechanismen entscheidend. So kompensierte alleine die medio-laterale Verteilung der tibio-femorale Kontaktkraft beim Gehen und Treppensteigen schon über 60% des externen Adduktionsmoments, was den Kompensationsaufwand durch Muskeln entsprechend reduziert. Die mediale tibio-femorale Kontaktkraft korrelierte deutlich mit dem externen Adduktionsmoment, welches selbst bei hoher Knieflexion mehr Einfluss auf die mediale Kontaktkraft hatte als das externe Flexionsmoment. Jedoch zeigte das Verhältnis dieser externen und internen Belastungen eine hohe Variation zwischen den Patienten, die auf individuell unterschiedliche Strategien zur aktiven dynamischen Stabilisierung des Kniegelenkes hinweist.

Die individuellen Strategien der Gelenk-Stabilisierung sind mit den Rechenmodellen quantitativ erfassbar und können über das Design der Prothesen hinaus neue Perspektiven zur gezielten Verbesserung der Funktion eröffnen.

## Abstract (englisch)

While total knee replacement (TKR) has a high success rate, TKR patients are still experiencing limitations in performing functionally demanding tasks. Improving function therefore requires a more accurate understanding of the mechanical loading conditions in the knee joint.

Here, gait analysis was performed on 9 patients with telemetric knee implants for activities which require flexion/extension as well as stabilization of the joint. In order to gain insight into the internal load distribution, the *in vivo* measurements were complemented by patient specific musculoskeletal computer models.

The combination of *in vivo* measurements and computer models provided unprecedented evidence that the muscle forces required for knee extension generate patello-femoral contact forces above 3 times bodyweight, which is the level the tibio-femoral contact forces. The stabilization of the knee joint in the frontal plane was dominated by passive mechanisms. The medio-lateral distribution of the tibio-femoral contact force alone balanced more than 60% of the external adduction moment during walking and stair climbing, which reduces the necessity for compensation by muscles. The medial tibio-femoral contact force correlated well with the external adduction moment, which had more influence on the medial contact force than the external flexion moment, even during high flexion activities. However, the relationship between these external and internal loads varied between patients, suggesting that inter-individually different strategies of active stabilization of the knee joint do exist.

The individual strategies of joint stabilization are quantitatively ascertainable by computer models and can, beyond informing novel implant designs, open up new perspectives for improving function after TKR.

## Einleitung

Die totale Knieendoprothetik (Knie-TEP) ist ein häufiger orthopädischer Eingriff mit steigenden Fallzahlen. Gemessen an der Revisionsrate ist die Versorgung mit einer Knie-TEP zwar ein erfolgreicher Eingriff, die Literatur zeigt jedoch, dass die Ausführung funktionell anspruchsvollerer Aktivitäten nach Knie-TEP nicht immer möglich ist [1, 2], was ein Grund für Unzufriedenheit der Patienten ist. Während man davon ausgeht, dass die funktionellen Einschränkungen der Patienten im Wesentlichen auf ungünstige biomechanische Verhältnisse zurückzuführen sind, ist das Wissen um die mechanischen Wechselwirkungen zwischen den Strukturen des Bewegungsapparates und den Komponenten des Kunstgelenkes beschränkt.

Die Biomechanik des Kniegelenks wird von zwei für die Gelenkfunktion wesentlichen Mechanismen dominiert (Abbildung 1):

- Der Extensionsmechanismus des Kniegelenks wird von den Quadrizeps-Muskeln angetrieben, welche über die Patella und die Patellarsehne an der Tibia ziehen, um das Kniegelenk zu strecken.
- Der Stabilisierungsmechanismus in der frontalen Ebene verhindert das seitliche Aufklappen des tibio-femorales Gelenks durch ein Zusammenspiel von Muskeln, passivem Weichgewebe sowie der medio-lateralen Verteilung der tibio-femorales Kontaktkraft.

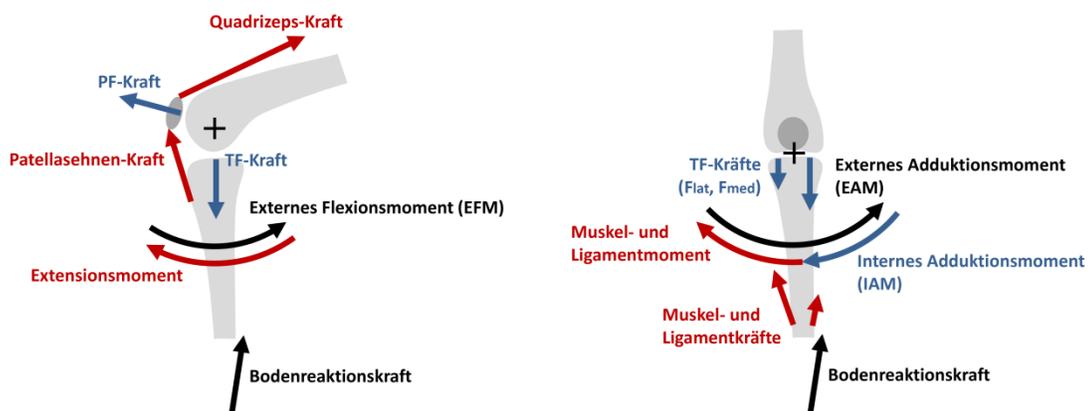


Abbildung 1: Die beiden Stabilisations-Mechanismen am Kniegelenk: links der Extensionsmechanismus, rechts der Stabilisierungsmechanismus in der frontalen Ebene

Eine zuverlässige Wiederherstellung der Funktion des Kniegelenks erfordert ein besseres Verständnis der mechanischen Belastungen in dem Gelenk und des Beitrages verschiedener Strukturen zur dessen dynamischer Stabilität. Die Kontaktkräfte im tibio-femorale (TF) Gelenk nach Knie-TEP wurden in den letzten Jahren mit Hilfe telemetrischer Implantate *in vivo* erfasst [3-5], diese Messungen alleine sind jedoch nur bedingt geeignet, die Wechselwirkungen zwischen den verschiedenen Strukturen des Kniegelenkes systematisch zu untersuchen. Patientenspezifische muskuloskelettale Rechenmodelle können diese Messdaten jedoch nutzen, um die Verteilung der Belastungen auf die verschiedenen Strukturen des Kniegelenkes im Detail zu ermitteln. So ist z.B. bekannt, dass das patello-femorale (PF) Gelenk eine wichtige Rolle für die Funktion des Kniegelenks spielt [6, 7], die Kräfte in diesem Gelenk sind aber einer direkten *in vivo* Messung nicht zugänglich, und bisherige Rechenmodelle lieferten widersprüchliche Daten bezüglich der dort wirkenden Kräfte. Computergestützte Rechenmodelle, welche das Wissen um die *in vivo* wirkenden Kräfte am tibio-femorale Gelenk nutzen, können aufzeigen, inwieweit die biomechanischen Verhältnisse am PF Gelenk die beobachteten Einschränkungen von Knie-TEP Patienten bei funktionell anspruchsvollen Aktivitäten erklären können.

Ein weiterer wichtiger Faktor für den Erfolg einer Knie-TEP ist die Weichteil-Balance, die darauf abzielt, eine gute Beweglichkeit mit einer ausgeglichenen medio-lateralen Belastungsverteilung am Gelenk zu erreichen [8]. Welcher Anteil der externen Belastungen – insbesondere der Momente in der Frontalebene – jedoch von den Weichgewebestrukturen und welcher von den harten Strukturen (Knochen, Implantat) stabilisiert wird, ist derzeit unklar. In Verbindung mit der *in vivo* bestimmten medio-lateralen Verteilung der Belastung am Gelenk könnten Computermodelle, welche die Weichteilstrukturen und deren mechanische Funktion abbilden, quantitative Aussagen über den Beitrag der Weichteile zur dynamischen Balancierung der äußeren Kräfte am Kniegelenks für verschiedene Aktivitäten und Beugewinkel liefern. Ein so gewonnenes quantitatives Verständnis der Einflüsse auf die inneren Kräfte am Kniegelenk kann zur Verbesserung der Strategien zur Wiederherstellung der Funktion nach Knie-TEP führen.

## Zielstellung

Zur Erweiterung des Verständnisses der Belastungen und biomechanischen Interaktionen im Kniegelenk nach einer TEP wurden zunächst gezielte Analysen des durch die Muskeln angetriebenen Extensionsmechanismus, sowie des von aktiven und passiven Strukturen geprägten Stabilisierungsmechanismus in der frontalen Ebene durchgeführt. Anschließend untersuchte eine dritte Studie die Interaktion der beiden Mechanismen. Die drei Studien verfolgen folgende Ziele:

### *Studie 1: Aktiver Extensionsmechanismus*

Ausgehend von der Hypothese, dass PF-Kräfte das Niveau der TF-Kräfte erreichen können, wurden die patello-femorale Kräfte bei Aktivitäten bestimmt, die eine gute Funktion des aktiven Extensionsmechanismus erfordern. Zum Zeitpunkt der Untersuchungen standen hierfür 2 Patienten mit telemetrischen Knie-Implantaten zur Verfügung.

### *Studie 2: Stabilisierungsmechanismus in der Frontalebene*

Hinsichtlich des Stabilisierungsmechanismus in der Frontalebene wurde die Hypothese aufgestellt, dass während der Standphase des Gehens (d.h. bei geringer Knieflexion) die Stabilisierung des Kniegelenkes gegen das externe Adduktionsmoment überwiegend durch eine Medialisierung der tibio-femorale Kontaktkraft erreicht wird. Hierzu wurde für 9 Patienten das externe Adduktionsmoment berechnet und die Verteilung der TF Kraft auf die mediale ( $F_{\text{med}}$ , Abbildung 1) und laterale Komponente ( $F_{\text{lat}}$ ) bestimmt.

### *Studie 3: Zusammenwirken der beiden Mechanismen*

Im letzten Schritt wurden beide Mechanismen zusammen untersucht, mit dem Ziel festzustellen, wie sich aktivitätsabhängige Anforderungen an den Extensionsmechanismus auf den Stabilisierungsmechanismus in der Frontalebene und die Eignung des externen Adduktionsmoments als Prädiktor der Größe von  $F_{\text{med}}$  auswirken. Hierfür wurden 9 Patienten bei 10 Aktivitäten mit unterschiedlicher Knieflexion und Belastung auf zwei oder einem Bein analysiert.

## Methodik

Die externen Momente am Knie wurden aus Kinematik und Boden-Reaktionskraft durch inverse Dynamik ermittelt. Bei der Bestimmung der Kinematik und inversen Dynamik folgte die Methodik der drei Studien dem gleichen Schema. Bei den Berechnungen zu inneren Belastungen wurden dann jeweils unterschiedliche Parameter ausgewertet.

### Ganganalyse

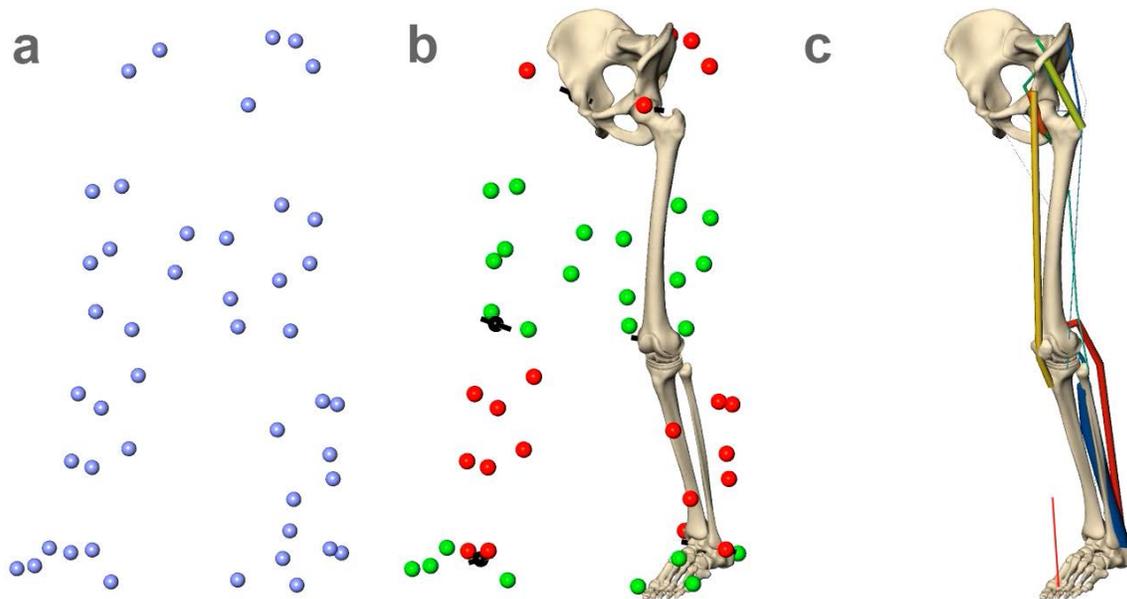
Bei der Ganganalyse wurden die 3D-Bewegung der Hautmarker, die Boden-Reaktionskräfte und die *in vivo* gemessenen Kniebelastungen synchron erfasst. Die Ganganalysen wurden im Ganglabor des Centrums für Sportwissenschaften und Sportmedizin Berlin (CSSB) durchgeführt (Abbildung 2).



*Abbildung 2: Vier der insgesamt 9 Patienten mit telemetrischen Implantaten beim Gehen (obere Reihe) und Treppensteigen (unten).*

Auf der Haut der Patienten wurden 46 reflektierende Marker befestigt: 6 auf dem Becken, jeweils 8 auf den Oberschenkeln, jeweils 6 auf den Unterschenkeln und 4 auf jedem Fuß

(Abbildung 3a). Die Position der Hautmarker wurde von aktiven Infrarot-Kameras mit einer Frequenz von 100-120Hz erfasst. Zwei Kraftmessplatten erfassten die Boden-Reaktionskräfte mit einer Frequenz von 960Hz. Eine externe Induktionsspule um das Knie versorgte die instrumentierte tibiale Komponente mit Energie. Die gemessenen TF-Kräfte und Momente wurden an eine externe Antenne per Funk übermittelt und mit einer variablen Rate von ca. 100Hz aufgenommen.



*Abbildung 3: Drei Phasen der muskuloskelettalen Modellierung: a) Die Position der Hautmarker, aufgenommen vom Vicon-System, b) Korrigierte Hautmarker-Positionen ohne Weichgewebe-Artefakte (grün, rot), funktionale Gelenks-Achsen/Zentren (schwarz) und das angepasste Skelett, c) Bodenreaktionskraft(rot) und Muskelaktivierung*

Zu Beginn der Messung führten Patienten mehrere Kalibrierungs-Bewegungen durch, welche den gesamten Bewegungsspielraum für alle drei Bein-Gelenke vollständig abdeckten. Anschließend wurden verschiedene Aktivitäten untersucht. Dabei waren von besonderem Interesse: Gehen, Treppensteigen, vom Stuhl aufstehen und Kniebeuge. Jede Aktivität wurde mindestens dreimal wiederholt.

#### *Nachbearbeitung der Messdaten*

Die Daten der einzelnen Hautmarker wurden identifiziert und entsprechend dem Marker-Set benannt. Dieser Arbeitsschritt erfordert sorgfältige manuelle Kontrolle und

Nachbearbeitung. Die *in vivo* Daten aus dem telemetrischen Implantat, die räumlichen Hautmarker-Bewegungen und die Boden-Reaktionskräfte wurden zeitlich synchronisiert.

### *Bestimmung der patientenspezifischen Anatomie*

Für die Patienten wurden individuelle anatomische Computer-Modelle erstellt. Sie bestanden aus Knochenoberflächen, Implantatoberflächen und Muskel-Linienzügen. Die Knochen-Oberflächen wurden durch modellbasierte Segmentierung von CT-Datensätzen erzeugt. Alle Strukturen wurden in das gleiche Koordinaten-System transformiert. Die physiologischen Muskelquerschnitte wurden aus der Literatur übernommen [9], und entsprechend dem Körpergewicht skaliert.

### *Berechnung der inneren Belastungen*

Die Positionen der Gelenkzentren und -achsen in Relation zu den Hautmarker-Clustern wurde auf Basis der Kalibrierungsbewegung mit einem funktionalen Ansatz bestimmt, welcher die Gewichtung der einzelnen Hautmarker optimiert [10-13]. Die so ermittelten Zentren und Achsen wurden auf die untersuchten Aktivitäten übertragen. Dieses Verfahren erlaubt es, die funktionale Gelenkskinematik für auch für die Bewegungen mit nur kleinen Gelenkwinkeländerung anzuwenden.

Ausgehend von der funktionalen Gelenkkinematik wurde für jede Wiederholung die skelettale Kinematik bestimmt. Dabei wurde die patientenspezifische skelettale Anatomie für jeden Zeitpunkt an die Positionen und Achsen der funktionalen Gelenke angepasst (Abbildung 3b). Dies geschah durch ein nichtlineares Optimierungsverfahren, welches die Abstände zwischen anatomischen Referenzpunkten und den korrespondierenden funktionellen Referenzen minimiert. Die Muskellinienzüge aus dem Visual-Human-Datensatz wurden dabei an die individuelle Knochengeometrie angepasst, wodurch sich ihre Hebelarme für jedes Gelenk ergaben (Abbildung 3c).

Aus der Bodenreaktionskraft, den Segmentbeschleunigungen und den Gelenkpositionen wurden mittels inverser Dynamik die Momente an den Gelenken bestimmt, welche von den Muskeln und ausbalanciert werden müssen [14]. Analysiert wurden das externe Adduktionsmoment (EAM) in der Frontalebene und das Flexions-Extensionsmoment (EFM) in der Sagittalebene (Abbildung 1). Auf Basis dieser Momente wurde die

Muskelaktivierung durch eine Optimierung bestimmt, welche die Summe aller quadrierten Muskel-Spannungen minimiert. Aus den Muskel-Kräften und den Kräften aus der inversen Dynamik ergaben sich die Gesamtbelastungen an den Gelenken, das heißt die dort wirkenden Kräfte und Momente.

Zur Validierung des Berechnungsmodells wurden zunächst die resultierenden TF Kontaktkräfte ausgewertet. Die sich aus den Muskelkräften des Quadrizeps ergebende PF Kontaktkraft diente dann der Charakterisierung des aktiven Extensionsmechanismus (Studie 1).

Ausgehend von der telemetrisch gemessenen axialen TF Kontaktkraft und dem internen Adduktionsmoment (IAM) wurde die Verteilung der axialen TF Kontaktkraft in  $F_{med}$  und  $F_{lat}$  bestimmt (Abbildung 1). Der relative Anteil (MR) von  $F_{med}$  an der gesamten axialen TF Kontaktkraft wurde definiert als:

$$MR = \frac{F_{med}}{F_{med} + F_{lat}}$$

Da die MR zwischen 0 und 1 liegen muss, wurde für die Regression neben einer linearen Funktion auch eine Arcus-Tangens-Variante berechnet:

$$MR = \frac{\tan^{-1}(b_1 \cdot EAM - b_2)}{\pi} + 0,5$$

Für die Analyse der dynamischen Stabilisierung des Kniegelenkes beim Gehen (Studie 2) wurden insbesondere das EAM und  $F_{med}$  herangezogen. Bei der Analyse beider für die Kniegelenkfunktion wesentlichen Mechanismen wurden zusätzlich auch das EFM sowie die Kräfte aller Weichteile betrachtet (Studie 3).

## Ergebnisse

### Studie 1: Aktiver Extensionsmechanismus

Die maximalen resultierenden tibio-femorale Kräfte (mTFK) lagen im Mittel beider Patienten zwischen 291% Körpergewicht (KG) beim Gehen und 340% KG beim Treppensteigen (Abbildung 4). Die vom Modell vorhergesagten mTFK stimmten für alle Aktivitäten gut mit den *in vivo* gemessenen mTFK überein; die Differenz lag bei durchschnittlich 14%.

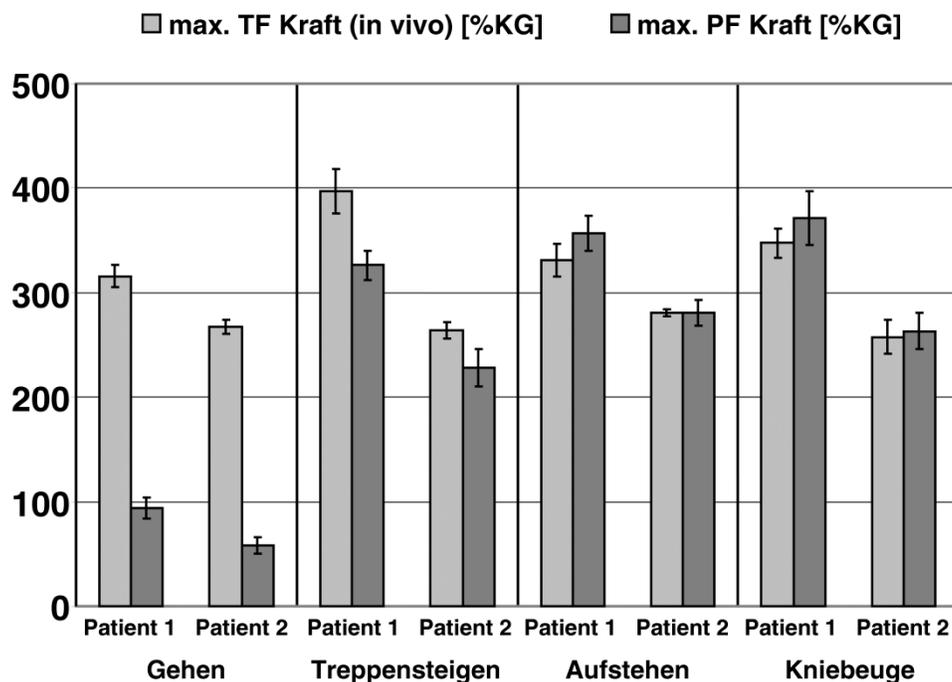


Abbildung 4: Vergleich der maximalen *in vivo* tibio-femorale (TF) und der numerisch bestimmten maximalen patello-femorale (PF) Kräfte, angegeben in Prozent des Körpergewichts (%KG).

Beim Gehen betrug die maximale resultierende patello-femorale Kraft (mPFK) weniger als 100%KG und trat bei etwa 18° Knie-Flexion auf. Bei Aktivitäten mit großer Knieflexion hingegen erreichte die mPFK (gemittelt über beide Patienten) das Niveau der mTFK: 284%KG beim Treppensteigen (bei 53° Flexion), 315%KG beim Aufstehen vom Stuhl (bei 90° Flexion) und 318%KG bei der Kniebeuge (bei 94° Flexion). Die mittlere Differenz zwischen mTFK und mPFK betrug im Mittel der zwei Patienten 215%KG

[95%-Konfidenz-Intervall = 206; 225] beim Gehen, 56%KG [36; 76] beim Treppensteigen, -11%KG [-23; 01] beim Aufstehen vom Stuhl, und -15%KG [-24; -6] bei der Kniebeuge. Ein ANOVA-Test ergab, dass die mPFK signifikant von der Aktivität abhängen ( $p < 0,001$ ), während sich für die mTFK keine signifikante Abhängigkeit ergab ( $p = 0,167$ ).

### Studie 2: Stabilisierungsmechanismus in der Frontalebene

Während  $F_{\text{med}}$  beim Gehen überwiegend einen typischen Zeitverlauf mit zwei Maxima zeigte, war das zweite Maximum beim EAM oft weniger ausgeprägt. Die Korrelation zwischen dem maximalen EAM und der zeitgleichen Kraft  $F_{\text{med}}$  war bei Maximum 1 in der frühen Standphase sehr stark: Für 9 Patienten *individuell* betrachtet, erreichte  $R^2$  Werte von 0,85 bis 0,97, und lag bei 0,76 wenn die Daten aller Patienten zusammengefasst wurden. In der späten Standphase bei Maximum 2 hingegen war die mittlere Korrelation mit  $R^2=0,51$  nur mäßig.

Die Korrelation zwischen den beiden Maxima des EAM und dem zeitgleichen MR war mit  $R^2=0,86$  besonders stark, wenn man das Arcus-Tangens-Model verwendete (Abbildung 5).

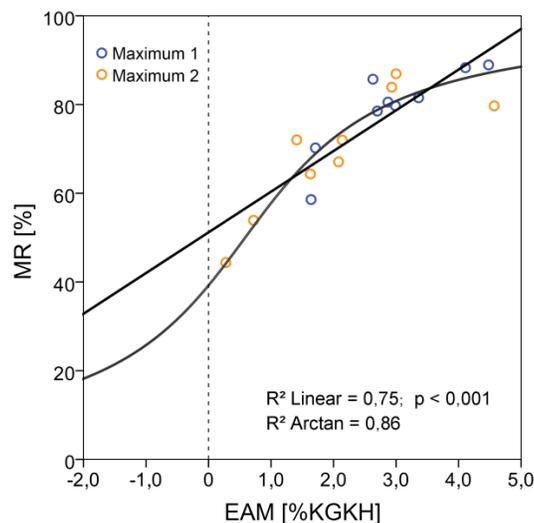


Abbildung 5: Zusammenhang zwischen dem externen Adduktionsmoment (EAM) und dem medialen Anteil der tibio-femorale Kraft (MR) an den beiden lokalen Maxima des EAM beim Gehen. Regression durch Werte beider Maxima.

### Studie 3: Zusammenwirken der beiden Mechanismen

Im Allgemeinen waren die maximalen externen Adduktionsmomente (mEAM) bei Aktivitäten mit einbeiniger Standphase größer als wenn beide Beine Bodenkontakt hatten. Aus den kombinierten, individuell gemittelten Daten der 9 Patienten und 10 Aktivitäten ergab sich eine gute Korrelation zwischen mEAM und der gleichzeitig wirkenden Kraft  $F_{med}$ , mit einem Determinationskoeffizienten ( $R^2$ ) von 0,88 und einen RMS-Fehler von 35%KG ( $p < 0.01$ ). Allerdings variierte die Steigung der Regressionsgeraden erheblich zwischen den Patienten (Abbildung 6), mit Werten von 24 bis 46 Körperhöhe<sup>-1</sup>. Die statisch gemessene varus-valgus Ausrichtung hatte keinen signifikanten Effekt auf die Beziehung zwischen mEAM und  $F_{med}$  ( $p > 0.05$ ).

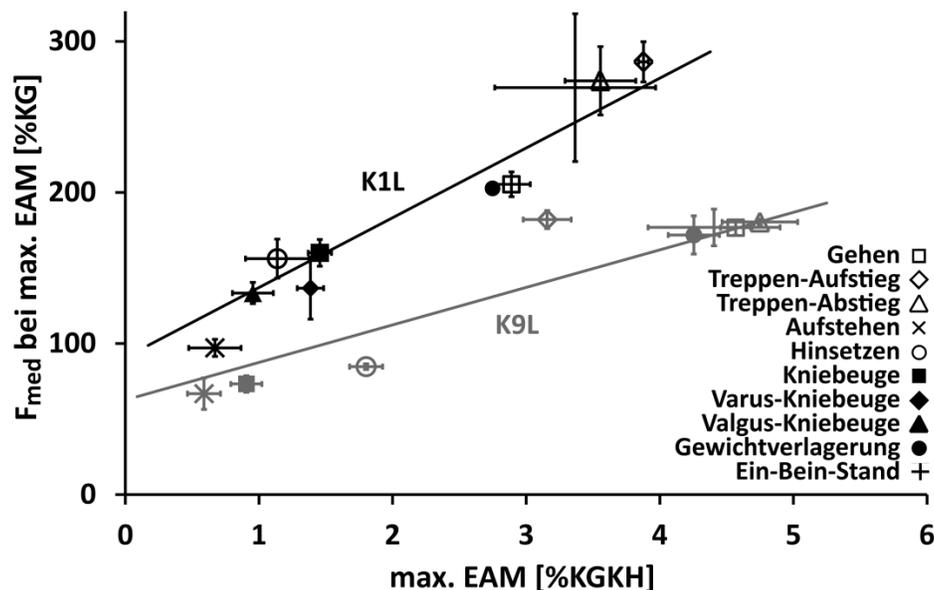
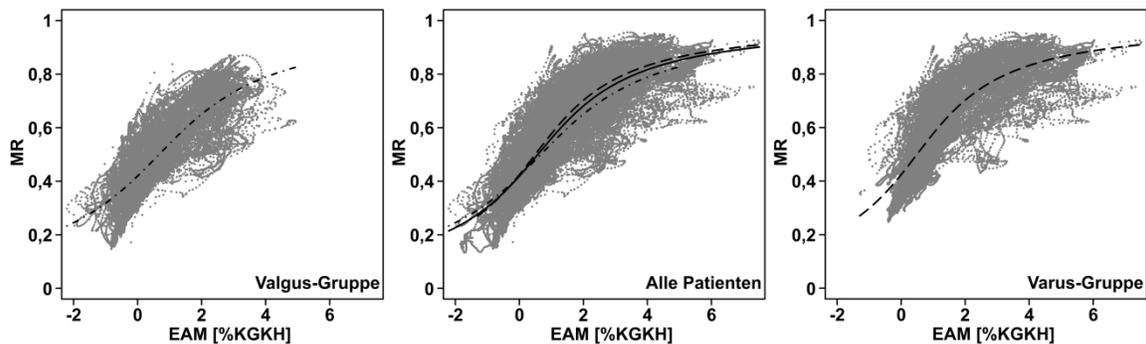


Abbildung 6: Beziehung zwischen dem maximalen externen Adduktionsmoment (EAM) und der medialen Komponente ( $F_{med}$ ) der axialen tibio-femorale Kontaktkraft zum Zeitpunkt des maximalen EAM. Dargestellt sind die Mittelwerte und Standardabweichungen pro Aktivität für 2 der 9 Patienten.

Auch über die gesamte Standphase betrachtet war das EAM stark mit der  $F_{med}$  korreliert ( $p < 0.01$ ,  $R^2 = 0.87$ ), und hatte mehr Einfluss auf  $F_{med}$  als das externe Flexionsmoment EFM. Auch wenn das EFM bei Aktivitäten mit zweibeiniger Standphase an Einfluss gewann, war  $F_{med}$  immer sensitiver auf das EAM.

Das EAM korrelierte auch stark mit dem telemetrisch gemessenen internen Adduktionsmoment (IAM) aus der medio-lateralen Verteilung der TF-Kraft:  $R^2 = 0,90$ . Ausgehend von der Steigung der Regression balancierte das IAM beim Gehen und Treppensteigen je 65% und 62% des EAM. Der Beitrag der Muskel- und Ligament-Kräfte an der gesamten axialen TF-Kraft betrug je nach Patient zwischen  $63 \pm 9$  und  $79 \pm 6\%$ .

Die kleinsten EAM- und MR-Werte traten bei Patienten mit einer valgischen Knieausrichtung auf (Abbildung 7, unten), während bei varischer Ausrichtung die größten Werte auftraten (Abbildung 7, oben). Allerdings hatte die Arcus-Tangens-Regression für beide Gruppen einen ähnlichen Charakter (Abbildung 7, Mitte).



*Abbildung 7: Zusammenhang zwischen dem externen Adduktionsmoment (EAM) und dem medialen Anteil der tibio-femorale Kraft (MR) über der ganzen Standphase bei 10 Aktivitäten. Hier wurden anhand der statisch gemessenen varus-valgus Ausrichtung 2 Gruppen von Patienten betrachtet, die jeweils valgischer bzw. varischer als der Median der Ausrichtung aller Patienten waren.*

## Diskussion

Die inneren Belastungen durch die beiden wichtigsten Mechanismen des Kniegelenks wurden untersucht: Für die sagittale Ebene der Extensions-Mechanismus, welcher große PF- Kontaktkräfte erzeugen kann, für die frontale Ebene der Stabilisations-Mechanismus, welcher die medio-laterale Verteilung der TF-Kontaktkraft stark beeinflusst. Für eine besonders genaue Erfassung der Bewegung, wurden ein umfangreiches Markersset, die neusten funktionellen Methoden und patientenspezifische Anatomien verwendet. Die Validierung des Models, mittels der gemessenen resultierenden TF-Kräfte, zeigt die gute

Relevanz der berechneten PF-Kräfte. Da die axiale Komponente der TF-Kraft dominierend war und der Fokus hier auf der PF-Kraft lag, wurde kein Vergleich der einzelnen TF-Kraftkomponenten durchgeführt.

Die Hypothese, dass die PF-Kräfte sehr groß sein können, wurde durch Werte auf dem Niveau der TF-Kräfte bestätigt. Diese Resultate unterstützen damit die These, dass funktionelle Einschränkungen von Patienten nach Knie-TEP bei Aktivitäten mit hoher Flexion mit den erhöhten Anforderungen an das PF-Gelenk im Zusammenhang stehen [6, 7, 15]. Es gibt zwei wesentliche Gründe, warum bei Aktivitäten mit hoher Knieflexion eine höhere PF-Kraft auftritt: Das höhere EFM erfordert (1) eine größere Quadrizeps-Kraft, welche (2) von der Patella weiter umgeleitet werden muss. Die Ergebnisse legen nahe, dass die Biomechanik des Kniegelenks nur dann voll verstanden werden kann, wenn das TF- und das PF-Gelenk im Zusammenspiel betrachtet werden.

Ein weitere Hypothese betraf den Zusammenhang zwischen dem EAM und  $F_{\text{med}}$ , den sich viele Studien bei der Interpretation ihrer Ergebnisse annahmen [16-19], um den Einfluss von chirurgischen Eingriffen und Gangmodifikationen zu bewerten. Ziel dieser Therapien ist es  $F_{\text{med}}$  zu reduzieren, um so den Fortschritt einer Osteoarthrose zu verlangsamen, die meistens das mediale Kompartiment betrifft. Die wenigen bisherigen *in vivo* Daten zu diesem Thema [20] wurden an nur einem Patienten gewonnen. Im Rahmen der eigenen Studie wurden jetzt 9 Patienten und 10 Aktivitäten untersucht. Tatsächlich wurde eine deutliche Korrelation zwischen den maximalen EAM und der korrespondierenden Kraft  $F_{\text{med}}$  festgestellt. Allerdings deutet die große Variation der individuellen Regressions-Steigungen darauf hin, dass es zwischen den Patienten einen erheblich unterschiedlichen Zusammenhang zwischen inneren und externen Belastungen geben kann. Aus einer bestimmten Änderung des EAM kann daher im *einzelnen* Patienten ohne eine *in vivo* Messung von  $F_{\text{med}}$  die Änderung dieser Kraft nur ungenau quantifiziert werden. Für Zusammenhang von EAM und  $F_{\text{med}}$  spielen die Muskeln und Ligamente eine wesentliche Rolle, die beim Gehen und Treppensteigen mehr als 1/3 des EAM ausbalancieren. Dabei können sich jedoch deutlich unterschiedliche TF Kräfte ergeben, was möglicherweise auf ein unterschiedliches Ausmaß an Muskel-Kokontraktion zurückzuführen ist. Selbst bei Aktivitäten mit hoher Knieflexion hatte das EAM mehr Einfluss auf  $F_{\text{med}}$ , als das EFM,

was die Bedeutung der medio-lateralen Balance für die Kniebelastung unterstreicht. Die statisch erfasste varus-valgus Ausrichtung stand zwar im Zusammenhang mit den auftretenden max. EAM- und MR-Werten, hatte aber keinen signifikanten Einfluss auf die Beziehung zwischen max. EAM und dem zeitgleichen  $F_{med}$ .

Die vorliegende Arbeit bietet wichtige Informationen über PF-Belastungen bei körperlich beanspruchenden Aktivitäten und über den Zusammenhang zwischen externen und internen Belastung bei der Stabilisierung des Kniegelenks. Die vorgestellten Methoden und die Information tragen zum besseren Verständnis und zur Verbesserung der Knie-TEP und der postoperativen Rehabilitation bei.

## Literatur

1. Besier, T.F., et al., *A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo*. Med Sci Sports Exerc, 2005. **37**(11): p. 1924-30.
2. Dye, S.F., *The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective*. Clin Orthop Relat Res, 2005(436): p. 100-10.
3. D'Lima, D.D., et al., *Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2006. **21**(2): p. 255-62.
4. Heinlein, B., et al., *ESB Clinical Biomechanics Award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6-10 months*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009. **24**(4): p. 315-26.
5. Kutzner, I., et al., *Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects*. J Biomech, 2010. **43**(11): p. 2164-73.
6. Goudakos, I.G., et al., *Regulation of the patellofemoral contact area: an essential mechanism in patellofemoral joint mechanics?* J Biomech, 2010. **43**(16): p. 3237-9.
7. Goudakos, I.G., et al., *Stair climbing results in more challenging patellofemoral contact mechanics and kinematics than walking at early knee flexion under physiological-like quadriceps loading*. J Biomech, 2009. **42**(15): p. 2590-6.
8. Griffin, F.M., J.N. Insall, and G.R. Scuderi, *Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2000. **15**(8): p. 970-3.
9. Klein Horsman, M.D., et al., *Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007. **22**(2): p. 239-47.
10. Ehrig, R.M., et al., *A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints*. J Biomech, 2006. **39**(15): p. 2798-809.
11. Ehrig, R.M., et al., *A survey of formal methods for determining functional joint axes*. J Biomech, 2007. **40**(10): p. 2150-7.

12. Heller, M.O., et al., *The weighted optimal common shape technique improves identification of the hip joint center of rotation in vivo*. J Orthop Res, 2011.
13. Taylor, W.R., et al., *Repeatability and reproducibility of OSSCA, a functional approach for assessing the kinematics of the lower limb*. Gait Posture, 2010. **32**(2): p. 231-236.
14. Heller, M.O., et al., *Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing*. J Biomech, 2001. **34**(7): p. 883-93.
15. Konig, C., et al., *Joint line elevation in revision TKA leads to increased patellofemoral contact forces*. J Orthop Res, 2010. **28**(1): p. 1-5.
16. Birmingham, T., *Implications of clinical biomechanics research on rehabilitation for OA*. Osteoarthritis Cartilage, 2012. **20**, **Supplement 1**(0): p. S1.
17. Erhart, J.C., et al., *Changes in in vivo knee loading with a variable-stiffness intervention shoe correlate with changes in the knee adduction moment*. J Orthop Res, 2010. **28**(12): p. 1548-53.
18. Hinman, R.S., et al., *Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: Effects on lower limb frontal plane biomechanics*. Clin Biomech, 2012. **27**(1): p. 27-33.
19. Prodromos, C.C., T.P. Andriacchi, and J.O. Galante, *A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy*. J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(8): p. 1188-94.
20. Zhao, D., et al., *Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns*. J Orthop Res, 2007. **25**(6): p. 789-797.

## Ausgewählte Publikationen

**Publikation I:** Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W. R., Duda, G. N., Bergmann, G. and Heller, M. O., Patello-femoral joint contact forces during activities with high knee flexion. *J. Orthop. Res.*, 30: 408–415, (2012)

Beitrag im Einzelnen: Studienplanung, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Anfertigen des Manuskriptes.

**Impact Factor (2012): 2.875**

**Publikation II:** Kutzner, I., Trepczynski, A., Heller, M. O., and Bergmann, G., Knee adduction moment and medial contact force – facts about their correlation during gait. *PLoS ONE* 8(12): e81036. doi:10.1371/journal.pone.0081036, (2013)

Beitrag im Einzelnen: Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten.

**Impact Factor (2012): 3.730**

**Publikation III:** Trepczynski, A., Kutzner, I., Bergmann, G., Taylor, W. R., and Heller, M. O., Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. *Arthritis & Rheumatology*: doi: 10.1002/art.38374, (2014)

Beitrag im Einzelnen: Studienplanung, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Anfertigen des Manuskriptes.

**Impact Factor (2012): 7.477**

## Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen

Adam Trepczynski hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

**Publikation I:** Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W. R., Duda, G. N., Bergmann, G. and Heller, M. O., Patello-femoral joint contact forces during activities with high knee flexion. *J. Orthop. Res.*, 30: 408–415, (2012)

Beitrag im Einzelnen: Studienplanung, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Anfertigen des Manuskriptes.

**Publikation II:** Kutzner, I., Trepczynski, A., Heller, M. O., and Bergmann, G., Knee adduction moment and medial contact force – facts about their correlation during gait. *PLoS ONE* 8(12): e81036. doi:10.1371/journal.pone.0081036, (2013)

Beitrag im Einzelnen: Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten.

**Publikation III:** Trepczynski, A., Kutzner, I., Bergmann, G., Taylor, W. R., and Heller, M. O., Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. *Arthritis & Rheumatology*: doi: 10.1002/art.38374, (2014)

Beitrag im Einzelnen: Studienplanung, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Anfertigen des Manuskriptes.

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden Hochschullehrerin

---

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

---



## Druckexemplare der ausgewählten Publikationen

**Publikation I:** Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W. R., Duda, G. N., Bergmann, G. and Heller, M. O., Patello-femoral joint contact forces during activities with high knee flexion. *J. Orthop. Res.*, 30: 408–415, (2012)

URL: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.21540>

**Publikation II:** Kutzner, I., Trepczynski, A., Heller, M. O., and Bergmann, G., Knee adduction moment and medial contact force – facts about their correlation during gait. *PLoS ONE* 8(12): e81036, (2013)

URL: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0081036>

**Publikation III:** Trepczynski, A., Kutzner, I., Bergmann, G., Taylor, W. R., and Heller, M. O., Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. *Arthritis & Rheumatology*, 66(5):1218-27, (2014)

URL: <http://dx.doi.org/10.1002/art.38374>

## **Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## Komplette Publikationsliste

Zachow, S., Gladilin, E., **Trepczynski, A.**, Sader, R., Zeilhofer, H.; 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery: experiences and results of surgery planning and volumetric finite-element soft tissue prediction in three clinical cases. CARS 2002 Computer Assisted Radiology and Surgery, pp 983-987 (2002)

Ehrig, R.M., Heller, M.O., Kratzenstein, S., Duda, G.N., **Trepczynski, A.**, Taylor, W.R.; The SCoRE residual: a quality index to assess the accuracy of joint estimations. J Biomech; 44(7):1400-1404, (2011)

**Trepczynski, A.**, Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W. R., Duda, G. N., Bergmann, G. and Heller, M. O.; Patello-femoral joint contact forces during activities with high knee flexion. J. Orthop. Res., 30: 408–415, (2012)

Kutzner, I., **Trepczynski, A.**, Heller, M. O., and Bergmann, G.; Knee adduction moment and medial contact force – facts about their correlation during gait. PLoS ONE 8(12): e81036. doi:10.1371/journal.pone.0081036, (2013)

Bergmann, G., Bender, A., Graichen, F., Dymke, J., Rohlmann, A., **Trepczynski, A.**, Heller, M.O., Kutzner, I.; Standardized loads acting in knee implants. PloS one; 9(1):e86035, (2014)

**Trepczynski, A.**, Kutzner, I., Bergmann, G., Taylor, W. R., and Heller, M. O.; Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. Arthritis & Rheumatology: doi: 10.1002/art.38374, (2014)

## Vorträge bei Kongressen

Trepczynski, A., Kutzner, I., Taylor, W.R., Duda, G.N., Bergmann, G., Heller, M.O.; Large Variations of Patello-Femoral Joint Contact Forces During Highly Demanding Activities; 17<sup>th</sup> Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), Edinburgh, UK, 2010.

Trepczynski, A., Kutzner, I., Taylor, W.R., Duda, G.N., Bergmann, G., Heller, M.O.; Computersimulationen und in vivo Messungen zeigen, dass die patello-femorale Kräfte beim Knie-TEP Patienten erheblich variieren; Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), Berlin, 2010.

Trepczynski, A., Kutzner, I., Taylor, W.R., Duda, G.N., Bergmann, G., Heller, M.O.; Large Variations of Patello-Femoral Joint Contact Forces During Highly Demanding Activities: Simulations and in vivo Measurements; 23<sup>rd</sup> Congress of the International Society of Biomechanics (ISB), Brussels, Belgium, 2011.

Trepczynski, A., Kutzner, I., Taylor, W.R., Bergmann, G., Heller, M.O.; Peak Knee Adduction Moments & Medial Contact Forces – Relations Across Subjects And Activities; 18<sup>th</sup> Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), Lisbon, Portugal, 2012.

Trepczynski, A., Kutzner, I., Taylor, W.R., Bergmann, G., Heller, M.O.; Das externe Knie Adduktionsmoment alleine erlaubt keine verlässliche Aussage über die mediale tibio-femorale Kontaktkraft: Eine Analyse über das Aktivitätsspektrum in 8 Patienten.; Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), Berlin, 2012.

Trepczynski, A., Kutzner, I., Bergmann, G., Heller, M.O., Pfitzner, T., Duda, G.N.; Sensitivität der Knie-Kontaktkraft bei Veränderungen der kinematischen und anatomischen Parameter; Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), Berlin, 2014.

## Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Adam Trepczynski, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *Die Bedeutung der Weichteile für die internen muskuloskelettalen Belastungen nach Knieendoprothese* selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

---

Unterschrift

## **Danksagung**

Die Durchführung der Messungen für diese Studie wäre ohne ein Team von engagierten Kollegen nicht möglich gewesen. Daher bedanke ich mich bei Ines Kutzner, sowie bei allen anderen, die an den Messungen und deren Auswertung beteiligt waren. Für Unterstützung beim Verfassen der Publikationen und dieser Arbeit bedanke ich mich bei meinem Betreuer Prof. Georg Bergmann und Prof. Markus Heller. Bei meiner Familie bedanke ich mich für ihr Verständnis dafür, dass diese Arbeit viel von meiner Zeit in Anspruch nahm.