

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München



Knietotalendoprothetik: Einfluss von Prothesendesign und -ausrichtung auf die Kinematik und Belastung des Kniegelenks

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Leandra Gabriele Bauer

aus
Schweinfurt

Jahr
2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Erster Gutachter: Prof. Dr. med. Arnd Steinbrück

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. Thomas Grupp




Dritter Gutachter: Prof. Dr. Sandra Utzschneider

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Priv.-Doz. Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing.
Matthias Woiczinski

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 03.03.2023

Affidavit

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
|  | LUDWIG- MAXIMILIANS- UNIVERSITÄT MÜNCHEN | Promotionsbüro Medizinische Fakultät |  |  |
| Eidesstattliche Versicherung | | | | |

Bauer, Leandra Gabriele

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Knietotalendoprothetik: Einfluss von Prothesendesign und -ausrichtung auf die Kinematik und Belastung des Kniegelenks

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, 06.03.2023

Leandra Bauer

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-------------|
| Affidavit..... | III |
| Inhaltsverzeichnis..... | IV |
| Abkürzungsverzeichnis..... | VI |
| Abbildungsverzeichnis..... | VII |
| Publikationsliste | VIII |
| 1. Beitrag zu den Veröffentlichungen | 1 |
| 1.1 Beitrag zur Publikation I | 1 |
| 1.2 Beitrag zur Publikation II | 1 |
| 2. Einleitung..... | 3 |
| 2.1 Wissenschaftlicher Hintergrund | 3 |
| 2.1.1 Das menschliche Kniegelenk..... | 3 |
| 2.1.2 Gonarthrose..... | 3 |
| 2.1.3 Knie Endoprothetik | 4 |
| 2.1.4 Kniekinematik und Einflussfaktoren | 8 |
| 2.1.5 Einfluss auf Patellarrückfläche | 10 |
| 2.1.6 Möglichkeiten der Prothesenausrichtung..... | 11 |
| 2.1.7 Biomechanische in vitro Untersuchungen..... | 12 |
| 2.2 Fragestellung und Ziel der Dissertation | 13 |
| 3. Zusammenfassung | 15 |
| 4. Abstract | 18 |
| 5. Publikation I..... | 22 |
| 6. Publikation II..... | 24 |
| 7. Literaturverzeichnis | 25 |

Danksagung..... 28

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------|---|
| TEP | Totalendoprothese |
| K-TEP | Knie-Totalendoprothese |
| MS | Medial stabilisiert |
| PS | Posterior stabilisiert |
| CR | Cruciate retaining |
| CS | Cruciate sacrificing |
| EPRD | Endoprothesenregister Deutschland |
| WB-DKB | Weight-bearing deep knee bend |
| SPR | Secondary Patellar Resurfacing |
| AA | Anatomische Ausrichtung/Anatomic Alignment |
| MA | Mechanische Ausrichtung/Mechanical Alignment |
| KA | Kinematische Ausrichtung/Kinematic Alignment |
| rKA | restriktiv Kinematische Ausrichtung/restricted Kinematic Alignment |

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1.** Beispiele für verschiedene Implantatdesigns; A. GMK Primary, posterior stabilisiert; B. GMK Sphere, medial stabilisiert; C. GMK Primary ultra kongruent; alle Implantate von Medacta International, Castel San Pietro, Switzerland [16].5
- Abbildung 2.** Projektion der medialen und lateralen Flexion Facetten Centers auf das Tibiaplateau von 5° Streckung bis 120° Beugung des Kniegelenks [31].9
- Abbildung 3.** Vergleich von mechanischer und kinematischer Prothesenausrichtung; A. Aufnahme einer Beinachse; B. Darstellung der Beinachse knöchern; C1. Mechanisches Alignment (MA); C2. Kinematisches Alignment (KA); modifiziert nach [42]. 12

Publikationsliste

Erstautorenschaften:

Bauer, L.; Woiczinski, M.; Thorwächter, C.; Müller, PE.; Holzapfel, BM.; Niethammer, TR.; J.-M. Simon J.-M. Influence of kinematic alignment on femorotibial kinematics in medial stabilized TKA design compared to mechanical alignment. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2022

Bauer, L.; Woiczinski, M.; Thorwächter, C.; Melsheimer, O.; Weber, P.; Grupp, T. M.; Jansson, V.; Steinbrück, A. Secondary Patellar Resurfacing in TKA: A Combined Analysis of Registry Data and Biomechanical Testing. *Journal of Clinical Medicine*. 2021, 10(6), 1227.

Bauer, L.; Kistler, M.; Steinbrück, A.; Ingr, K.; Müller, P.E.; Jansson, V.; Schröder, C.; Woiczinski, M. Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load. *Applied Science*. 2021, 11, 3161.

Co-Autorenschaften:

Woiczinski, M.; Lehner, C.; Esser, T.; Kistler, M.; Azqueta, M.; Leukert, J.; **Bauer, L.;** Kraft, E. Influence of Treadmill Design on Gait: Does Treadmill Size Affect Muscle Activation Amplitude? A Musculoskeletal Calculation With Individualized Input Parameters of Gait Analysis. *Frontiers in Neurology*. 2022; 13:830762

Biebl, J.; Azqueta-Gavaldon, M.; Wania, C.; Zettl, O.; Woiczinski, M.; **Bauer, L.;** Storz, C.; Bötzel, K.; Kraft, E. Resistance Training Combined with Balance or Gait Training for Patients with Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Pilot Study. *Parkinson's Disease*, 2022. 2022: p. 9574516.

Kongressbeiträge:

Bauer, L.; Thorwächter, C.; Steinbrück, A.; Jansson, V.; Traxler, H.; Holzapfel, B.; Woiczinski, M. Welcher posteriore tibiale Slope sollte bei einer MS Prothese verwendet werden? Eine experimentelle Studie. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin, Deutschland. 2022

Bauer, L.; Woiczinski, M.; Thorwächter, C.; Müller, PE.; Holzapfel, BM.; Niethammer, TR.; Simon, J.-M. How does kinematic alignment influence femorotibial kinematics in medial stabilised TKA compared to mechanical alignment? Congress of the European Society of Biomechanics, Porto, Portugal. 2022

Bauer, L.; Raicholt, E.; Woiczinski, M.; Müller, PE.; Santos, I. Development of a musculoskeletal model for the determination of muscle activity in the healthy shoulder. Congress of the European Society of Biomechanics, Porto, Portugal. 2022

Bauer, L.; Woiczinski, M.; Thorwächter, C.; Melsheimer, O.; Weber, P.; Grupp, TM.; Jansson, V. and Steinbrück, A. Secondary patellar resurfacing in TKA: A combined analysis of registry data and biomechanical testing. Congress of International Society of Arthroplasty Registries (ISAR), Copenhagen, Dänemark. 2021

1. Beitrag zu den Veröffentlichungen

1.1 Beitrag zur Publikation I

Für das Projekt der ersten Publikation wurden Versuche am Humanpräparat durchgeführt, dabei unterstützte ich bei den Vorbereitungen (Präparation der humanen Kniegelenkpräparate) und der Datenaufnahme. Die gewonnenen Daten befanden sich anschließend in einer Rohversion, welche von mir mittels eigens angefertigter MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) Skript aufgearbeitet wurden. Dazu wurden die Druckdaten des retropatellaren Sensors aufwendig automatisiert analysiert und eine eigene Auswertemethodik entwickelt. Anschließend stellte ich die Ergebnisse graphisch dar. Es folgte eine erste eigene Interpretation der Daten, welche anschließend in der Arbeitsgruppe diskutiert wurde. Für die Anfertigung des Manuskripts der Publikation führte ich eine Literaturrecherche durch, um den Stand des Wissens bezogen auf die Forschungsfrage darstellen zu können. Außerdem wurden Vergleichsdaten aus anderen Veröffentlichungen herangezogen, um meine Ergebnisse einordnen und diskutieren zu können. Ich fertigte die Erstversionen des Manuskripts für die Publikation an und arbeitete Kommentare und Hinweise der Ko-Autoren ein.

1.2 Beitrag zur Publikation II

Die hier aufgeführte zweite Publikation stellt einen Teil der Ergebnisse eines Forschungsprojektes dar. Das Projekt „In vitro Untersuchung für den Vergleich von mechanischer und kinematischer Kniegelenkprothesenausrichtung bei Implantation“ wurde gefördert durch das LMU interne Programm „Förderung Forschung und Lehre“. Bei der Erarbeitung des Förderprojektes waren meine Aufgaben den wissenschaftlichen Hintergrund des Projektes mit aktueller Literatur aufzuarbeiten und für den Forschungsantrag zu verschriftlichen. Weiter konnte ich meine Ideen beim Forschungsdesign miteinbringen. Der Zeitplan sowie der Finanzplan wurden ebenfalls von mir mitgestaltet. Mit Beginn des Forschungsprojektes übernahm ich eigenständig die Vorbereitung der (fresh-frozen) humanen Kniegelenkpräparate. Dazu mussten alle acht Präparate (proximales Femur bis distale Tibia) präpariert werden. Hierbei wurde nicht notwendiges Gewebe entfernt und die

Knochenlänge passend für den experimentellen Aufbau gekürzt. Folgend wurden in alle Humanpräparate zwei verschiedene Knie-Totalendoprothesen (medial stabilized und cruciate retaining Design) mit zwei verschiedenen Ausrichtungsmethoden (kinematisches und mechanisches Alignment) implantiert. Die Implantation erfolgte von einer Chirurgin, dabei übernahm ich die Assistenz. Die Testung am experimentellen Aufbau (Münchener Kniegelenkskinemator) wurde von meiner Seite technisch betreut. Nach Abschluss aller Experimente, wurden die aufgenommenen Kinematik und retropatellaren Druckdaten der Kniegelenke von mir ausgewertet. Dafür fertigte ich ein spezielles MATLAB Skript an, um die Auswertung so automatisiert wie möglich gestalten zu können. Anschließend bereitete ich die Ergebnisse für die Forschungsfrage graphisch auf, interpretierte sie und besprach sie anschließend im Expertenkreis. Ich übernahm einen Großteil der schriftlichen Anfertigung der Publikation. Auch hier erfolgte eine erneute Literaturrecherche, um unsere Ergebnisse inhaltlich einordnen und diskutieren zu können.

2. Einleitung

2.1 Wissenschaftlicher Hintergrund

2.1.1 Das menschliche Kniegelenk

Das Kniegelenk stellt das größte Gelenk im menschlichen Körper dar. Es setzt sich zusammen aus zwei Gelenken, wobei eines durch Femur und Tibia (Articulatio femorotibialis) und ein weiteres durch Femur und Patella (Articulatio femoropatellaris) gebildet wird. Die Kombination aus einem Scharnier- und Drehgelenk machen das Knie zu einem Trochoginglymus, einem Drehgleitgelenk [1]. Dadurch verfügt das Kniegelenk über sechs Freiheitsgrade. Flexion-Extension, Abduktion-Adduktion des Unterschenkels und Innen-Außenrotation des Unterschenkels bei flektiertem Gelenk bilden die drei Rotationsbewegungen. Weitere drei Translationsbewegungen werden durch die hintere-vordere Schublade, Distraction-Kompression des Gelenkes und mediale-laterale Translation ermöglicht [2]. Stabilität während verschiedener Bewegungen wird dem Gelenk durch dessen Bandapparat gegeben. Dieser lässt sich in ventrale, dorsale, zentrale sowie in die Kollateralbänder einteilen und schränkt Bewegungen in ihren Extremen ein [3]. Zusätzlich haben ventrale und dorsale Muskelgruppen an Ober- und Unterschenkel stabilisierende Effekte auf das komplexe Gelenk [4]. Weiter wird eine gleichmäßige Druckverteilung im Kniegelenk über die Form des medialen und lateralen Meniskus auf dem Tibiaplateau garantiert [3, 4]. Kräfte, die im femorotibialen Gelenk wirken, sind auf die Gewichtskraft, Bewegungskräfte des Körpers, sowie Bandspannungen und Muskelkräfte zurückzuführen [5].

2.1.2 Gonarthrose

Eine der häufigsten Erkrankungen des Kniegelenks ist die Gonarthrose [6]. Diese kennzeichnet sich durch einen zunehmenden Abbau des hyalinen Knorpels. Beginnend mit einem gestörten Gleichgewicht des Knorpelfaserstoffwechsels folgt eine Degeneration des Knorpelgewebes. Damit einhergehend kommt es zwar zunächst zur reaktiven Neubildung von Knorpelgewebe, dieser ist jedoch deutlich weniger widerstandsfähig und kann den Belastungen nur vermindert standhalten

[7]. Im späteren Verlauf erfolgt eine vollständige Zerstörung des Knorpelgewebes, wodurch der angrenzende Knochen mit der Bildung von Osteophyten und subchondraler Sklerose reagiert. Folgen in diesem Stadium für den Patienten sind Schmerzen, Bewegungseinschränkungen im Gelenk sowie Schwellung, Überwärmung und ein Spannungsgefühl [8]. Die Prävalenz von Arthrose in Deutschland wurde in einer vom Robert-Koch-Institut geleiteten Studie untersucht. Dabei gaben 17,9 % der Erwachsenen an in den letzten 12 Monaten von Arthrose betroffen zu sein. Dabei sind Frauen häufiger betroffen als Männer (21,8 % zu 13,9 %). Diese Prävalenz steigt mit dem Alter deutlich an. Bei der Altersgruppe >65 Jahren sind fast die Hälfte aller Frauen (48,1 %) und etwa ein Drittel der männlichen Bevölkerung (31,2 %) betroffen [9]. Die Behandlung kann zunächst konservativ erfolgen. Dabei fokussiert sich die medikamentöse Therapie vor allem auf die Schmerzlinderung. Mit einer nicht-medikamentösen Therapie, wie es die physikalische Therapie darstellt, kann zwar kein direkter Einfluss auf die Pathophysiologie der Erkrankung genommen werden, da die Degeneration des hyalinen Knorpels nicht aufgehalten werden kann, jedoch bringt die Bewegung einer solchen Therapie positiven Einfluss auf die Schmerzsymptomatik, Beweglichkeit und Kraft mit sich [10]. Kann allerdings die konservative Therapie keinen positiven Effekt auf die Einschränkung der Lebensqualität erzielen, bleibt als operatives Verfahren die Möglichkeit des Gelenkflächenersatzes.

2.1.3 Knie Endoprothetik

Die Möglichkeiten der Endoprothetik am Kniegelenk sind vielseitig. Ist nur ein tibiofemorales Kompartiment von Schädigungen betroffen, kann eine unikon-dyläre Prothese (medial oder lateral) implantiert werden. Diese Teilendoprothese hat die Vorteile eines weniger-invasiven Eingriffes und einer hohen Patientenzufriedenheit verglichen zu Totalendoprothesen [11-13], bringt aber auch Nachteile wie geringere Standzeiten mit sich [14]. Umfasst das Ausmaß des Gelenkschadens beide Kompartimente ist ein vollständiger Oberflächenersatz (Knie totalendoprothese – K-TEP) das Mittel der Wahl. Ein Vorteil der bikompartimentellen Endoprothesen stellt die größere Verankerungsfläche dar. So kann zusätzliche Stabilität über knöcherne Lager erfolgen [15]. Die K-TEP umfasst den Ersatz des distalen femoralen Kompartiments, sowie des proximalen tibialen Kompartiments

(Tibiaplateau). Dabei wird als Gleitlager zwischen den metallischen Gelenkflächen (Femur und Tibia) meist ein Polyethylen (PE) Inlay verwendet. Die verschiedenen Prothesendesigns unterscheiden sich in ihrer Kongruenz und dem Ausmaß der gegebenen Stabilisierung anhand des PE Inlays (siehe Abbildung 1). Neben kreuzbanderhaltenden („cruciate retaining“ – CR), -ersetzende („posterior stabilized“ – PS) oder ohne Erhalt der Kreuzbänder („cruciate sacrificing“ – CS), gibt es auch das medial stabilisierte (MS) System. Das PE Inlay für ein CR System ist durch eine Aussparung im posterioren Bereich für das hintere Kreuzband gekennzeichnet. Beim PS System befindet sich in diesem Bereich ein Zapfen, der mit einem Kasten in der Femurkomponente interagiert (im englischen post-cam mechanism) und somit für die nötige Stabilität und Kinematik sorgt [2]. Zusätzlich kann bei größeren Schäden oder einer Achsenkorrektur auf gekoppelte oder Varus-Valgus stabilisierenden Prothesen zurückgegriffen werden.

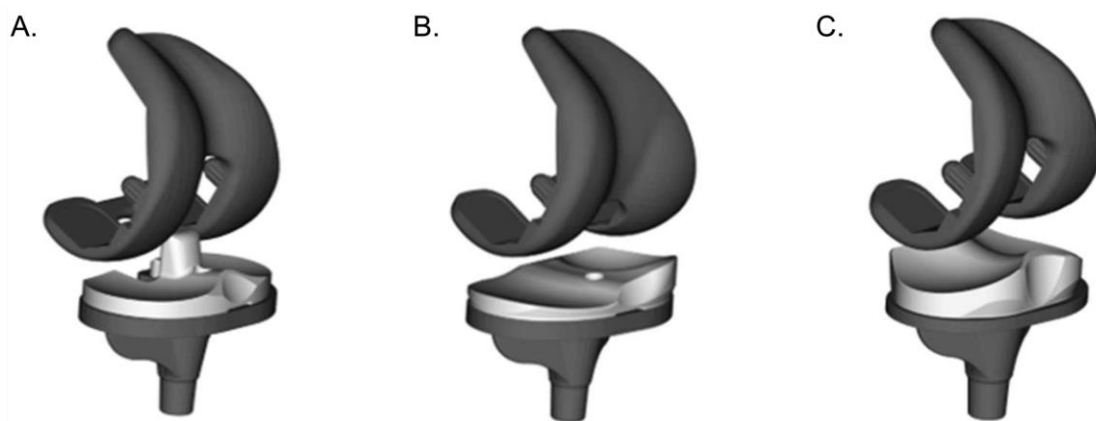


Abbildung 1. Beispiele für verschiedene Implantatdesigns; A. GMK Primary, posterior stabilisiert; B. GMK Sphere, medial stabilisiert; C. GMK Primary ultra kongruent; alle Implantate von Medacta International, Castel San Pietro, Switzerland [16].

2.1.3.1 Erstimplantationen am Kniegelenk

Seit 2012 erfasst das Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) Zahlen über die endoprothetische Versorgung an Knie- und Hüftgelenken. Seitdem stieg die Anzahl an Kliniken, die sich am EPRD beteiligen, rasant an. Im Jahr 2019 konnte das EPRD 70 % der Gesamtversorgung (Knie- und Hüft-TEPs) in Deutschland abdecken [17]. Damit stellt das EPRD mit der ausführlichen Dokumentation und einer immensen Produktdatenbank einen großen Gewinn für die Qualitätssicherung der endoprothetischen Versorgung dar. Durch eine detaillierte Analyse der erfassten Daten können im Jahresbericht Versorgungsart sowie Standzeiten und

Ausfallwahrscheinlichkeiten der Implantate dargestellt und der Öffentlichkeit zugänglich gemacht werden.

Mit der 2020 beginnende Covid-19 bedingten Pandemie und dem damit verbundenen Lockdown wurden auch im orthopädischen Bereich weniger Elektiveingriffe durchgeführt. Dies macht sich in den aktuellen Zahlen aus 2020 (EPRD Jahresbericht 2021) bemerkbar. Für das Jahr 2019 wurden 124.677 Erstimplantationen dokumentiert, wohingegen im Jahr 2020 mit 111.365 primär Implantationen ein Abfall von 10,7 % zu verzeichnen war [17, 18]. Deshalb werden folgend Zahlen für das Versorgungsjahr 2019 (Jahresbericht 2020) herangezogen.

Für die Erstimplantationen am Kniegelenk lag das Durchschnittsalter bei 69 Jahren und 60,2 % der Patienten waren weiblich, zusätzlich wurde ein durchschnittlicher BMI von etwa 30 Punkten gemessen. Von den gesamten Erstimplantationen wurde bei 13,5 % nur eine Kondyle des Femurs ersetzt (Unikondyläre Knieprothese). Bei den K-TEPs werden zum Großteil (94,6 %) Standardsysteme verbaut. Das bedeutet, dass nur selten gekoppelte-Systeme wie achsgeführte oder Varus-Valgus stabilisierte Prothesen verwendet werden. In Deutschland werden hauptsächlich CR Systeme implantiert (42,9 %). In 19,0 % der Fälle wird auf ein PS- und bei 2,1 % auf ein medial Pivot bzw. MS System zurückgegriffen [17, 19].

Es wird davon ausgegangen, dass die Anzahl von Erstimplantationen in den nächsten Jahren weiter steigen wird. Rupp et al. (2020) führten dazu eine Studie durch, bei der sie die Tendenz von Hüft- und Knieprothesen von 2016 bis 2040 vorausschauend analysierten. Dazu motivierte der Hintergrund, dass die Bevölkerung durch den demographischen Wandel immer älter wird und gleichzeitig die Anforderungen an die körperliche Funktionalität hoch sind. Die Arbeitsgruppe geht davon aus, dass die Inzidenz für eine K-TEP von 245/100.000 Einwohner auf 379/100.000 Einwohner wachsen wird. Folglich wird erwartet, dass die Gesamtzahl von primären K-TEPs um 45 % steigen wird [20]. Gleichzeitig werden wohl auch immer mehr jüngeren Patienten auf einen Ersatz der Gelenkoberflächen angewiesen sein [20, 21].

Diese Berechnungen verdeutlichen den Bedarf von Forschung und Entwicklung in diesem Bereich. Besonders da immer noch ein zu hoher Anteil der Patienten nach einer K-TEP unzufrieden ist. In der Literatur werden zahlen zwischen 15 %

[22] und 19 % [23] angegeben. Dabei scheint die Ursache der Unzufriedenheit multifaktoriell zu sein. Bei den pre-operativen Faktoren spielen Depressionen, Rückenschmerzen, sowie das weibliche Geschlecht eine Rolle, während als peri-operative Risiken eine Gelenk Laxität sowie der Slope der anterioren tibialen Komponente und ein größerer femoraler Valgus Winkel identifiziert wurden. Negativ beeinflussende Faktoren post-operativ scheinen unter anderem eine schlechte Kniestabilität und eine vermehrte Steifigkeit zu sein [24]. Eine Studie versuchte Faktoren zu einem frühen Zeitpunkt zu identifizieren, die im longitudinalen Verlauf eine Unzufriedenheit vorhersagen können. Dabei konnten bereits in den ersten sechs Wochen nach Operation Risiken, wie z.B. die vom Patienten wahrgenommene Gelenkfunktion und die Schmerzintensität, erkannt werden [25]. Daraus lässt sich schließen, dass medizinisches Personal womöglich zu einem frühen Zeitpunkt eingreifen könnte, um durch Interventionen eine Unzufriedenheit zu verhindern. Eine Möglichkeit könnte sein, eine auftretende Depression nach einer K-TEP therapieren zu lassen [26]. Diese Möglichkeiten beziehen sich meist auf eine post-operative Beeinflussung der Behandlung, um eine Zufriedenheit der Patienten sicher zu stellen und behandeln damit patienten-bezogene Faktoren. Weiter lassen sich auch Faktoren identifizieren, die den Chirurgen beziehungsweise das Krankenhaus, in dem der Patient behandelt wird, mit in Verbindung bringen. Zuletzt beeinflusst auch das ausgewählte Implantat den Erfolg einer Operation [27]. Die beschriebenen Schmerzen bei unzufriedenen Patienten nach einer K-TEP werden in fast 90 % der Fälle im anterioren Bereiches des Kniegelenks berichtet. Dabei werden als Ursache Pathologien der Patella oder Instabilitäten beschrieben [28].

2.1.3.2 Revisionsoperationen am Kniegelenk

Nach aktuellen Zahlen des EPRDs wurden im Jahr 2020 13.767 Revisionen am prothetisch versorgten Kniegelenk durchgeführt. Hauptgrund hierfür stellten die aseptischen Lockerungen dar, gefolgt von Infektionen, die zu einer Entfernung des primären Implantats führten [19]. Als weitere Ursachen sind Instabilitäten des Gelenkes sowie Patella Probleme zu nennen [29].

Die Standzeit eines Implantats hängt unter anderem von dem System ab, wobei eine Standard K-TEP eine geringere Ausfallwahrscheinlichkeit mit sich bringt als

gekoppelte K-TEPs. Bei den Standard K-TEPS wiesen zuletzt CR Design Varianten geringere Revisionsraten auf, als andere Standard Varianten [19]. Neben Implantat-bezogene Faktoren, gibt es auch weitere Einflussvariablen, die beachtet werden sollten. Zum einen sinkt mit zunehmendem Alter das Risiko für einen Ausfall des Gelenkersatzes, zum anderen benötigen weibliche Patienten weniger häufig eine Revisionsoperation. Wobei allerdings weitere patientenbezogene Faktoren einen Einfluss auf die Wahrscheinlichkeit einer erneuten Operation haben, z.B. ein erhöhter BMI oder vermehrtes Auftreten von Komorbiditäten [19]. Hinzugefügt scheint es eine Rolle zu spielen, wie hoch die Behandlungszahlen von K-TEP Patienten in dem jeweiligen Krankenhaus sind. Wird die Operation in einer Einrichtung vorgenommen, die mehr als 500 primäre Knieversorgungen pro Jahr durchführt, sinkt die Wahrscheinlichkeit für einen Ausfall der Prothese verglichen zu Häusern, die weniger als 200 primäre K-TEPs operieren (4 % vs. 3 % nach 5 Jahren) [19].

2.1.4 Kniekinematik und Einflussfaktoren

Ein großer Faktor für ein erfolgreiches Outcome nach Implantation ist die Prothesenauswahl. Nicht zuletzt auch weil das Knie über eine hohe Inter-Individualität verfügt, stellt die Wahl der richtigen Prothese eine Herausforderung dar [30]. Übergeordnetes Ziel einer K-TEP ist die Wiederherstellung der natürlichen Gelenkinematik sowie -stabilität, welche von verschiedenen Prothesensystemen, sowie deren Ausrichtung während der Implantation beeinflusst werden. Dazu ist zunächst ausreichendes Wissen über die natürliche Kinematik des femorotibialen Gelenks notwendig. Dazu gibt es verschiedene Studien, die die Kinematik meist während einer gewichtsbelasteten tiefen Kniebeuge (weight-bearing deep knee bend – WB-DKB) oder während des Gehens untersuchten. Freeman und Pinskerova (2005) beschrieben die Bewegung des nativen femorotibialen Gelenks mit Abbildung 2. Während der Flexionsbewegung im Kniegelenk (bis 120°) zeigt sich bei der Projektion der medialen und lateralen Flexion Facetten Centers auf das Tibiaplateau eine Rotationsbewegung um einen medialen Punkt [31]. Angerame et al. (2019) fassten in einem systematischen Review die Kinematik bei Gesunden und nach Implantation einer K-TEP zusammen. Sie kamen zu dem Ergebnis,

dass bei nicht-implantierten Kniegelenken am häufigsten eine Innenrotation der Tibia in Bezug zum Femur während einer WB-DKB erfolgt.

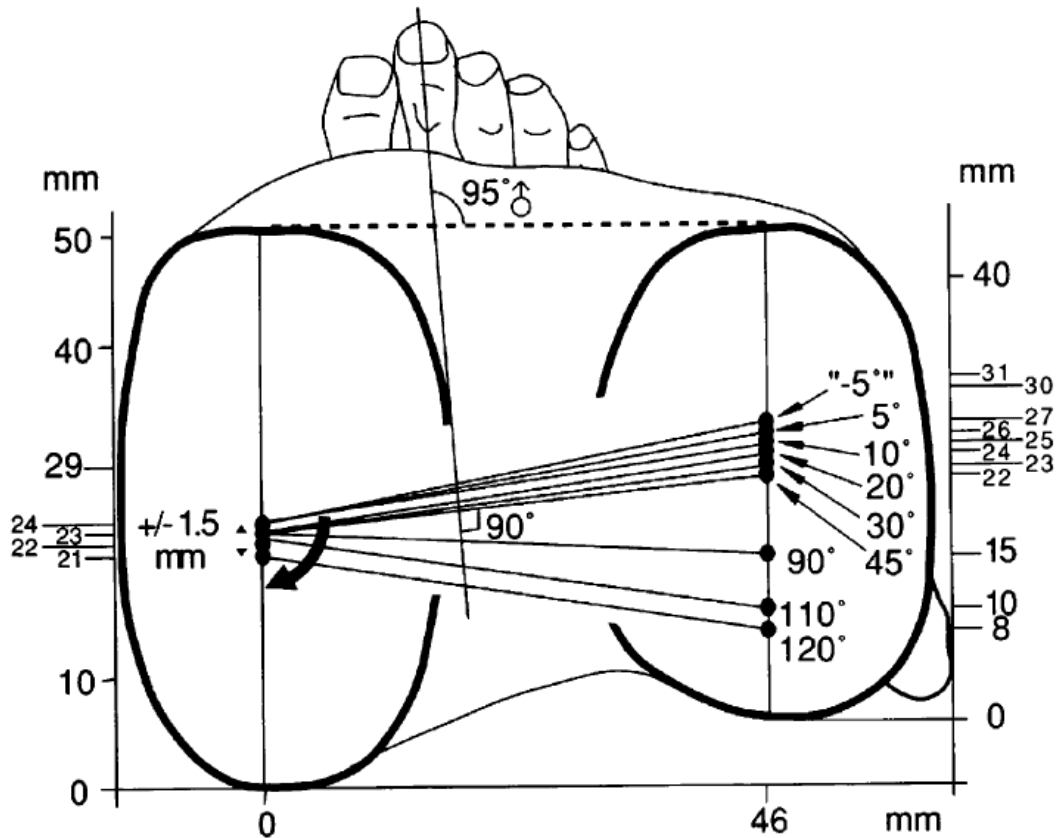


Abbildung 2. Projektion der medialen und lateralen Flexion Facetten Centers auf das Tibiaplateau von 5° Streckung bis 120° Beugung des Kniegelenks [31].

Außerdem führt eine WB-DKB zu einer größeren anterioren-posterioren (AP) Translation, als beim Gehen [32]. Alesi et al. (2020) zeigten eine Korrelation zwischen der AP-Bewegung einer MS K-TEP und dem funktionellen Ergebnis von 18 Patienten. Bei Aktivitäten wie Sit to Stand zeigten 70 % der Patienten einen medialen tibiofemorale Rotationspunkt der Femurkondyle. Gleichzeitig konnte eine Korrelation zwischen dem Vorhandensein eines medialen Rotationspunktes und einem höheren postoperativen Score (KSS und Oxford Score) nachgewiesen werden [33].

Die Arbeitsgruppe um Bergmann entwickelten eine instrumentierte Prothese, um auftretende Gelenkkräfte in vivo messen zu können und implantierte diese bei sechs Probanden (Daten frei zugänglich unter www.orthoload.com). Kutzner et

al. (2010) untersuchten bei diesen Probanden die Kräfte während Aktivitäten des täglichen Lebens. Dabei wurden die höchsten Spitzenkräfte beim Treppen Absteigen (346 % des Körpergewichts), gefolgt von Treppe Aufsteigen (316 % des Körpergewichts) gemessen. Beim Gehen auf einer flachen Ebene wurden etwas geringere Spitzenkräfte gemessen (261 % des Körpergewichts), ebenso wie bei einer Kniebeuge (253 % des Körpergewichts) [34]. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass die Belastung des medialen Kompartiments höher als die des lateralen Anteils ist [35]. Taylor et al. (2017) ergänzten anschließend das Wissen über die kinematischen Gegebenheiten bei dieser Patientengruppe durch die Anwendung einer bewegten Fluoroskopie (CAMS-Knee Projekt). Darauf basierend konnten bereits verschiedene Fragestellungen beantwortet werden. So konnte gezeigt werden, dass die femorotibiale Kinematik nicht allein mit der Lastverteilung verknüpft ist, was bedeutet, dass eine mediale Belastung des Knies nicht zwangsläufig bedeutet, dass der Drehpunkt medial liegt [36]. Weiterhin konnte der Zusammenhang der dynamischen Gelenklinie mit der medio-lateralen Knielastverteilung untersucht werden [37].

Bei dem Vergleich weiterer Prothesensysteme konnte bereits festgestellt werden, dass ein PS Design eine Translation der medialen und lateralen Femurkondyle in posteriore Richtung erzwingt, wohingegen ein MS Design eine Kombination von lateraler Translation nach posterior mit einem medialen Rotationspunkt ermöglicht [38]. Wobei sich hier auch Unterschiede innerhalb eines Systems zwischen verschiedenen Herstellern zeigen [39].

2.1.5 Einfluss auf Patellarrückfläche

Neben dem Design gibt es noch weitere Implantat bezogene Faktoren, die die Kinematik, aber auch den retropatellaren Druck beeinflussen können. Immer wieder wird diskutiert, ob die Rückfläche der Patella bei der primären Implantation eine K-TEP ersetzt werden soll. Hierbei gibt es landesübergreifende Unterschiede. Im US amerikanischen Raum werden mehr als 90 % der Erstimplantationen mit Patellarersatz durchgeführt [40]. Wohingegen in Deutschland 88,2 % Patienten einer primären K-TEP kein Patellarersatz erhalten [18]. Jedoch erfolgt bei 12,9 % im Rahmen eines Wechsel- oder Ergänzungseingriffes ein sekundärer Ersatz der Patella bzw. des Inlays.

2.1.6 Möglichkeiten der Prothesenausrichtung

Ein weiterer Einflusspunkt auf das funktionelle Ergebnis nach einer K-TEP stellt die Ausrichtungsmethode der Prothese dar. Dabei kann zwischen Anatomischer Ausrichtung (AA), Mechanischer Ausrichtung (MA), Kinematischer Ausrichtung (KA) oder auch restriktiv Kinematischer Ausrichtung (rKA) unterschieden werden. Die Anwendung der AA Technik wird in der Literatur auch als systematischer Ansatz beschrieben, da hier die systematisch schräge Gelenklinie (2-3° Valgus) in Bezug zur mechanischen Achse des Beins als Ausrichtung genutzt wird. Verglichen dazu nutzt die MA Technik die tatsächliche mechanische Achse und setzt den proximalen Tibiaschnitt senkrecht dazu an. Der distale Femurschnitt erfolgt in 6° Valgus zur anatomischen Femurachse. Dies resultiert in einem geraden Bein, unabhängig von der prä-arthrotischen Deformität [41]. Wobei bei der kinematischen Ausrichtung (KA) hingegen ein dreidimensionaler Ansatz verfolgt wird. Ziel ist es den konstitutionellen Zustand des Patienten wiederherzustellen. Dabei wird das Implantat anhand der natürlichen Kniegelenksachsen unter Berücksichtigung der individuellen Anatomie des Patienten positioniert [41, 42] (siehe Abbildung 3). Ein Kompromiss der Ausrichtungsmethodik von MA und KA ist das rKA. Dieses wird angewandt, wenn Patienten eine erhebliche Deformität bzw. Schiefstellung des Beines aufweisen. Dabei werden die Knochenschnitte so

angepasst, dass weniger als 5° Schiefstellung in der frontalen Gelenklinie erzeugt wird [43].

2.1.7 Biomechanische in vitro Untersuchungen

Die beschriebenen Aspekte zeigt die Bandbreite der endoprothetischen Versorgung am Kniegelenk. Es gibt verschiedene Möglichkeiten, einzelne Parameter und deren Einfluss auf retropatellaren Druck sowie Gelenkkinematik zu untersuchen. Die tatsächlich resultierenden Gelenkkräfte können nur durch instrumentierte Prothesen, wie bei der Arbeitsgruppe um Bergmann, gemessen werden. Dies ist folglich nicht mit jedem Prothesendesign durchführbar. Deshalb stellen in vitro Untersuchungen an humanen Präparaten und die Simulation von Bewegungen an Prüfmaschinen bis heute einen großen Bestandteil in der biomechanischen Forschung dar. Dafür wurde an der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Münchner Kniegelenkskinemator entwickelt [44]. Der Kinemator verfügt über 6 Freiheitsgrade und führt eine aktive, gewichtsbelastete Kniebeugung von 30° bis 130° Flexion mit einer Geschwindigkeit von 3°/s durch. Es wird eine konstante Bodenreaktionskraft von 50 N aufgebracht, indem die Bewegung aktiv

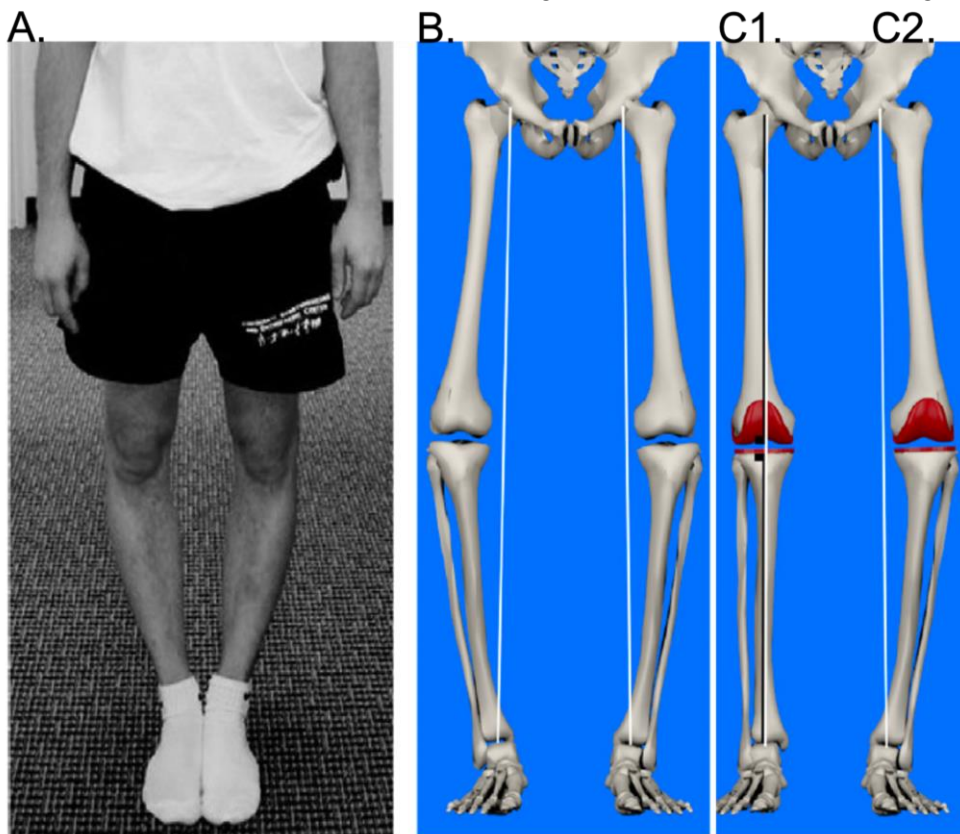


Abbildung 3. Vergleich von mechanischer und kinematischer Prothesenausrichtung; A. Aufnahme einer Beinachse; B. Darstellung der Beinachse knöchern; C1. Mechanisches Alignment (MA); C2. Kinematisches Alignment (KA); modifiziert nach [42].

durch die Kraft des M. rectus femoris gesteuert wird. Die Muskelkräfte des Vastus medialis, des Vastus lateralis, des Semitendinosus und des Biceps femoris werden mit 2 kg schweren Gewichten an den Sehnen simuliert. Die Kraft des M. rectus femoris wird über einen Sensor an der Sehne gemessen (8417-6002 Burs-ter, Gernsbach, Deutschland).

Müller et al. (2009) untersuchten an einem ähnlichen Knie-Kinemator den Einfluss der aufgebrachten Bodenreaktionskraft (BRK) während einer Flexion des Kniegelenks auf die resultierende Kinematik. Dabei simulierten sie zu Beginn keine BRK (non weight-bearing) und steigerten diese anschließend von 25 N bis hin zu 250 N. Bei der Betrachtung der Gelenkinematik zeigte sich, dass vor allem die Innenrotation der Tibia von der Gewichtskraft abhängt. Der größte Unterschied war zwischen non weight-bearing und weight-bearing Simulation zu sehen. Zwischen den verschiedenen aufgebrachten Kräften (25-250 N) änderten sich lediglich die Absolutwerte, jedoch nicht der Verlauf der Kinematik über den Beugezyklus. Damit schlussfolgern sie, dass das Applizieren von Teilen des Körpergewichts ausreichend ist, um klinische Fragestellungen mit humanen Präparaten zu untersuchen [45].

2.2 Fragestellung und Ziel der Dissertation

Das übergeordnete Ziel der Forschung im Bereich von K-TETs ist eine Verbesserung der Patientenzufriedenheit nach erfolgter Implantation. Dabei spielen Prothesendesign sowie die Ausrichtung eine wichtige Rolle. In vitro Untersuchungen an Humanpräparaten sind notwendig, um ein Verständnis über femorotibiale und patellofemorale Kinematik sowie retropatellaren Druck gewinnen zu können. Hierbei gibt es immer noch Bedarf an weiteren Untersuchungen. Im Rahmen dieser Dissertation wurden zwei Fragestellungen genauer betrachtet.

Zum einen stellte sich die Frage, wieso ein bestimmtes PS Design verglichen zum CR System nach primärer Versorgung vermehrt eine Ergänzungsoperation mit Ersatz der Patellarückfläche (sekundärer Patellarückflächenersatz) benötigt. Welche Faktoren spielen hierbei eine Rolle? Es wird hypothesiert, dass die Kombination von Registerdaten (EPRD) zusammen mit biomechanischen in vitro Untersuchungen am Humanpräparat einen Mehrwert zur Aufklärung prothesenbezogener Unterschiede liefern kann.

Zum anderen sollte in einem zweiten Teil der Dissertation der Einfluss der Prothesenpositionierung im Sinne der intraoperativen Ausrichtung auf die femorotibiale Kinematik des Kniegelenks untersucht werden. Prothesensysteme mit einem MS Design bekommen vermehrte Aufmerksamkeit. Allerdings gibt es bisher wenig Daten über die Kombination verschiedener Ausrichtungsmethoden (KA und MA) im Zusammenhang mit einem MS Design Implantat. An dieser Stelle soll beantwortet werden, wie die femorotibiale Kinematik bei einem MS Design durch die Implantation mit mechanischer oder kinematischer Ausrichtung beeinflusst wird.

3. Zusammenfassung

Nach dem Hüftgelenk ist das Kniegelenk das zweithäufigste Gelenk, in das ein Implantat eingesetzt wird. Nach Zahlen des EPRDs wurden im Jahr 2019 fast 125.000 Erstimplantationen dokumentiert [17]. Allerdings zeigen Studien zur Untersuchung der Patientenzufriedenheit nach einer K-TEP, dass bis zu 20 % unzufrieden mit dem Ergebnis sind [22, 23, 46-48]. Folglich ist es übergeordnetes Ziel der Forschungsarbeiten im endoprothetischen Bereich, das funktionelle Ergebnis nach Implantation einer K-TEP zu optimieren. Dabei konnte die Bandbreite vergangener Studien zeigen, dass die Ursache für die Unzufriedenheit der Betroffenen multifaktoriell zu sein scheint. Betrachtet man den Einflussfaktor des Implantates, spielen Design der Prothese sowie Ausrichtung dieser eine entscheidende Rolle. Im Rahmen der vorliegenden Dissertation sollte zum einen das Prothesendesign (PS und CR System) in Bezug auf die Ergänzungswahrscheinlichkeit eines sekundären Patella Rückflächenersatzes untersucht werden. Im zweiten Teil der Arbeit wurde der Einfluss der Ausrichtungsmethode – mechanisch oder kinematisch – in Bezug auf ein MS System analysiert.

Eine Analyse der Registerdaten des EPRDs zeigte, dass ein PS System eine höhere Wahrscheinlichkeit für eine Ergänzungs-OP mit Ersetzung der Patellarückfläche aufwies, verglichen zum CR Design des gleichen Herstellers (3,2 % vs. 1,0 % Ergänzungswahrscheinlichkeit nach vier Jahren). Ein häufiger Grund für einen sogenannten sekundären Retropatellarersatz ist der anteriore Knieschmerz. Es wurde somit hypothesiert, dass ein PS System im Vergleich zum CR System zu einem erhöhten retropatellaren Druck und einer geringeren retropatellaren Kontaktfläche führt. Dazu wurde erstmals eine biomechanische, experimentelle Studie mit einer Analyse des Patientenkollektivs, welches mit den gleichen Implantaten versorgt wurde, anhand der EPRD Daten kombiniert. Für den experimentellen Studienteil wurden in insgesamt acht Humanpräparate eine Totalendoprothese jeweils mit PS- und CR Design implantiert (Kohorte 1). Die Präparate wurden am etablierten Münchner Kniegelenkskinemator während einer aktiven, gewichtsbelasteten Kniebeuge getestet. Dabei wurden der retropatellare Druck sowie die Kniegelenkskinematik gemessen. In der Darstellung einer Kohorte 2 wurde registerbasiert das Patientenkollektiv analysiert, welches genau mit die-

sem PS- und CR Design versorgt wurde. In den Ergebnissen konnten keine signifikanten Unterschiede in Alter und Geschlecht der Kohorte 2 gefunden werden. Deutlich zeigte sich ein Unterschied der Anzahl der Implantationen innerhalb eines Jahres, wobei das PS System deutlich seltener implantiert wurde. Die biomechanische Untersuchung (Kohorte 1) konnte keinen erhöhten retropatellaren Druck beim PS Design darlegen. Allerdings zeigte sich eine geringere Kontaktfläche der Patella verglichen zum CR System sowie zusätzlich eine geringere benötigte Kraft des M. rectus femoris in tiefer Kniebeuge. Bezüglich der Kinematik wurde eine erhöhte anteriore Translation der Tibia (femorales Rollback) und ein stärkerer Tilt der Patella nach external beim PS System gemessen. Die Analyse der retropatellaren Druckbilder zeigte einen vermehrten Facettendruck an der Patella beim PS Design verglichen zum CR System. Abschließend kann zusammengefasst werden, dass eine multifaktorielle Ursache für die höheren Raten eines sekundären Retropatellarersatzes vorzuliegen scheint und nicht ein erhöhter retropatellarer Druck des Systems ursächlich ist.

Im zweiten Teil wurde im Rahmen einer experimentellen Studie der Einfluss der Prothesenausrichtung untersucht. Neben dem mechanischen Alignment (MA), was in früheren Jahren federführend operiert wurde, findet seit einigen Jahren das kinematische Alignment (KA) immer mehr Anwendung. Einige Studien verglichen diese beiden Ausrichtungsmethoden bereits an PS- oder CR Systemen, jedoch wurde bisher wenig der Einfluss der Ausrichtung auf ein MS System untersucht. Ziel dieser Studie war es innerhalb desselben Präparates den Einfluss von MA und KA mit Hinblick auf die femorotibiale Kinematik zu untersuchen. Dazu wurden acht Humanpräparate am Münchner Kniegelenkskinemator mit einer aktiven, gewichtsbelasteten Kniebeuge analysiert. Nach Messung der nativen Situation wurde in dasselbe Präparat zunächst eine MS Prothese mit KA und anschließend mit MA implantiert und die femorotibiale Kinematik gemessen. Es resultierte eine stärkere Innenrotation der Tibia beim KA verglichen zum MA. Die Projektion der Facetten Flexionspunkte des Femurs auf die Tibia zeigte einen deutlicheren medialen Rotationspunkt beim KA. Beide Ausrichtungsmethoden erzeugten ein femorales Rollback während der Kniebeuge. Es konnte geschlussfol-

gert werden, dass die Kombination aus stärkerer Innenrotation und eines präziseren medialen Drehpunktes des Femurs die Reproduktion einer physiologischen Kinematik bei der Implantation eines MS System unterstützen kann.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Ursachen für unterschiedliche Ergänzungswahrscheinlichkeiten, wie in Studie 1 dargestellt, nicht auf eine alleinige Ursache zurückgeführt werden können. Das funktionelle Ergebnis für den einzelnen Patienten ist stets multifaktoriell bedingt. Neben Auswahl des Prothesendesigns – wie die hier verwendeten PS, CR oder MS Systeme – scheint auch die Wahl der Ausrichtungsmethode – mechanisch oder kinematisch – für das Ergebnis entscheidend. Die zweite Studie zeigt, dass bei einem MS Design auch eine kinematische Ausrichtung erfolgen kann. Die Reproduktion einer physiologischen Kniegelenkskinematik, was für den Patienten in einem physiologischen Gangbild resultieren kann, spielt im Themenfeld der Kniegelenksendoprothetik eine entscheidende Rolle. Für die Zukunft ist es notwendig, an dieser Stelle noch weitere Untersuchungen durchzuführen, die auch die Kombination von verschiedenen Systemdesigns mit den Ausrichtungsmethoden analysiert.

4. Abstract

After the hip joint, the knee joint is the second most common joint to be replaced with an implant. According to numbers from the EPRD, nearly 125,000 initial implantations were documented in 2019 [17]. However, studies investigating patient satisfaction after total knee arthroplasty (TKA) show that up to 20 % are dissatisfied with the outcome [22, 23, 46-48]. Consequently, the overarching goal of research in the arthroplasty field is to optimize the functional outcome after implantation of a TKA. In this context, the range of past studies could show that the cause for the dissatisfaction of the patients seems to be multifactorial. Considering the influencing factor of the implant, the design of the prosthesis as well as its alignment play a decisive role. In this dissertation, the design of the prosthesis (PS- and CR System) was investigated in relation to the probability of a secondary patellar resurfacing. In the second part of this study, the influence of the alignment method - mechanical or kinematic - in relation to an MS System was analyzed.

An analysis of the registry data of the EPRD showed that a PS System has a higher probability of leading to a supplementary surgery with resurfacing of the patella compared to the CR Design of the same manufacturer (3.2 % vs. 1.0 % probability of supplementation after four years). A common reason for the so-called secondary patellar resurfacing is anterior knee pain. Thus, it was hypothesized that a PS System results in increased patellar pressure and decreased patellar contact area compared to a CR System. For this purpose, a biomechanical experimental study was combined for the first time with an analysis of the patient population treated with the same implants using EPRD data. For the experimental part of the study, the PS- and CR Designs were implanted in a total of eight human specimens (cohort 1). The cadavers were tested on the established Munich Knee Rig during active, weight-bearing knee flexion. Patellar pressure, as well as knee joint kinematics were measured. In the presentation of a cohort 2, register-based analysis was performed on the patient collective that was treated with exactly this PS and CR Designs. No significant differences in age and gender of cohort 2 could be found in the results. There was a clear difference in the number of implantations, with the PS system being implanted significantly less frequently. The

biomechanical examination (cohort 1) could not show an increased patellar pressure with the PS Design. However, a lower contact area of the patella compared to the CR System and additionally a lower required force of the rectus femoris muscle in deep knee flexion were observed. Regarding kinematics, an increased anterior tibial translation, and a greater external tilt of the patella were measured in the PS System. Analysis of the patellar pressure images showed increased facet pressure in the PS Design compared to the CR System. In conclusion, the higher rates of secondary patellar resurfacing seem to have a multifactorial cause instead of only being induced by an increased patellar pressure.

In the second part, the influence of prosthesis alignment was investigated in an experimental study. In addition to mechanical alignment (MA), which was the leading method in earlier years, kinematic alignment (KA) has been used more and more in recent years. Some studies already compared these two alignment methods on PS or CR Systems, but little has been done to investigate the influence of alignment on a medial stabilizing (MS) system. The aim of this study was to investigate the influence of MA and KA in femorotibial kinematics within the same preparation. For this purpose, eight human specimens were tested in the Munich knee rig with an active, weight-bearing knee flexion. After measuring the native situation, an MS-prosthesis was implanted into the specimen first with KA and then with MA and femorotibial kinematics was measured. The result was a higher internal rotation of the tibia with KA compared to MA. Projection of the facet flexion points of the femur onto the tibia showed a more precise medial rotation point with KA. Both alignment methods produced femoral rollback during knee flexion. It could be concluded that the combination of stronger internal rotation and a more precise medial pivot point of the femur can support the reproduction of physiological kinematics during implantation of an MS System. In summary, the causes for different supplementation probabilities as presented in the first study cannot be attributed to a single cause. The functional outcome for the individual patient is always multifactorial. In addition to selecting the prosthesis design - such as the PS, CR or MS Systems used here - the choice of alignment method - mechanical or kinematic - also appears to be critical to the outcome. The second study shows that with an MS Design, kinematic alignment can also

be used. The reproduction of physiological knee joint kinematics, which can result in a physiological gait pattern for the patient, plays a crucial role in the field of knee arthroplasty. For the future, it is necessary to carry out further studies which also analyze the combination of different system designs with the alignment methods.

Publikation I

5. Publikation I

Veröffentlicht am 16.03.2021

DOI: 10.3390/jcm10061227



Secondary Patellar Resurfacing in TKA: A Combined Analysis of Registry Data and Biomechanical Testing

Leandra Bauer ^{1,*}, Matthias Woiczinski ¹, Christoph Thorwächter ¹, Oliver Melsheimer ², Patrick Weber ^{3,4}, Thomas M. Grupp ^{1,2,5}, Volkmar Jansson ^{1,2} and Arnd Steinbrück ^{1,2}

¹ Department of Orthopaedics, Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital, LMU Munich, Marchioninistraße 15, 81377 Munich, Germany; matthias.woiczinski@med.uni-muenchen.de (M.W.); christoph.thorwaechter@med.uni-muenchen.de (C.T.); thomas.grupp@aesculap.de (T.M.G.); volkmar.jansson@med.uni-muenchen.de (V.J.); arnd.steinbrueck@med.uni-muenchen.de (A.S.)

² German Arthroplasty Registry (EPRD Deutsche Endoprothesenregister gGmbH), Straße des 17. Juni 106-108, 10623 Berlin, Germany; melsheimer@eprd.de (O.M.)

³ ECOM-Excellent Center of Medicine, Arabellastraße 17, 81925 Munich, Germany; patrick.weber@atos.de (P.W.)

⁴ ATOS Clinic Munich, Effnerstr. 38, 81925 Munich, Germany

⁵ Aesculap AG, Research and Development, Am Aesculap Platz, 78532 Tuttlingen, Germany

* Correspondence: leandra.bauer@med.uni-muenchen.de; Tel.: +49 89 4400 74859

Abstract:

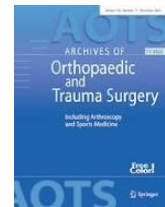
The German Arthroplasty registry (EPRD) has shown that different prosthesis systems have different rates of secondary patellar resurfacing: four years after implantation, the posterior-stabilized (PS) Vega prosthesis has a 3.2% risk of secondary patellar resurfacing compared to the cruciate-retaining (CR) Columbus prosthesis at 1.0% (both Aesculap AG, Tuttlingen, Germany). We hypothesized that PS implants have increased retropatellar pressure and a decreased retropatellar contact area compared to a CR design, which may lead to an increased likelihood of secondary patellar resurfacing. Eight fresh frozen specimens (cohort 1) were tested with an established knee rig. In addition, a possible influence of the registry-based patient collective (cohort 2) was investigated. No significant differences were found in patient data—cohort 2—(sex, age). A generally lower number of PS system cases is noteworthy. No significant increased patella pressure could be detected with the PS design, but a lower contact area was observed (cohort 1). Lower quadriceps force (100°–130° flexion), increased anterior movement of the tibia (rollback), greater external tilt of the patella, and increasing facet pressure in the Vega PS design indicate a multifactorial cause for a higher rate of secondary resurfacing which was found in the EPRD patient cohort and might be related to the PS' principle function.

Keywords: TKA; secondary patellar resurfacing; registry data; kinematic; knee rig

Publikation II

6. Publikation II

Veröffentlicht am 25.10.2022



DOI: 10.1007/s00402-022-04661-5

Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery

Influence of kinematic alignment on femorotibial kinematics in medial stabilized TKA design compared to mechanical alignment

L. Bauer¹, M. Woiczinski¹, C. Thorwächter¹, PE. Müller¹, BM. Holzapfel¹, TR. Niethammer¹, J.-M. Simon¹

¹ Department of Orthopaedics and Trauma Surgery, Musculoskeletal University Center Munich (MUM), University Hospital, LMU Munich, Germany

Abstract:

Introduction: Worldwide more and more primary knee replacements are being performed. Kinematic alignment (KA) as one of many methods of surgical alignment has been shown to have a significant impact on kinematics and function. The aim of the present study was to compare KA and mechanical alignment (MA) with regard to femorotibial kinematics.

Materials and Methods: Eight fresh frozen human specimens were tested on a knee rig during active knee flexion from 30–130°. Within the same specimen a medial stabilized (MS) implant design was used first with KA and then with MA.

Results: The femorotibial kinematics showed more internal rotation of the tibia in KA compared to MA. At the same time, there was a larger medial rotation point in KA. Both alignment methods showed femoral rollback over the knee bend.

Conclusion: Relating to an increased internal rotation and a more precise medial pivot point, it can be concluded that KA combined with a MS implant design may partially support the reproduction of physiological knee joint mechanics.

Keywords: total knee arthroplasty; kinematic alignment; mechanical alignment; femorotibial kinematics

7. Literaturverzeichnis

1. Prescher, A., *Anatomie des Kniegelenks (Articulatio genus)*, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2011, Springer. p. 1-18.
2. Jerosch, J., J. Heisel, and C.O. Tibesku, *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. 2015: Springer-Verlag.
3. Duda, G., et al., *Biomechanik des Kniegelenks*, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2011, Springer. p. 19-31.
4. Aumüller, G., et al., *Duale Reihe Anatomie*. Vol. 1. 2020: Thieme Stuttgart.
5. D'Lima, D.D., et al., *Knee joint forces: prediction, measurement, and significance*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2012. **226**(2): p. 95-102.
6. Matziolis, G. and E. Röhner, *Die mediale Gonarthrose*. Z Orthop Unfall, 2015. **153**(05): p. 553-566.
7. Pfander, D., *Physiologie und Pathophysiologie des Gelenkknorpels*. Aktuelle Rheumatologie, 2005. **30**(06): p. 344-353.
8. Bleß, H.-H. and M. Kip, *Weißbuch Gelenkersatz*. Springer, Berlin, Heidelberg doi, 2017. **10**: p. 978-3.
9. Fuchs, J., R. Kuhnert, and C. Scheidt-Nave, *12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland*. 2017.
10. Bork, H. and T. Gottfried, *Konservative Therapie der Arthrose unter Berücksichtigung der Physikalischen Therapie*. Aktuelle Rheumatologie, 2020. **45**(01): p. 59-66.
11. Baker, P.N., et al., *Comparison of patient-reported outcome measures following total and unicondylar knee replacement*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 2012. **94-B**(7): p. 919-927.
12. Freigang, V., et al., *Patient-reported outcome after patient-specific unicondylar knee arthroplasty for unicompartmental knee osteoarthritis*. BMC Musculoskeletal Disorders, 2020. **21**(1): p. 1-9.
13. Halawi, M.J. and W.K. Barsoum, *Unicondylar knee arthroplasty: Key concepts*. J Clin Orthop Trauma, 2017. **8**(1): p. 11-13.
14. Ben-Shlomo, Y., et al., *The National Joint Registry 18th Annual Report 2021*. 2021: [National Joint Registry][London].
15. Wirtz, D.C., *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. Vol. 3. 2010: Springer-Verlag.
16. Hosseini Nasab, S.H., et al., *Elongation patterns of the collateral ligaments after total knee arthroplasty are dominated by the knee flexion angle*. Frontiers in bioengineering and biotechnology, 2019. **7**: p. 323.
17. Grimberg, A., et al., *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2020*. 2020.
18. Grimberg, A., et al., *EPRD Jahresbericht 2021*. 2021.
19. Deutschland, E., *Jahresbericht 2021 mehr Qualität*.
20. Rupp, M., et al., *Projections of Primary TKA and THA in Germany From 2016 Through 2040*. Clin Orthop Relat Res, 2020. **478**(7): p. 1622-1633.
21. Rupp, M., et al., *Recent trends in revision knee arthroplasty in Germany*. Sci Rep, 2021. **11**(1): p. 15479.
22. Bryan, S., et al., *Revisiting patient satisfaction following total knee arthroplasty: a longitudinal observational study*. BMC musculoskeletal disorders, 2018. **19**(1): p. 1-8.

23. Bourne, R.B., et al., *Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not?* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2010. **468**(1): p. 57-63.
24. Rodriguez-Merchan, E.C., *Patient Satisfaction Following Primary Total Knee Arthroplasty: Contributing Factors*. Arch Bone Jt Surg, 2021. **9**(4): p. 379-386.
25. Young-Shand, K.L., et al., *Early Identification of Patient Satisfaction Two Years After Total Knee Arthroplasty*. J Arthroplasty, 2021. **36**(7): p. 2473-2479.
26. Geng, X., et al., *A Randomized Controlled Trial of Psychological Intervention to Improve Satisfaction for Patients with Depression Undergoing TKA: A 2-Year Follow-up*. J Bone Joint Surg Am, 2021. **103**(7): p. 567-574.
27. Matz, J., B.A. Lanting, and J.L. Howard, *Understanding the patellofemoral joint in total knee arthroplasty*. Can J Surg, 2019. **62**(1): p. 57-65.
28. Mathis, D.T., et al., *Typical Pain Patterns in Unhappy Patients After Total Knee Arthroplasty*. J Arthroplasty, 2021. **36**(6): p. 1947-1957.
29. Röhner, E., J. Kirschberg, and G. Matziolis, *Versagensursachen nach primärer Knie totalendoprothese – gibt es einen Wandel?* Knie Journal, 2020. **2**(4): p. 237-246.
30. Pinskerova, V. and P. Vavrik, *Knee Anatomy and Biomechanics and its Relevance to Knee Replacement*. Personalized Hip and Knee Joint Replacement, 2020: p. 159-168.
31. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the normal tibio-femoral joint*. Journal of biomechanics, 2005. **38**(2): p. 197-208.
32. Angerame, M.R., et al., *Total Knee Arthroplasty Kinematics*. The Journal of Arthroplasty, 2019. **34**(10): p. 2502-2510.
33. Alesi, D., et al., *In vivo femorotibial kinematics of medial-stabilized total knee arthroplasty correlates to post-operative clinical outcomes*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2021. **29**(2): p. 491-497.
34. Kutzner, I., et al., *Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects*. Journal of biomechanics, 2010. **43**(11): p. 2164-2173.
35. Halder, A., et al., *Influence of Limb Alignment on Mediolateral Loading in Total Knee Replacement: In Vivo Measurements in Five Patients*. JBJS, 2012. **94**(11): p. 1023-1029.
36. Trepczynski, A., et al., *Tibio-Femoral Contact Force Distribution is Not the Only Factor Governing Pivot Location after Total Knee Arthroplasty*. Scientific Reports, 2019. **9**(1): p. 182.
37. Trepczynski, A., et al., *Dynamic Knee Joint Line Orientation Is Not Predictive of Tibio-Femoral Load Distribution During Walking*. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2021. **9**.
38. Steinbrück, A., et al., *Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design*. Clinical Biomechanics, 2016. **33**: p. 42-48.
39. Mugnai, R., et al., *Can TKA design affect the clinical outcome? Comparison between two guided-motion systems*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. **22**(3): p. 581-9.
40. *American Joint Replacement Registry (AJRR): 2020 Annual Report*. 2020: American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS).

41. Weber, P. and H. Gollwitzer, *Arthroplasty of the Knee: Current Techniques for Implant Alignment*. Z Orthop Unfall, 2021.
42. Calliess, T., et al., *Kinematisches Alignment in der Knieendoprothetik*. Der Orthopäde, 2015. **44**(4): p. 282-289.
43. Rivière, C., et al., *Alignment options for total knee arthroplasty: a systematic review*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2017. **103**(7): p. 1047-1056.
44. Schröder, C., *Die Biomechanik des natürlichen und prothesenversorgten Kniegelenks unter Einbezug der Prothesenausrichtung in einer In-vitro-Untersuchung an humanen Kniegelenkpräparaten*. 2015.
45. 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*. 2009.
46. Choi, Y.-J. and H.J. Ra, *Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty*. Knee surgery & related research, 2016. **28**(1): p. 1-15.
47. Kurtz, S., et al., *Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(4): p. 780-5.
48. Overgaard, A., et al., *Patient-reported 1-year outcome not affected by body mass index in 3,327 total knee arthroplasty patients*. Acta Orthop, 2019. **90**(4): p. 360-365.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich in der Durchführung der Projekte und Anfertigung meiner Dissertation in den letzten Jahren unterstützt haben.

Ein besonderer Dank gilt meiner Betreuungskommission, insbesondere Prof. Dr. Arnd Steinbrück als Doktorvater, und weiter bestehend aus Herrn Prof. Dr. Müller, Herrn Prof. Dr. Grupp. Durch Ihre Expertise wuchs meine Begeisterung für das wissenschaftliche Arbeiten in der orthopädischen Forschung. Vielen Dank für die stets konstruktive Kritik und das gemeinsame Interpretieren von Forschungsergebnissen.

Vor allem möchte ich mich für die enorme Unterstützung bei der Arbeitsgruppe angewandte Biomechanik und Schadensanalyse bedanken. Leitend durch meinen persönlichen Mentor Matthias Woiczinski, der mir in jeder Situation beratend zur Seite stand. Natürlich gilt mein Dank auch meinen Kollegen, die in den letzten Jahren zu Freunden wurden: Manuel Kistler, Gwendolin Prusa, Ines Santos und Christoph Thorwächter – *teamwork makes the dream work!*

Außerdem möchte ich mich bei allen Co-Autoren bedanken, die die Durchführung der gemeinsamen Projekte ermöglichten.

Meinen Eltern, meiner Schwester und meinen Freunden/Verwandten möchte ich ganz besonders herzlich danken. Eure stetige Unterstützung, motivierenden Worten und euer stets offenes Ohr in den letzten Jahren gaben mir den nötigen Rückhalt auf dem Weg zum Dokortitel.