Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation der Ludwig-Maximilians-Universität Ehemaliger Direktor, Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

Weiterentwicklung der in silico Methoden in der Knieendoprothetik und Untersuchung von Implantat-Positionierungseinflüssen

Als kumulative Habilitationsschrift

vorgelegt von Dr. rer. biol. hum. Matthias Woiczinski aus München 2021

INHALTSVERZEICHNIS

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
2	EINLEITUNG	7
3	ZIELSETZUNG DER HABILITATIONSARBEIT	10
4	STUDIEN	11
4.1 co	Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data mpared to reference optical 3D scan [114]	11
4.2	Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load [11]	17
4.3 Tra	Checklist for Evaluation and Reporting Finite-Element-Analyses in Orthopedic and auma Biomechanics [89]	26
4.4 ter	Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament isions in TKA: A numerical analysis [36]	31
4.5 Eff	Increase in the tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the fect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model [151]	38
4.6 be	Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixed- aring knee arthroplasty does not increase wear [157]	44
5	DISKUSSION	49
5.1 co	Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data mpared to reference optical 3D scan [114]	49
5.2	Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load [11]	50
5.3 Tra	Checklist for Evaluation and Reporting Finite-Element-Analyses in Orthopedic and auma Biomechanics [89]	52
5.4 ter	Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament nsions in TKA: A numerical analysis [36]	52
5.5 Eff	Increase in the tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the fect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model [151]	54

5.6	Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixed-	
bea	aring knee arthroplasty does not increase wear [157]	57
6	AUSBLICK	60
7	LITERATURVERZEICHNIS	61
8	LISTE DER ZU DIESER KUMULATIVEN HABILITATIONSSCHRIFT	
BE	ITRAGENDEN PUBLIKATIONEN	71
9	GESAMTES PUBLIKATIONSVERZEICHNIS	72
10	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	76
11	DANKSAGUNG	77

1 Zusammenfassung

Bis zu 20 % der Patienten sind nach Implantation einer Knietotalendoprothese (engl. Total Knee Arthroplasty; TKA) mit dem postoperativen Ergebnis nicht zufrieden [20, 26, 91]. Die Einflussfaktoren auf die Zufriedenheit der Patienten nach Implantation einer Knieendoprothese können dabei multifaktoriell sein. Die auf dem Markt erhältlichen Knieendoprothesendesigns und deren Positionierungsmöglichkeiten sind vielfältig und können das individuelle Outcome des Patienten beeinflussen. Die Entscheidung welches Prothesen- bzw. Inlaydesign verwendet wird, aber auch die unterschiedliche Positionierung der Komponenten, sollte in erster Linie von den individuellen Gegebenheiten des Patienten abhängen. Denn je individueller die Entscheidung dazu gefällt wird, desto besser kann das mögliche Outcome für den Patienten sein [66]. Genau an diesem Punkt gibt es derzeit in der Knieendoprothetik noch Kenntnislücken, da präoperativ vom Operateur die zahlreichen Einflussfaktoren auf das postoperative Outcome nicht beurteilt werden können. Denkbar wäre es, den Einfluss des Implantatdesigns und dessen Positionierung auf die Funktionsweise des Kniegelenkes mittels präoperativer Computersimulation patientenindividuell zu simulieren. Allerdings ist eine solche präoperative Simulation derzeit noch nicht etabliert, da die Computermodelle für valide Modelle noch weiterentwickeltet werden müssen. Zusätzlich sind noch nicht alle Einflussfaktoren (Positionierung und Implantatdesign) und dessen Auswirkung abschließend untersucht und auch die Übertragung der in vitro gewonnen Erkenntnisse muss noch auf den Patienten (in vivo) erfolgen.

Um dieser präoperativen Computersimulation einen Schritt näher zu kommen, sollten in dieser Habilitation, in unterschiedlichen Veröffentlichungen, die Methoden der Computersimulationen für die Knieendoprothetik weiterentwickelt werden und zusätzlich weitere Prothesenpositionierungen getestet werden, um die Auswirkungen dieser zu verstehen.

Für die Weiterentwicklung der Computersimulationen, war es Ziel dieser Habilitation die Geometrieerstellung der 3D-Modelle der Knochen, welche für die Computersimulation benötigt werden, zu validieren (Studie 1). Zusätzlich sollte in dieser Habilitation die Simulationsmöglichkeit für Verschleißuntersuchungen in eigenen Modellen entwickelt werden, um diese dann in weiteren Schritten in die zukünftige präoperative Simulation zu integrieren. Dabei sollte in dieser Arbeit als erster Schritt ein Computermodell eines Verschleißsimulator etabliert werden und der Einfluss unterschiedlicher Testungsnormen (Bewegungsprofile), welche die Bewegungsgrundlage von Verschleißsimulatoren darstellen, untersucht werden (Studie 2). Des Weiteren sollte eine Checkliste für die Berichterstattung von Computermodellen in wissenschaftlichen Arbeiten in einem Kooperationsprojekt erarbeitet

werden, um so die Qualität und Vergleichbarkeit unterschiedlicher Simulationsprojekte zu verbessern (Studie 3).

Die Testung von verschiedenen Implantatpositionierungen in einem einzelnen Patienten ist allein aus ethischen Aspekten nicht denkbar, deswegen wird hier auf in vitro Versuchsaufbauten zurückgegriffen. Selbst bei diesen in vitro Tests, also in Humanpräparaten, ist es sehr schwierig dieselben experimentellen Voraussetzungen innerhalb eines Präparates zu schaffen. Gründe sind, dass unterschiedliche Knochenschnitte für die Positionierungen nicht an einem Präparat möglich sind, da die Benutzung der Humanpräparate durch die Verwesung zeitlich limitiert ist und jeder Test das humane Material mechanisch schädigt. Allerdings sind diese einheitlichen Startbedingungen enorm wichtig, um den Einflussfaktor des individuellen Patienten oder des Präparates auszuschalten und so alleinige Aussagen über Position und Design treffen zu können. Computergestützte Analysen bieten den Vorteil, dass viele verschiedene Modifikationen innerhalb eines Versuches bzw. Präparates getestet werden können, da Versuchszeit, veränderte Knochenschnitte und auch Materialbeschaffenheit bei jedem Ausgangsversuch gleich gehalten werden können. Aus diesem Grund sollten parallel weitere Einflüsse unterschiedlicher Prothesenpositionierungen (TKA: tibiale Rotation und engl. Unikondylar Knee Arthroplasty; UKA: Slope) auf die Kniegelenkskinematik, sowie die retropatellaren Belastungen im Computermodell getestet werden (Studie 4 und Studie 5). Da eine Verschleißuntersuchung im Computermodell noch nicht valide etabliert ist, sollte die unterschiedliche Prothesenposition (UKA: Varus/Valgus) auf den Prothesenverschleiß experimentell im Verschleißsimulator getestet werden (Studie 6).

Studie 1: Die patientenspezifischen bildbasierten Computermodelle mittels Finite-Elemente (FE)-Analyse sind die am häufigsten verwendete Methode für die Untersuchung von menschlichen Gelenken [93]. Die Extraktion der Knochengeometrie aus medizinischen Bildern, die Erzeugung eines optimalen FE-Netzes, die Zuweisung der richtigen Materialeigenschaften und die Definition der tatsächlichen Randbedingungen sind die wichtigsten Eingabeparameter für die bildbasierte FE-Analyse [92]. Mit diesen wird die Genauigkeit und die Präzision des FE-Analyseergebnisses beeinflusst [22]. Grundsätzlich besteht dabei die Sorge, dass solche segmentierten Modelle in einer Computersimulation (FE-Analyse) nicht der Genauigkeit des ursprünglichen Knochens entsprechen.

In dieser hier vorliegenden Habilitation konnte gezeigt werden, dass die durchschnittliche Abweichung rekonstruierter Modelle, die von Experten mit unterschiedlichen Fähigkeiten unter Verwendung verschiedener Softwarepakete erstellt wurden, von der realen Knochengeometrie sehr gering ist. Daher sind bildbasierte rekonstruierte Modelle repräsentativ in Computermodellen für klinische Anwendungen zu verwenden. Selbstverständlich müssen diese Computermodelle vorab validiert oder zumindest durch die Literatur verifiziert sein.

Studie 2: In einigen Fällen der Knieendoprothetik ist eine Revisionsoperation notwendig, und der Hauptgrund für die Implantatlockerung ist eine Osteolyse, die möglicherweise durch Abriebpartikel verursacht wird [19, 111]. Daher sind experimentelle Verschleißtests in einer Laborumgebung zu einem wichtigen Werkzeug für die Evaluierung neuer Prothesendesigns und neuer Materialien geworden. Eine Übertragung dieser Verschleißtests in ein Computermodell könnte die zukünftige präoperative Simulation um diesen Parameter erweitern und die Auswahl der richtigen Implantatposition zusätzlich unterstützen. Die International Organization for Standardization (ISO) hat zwei Hauptnormen für die Verschleißuntersuchung etabliert: Die kraftkontrollierte (ISO 14243-1) und wegkontrollierte (ISO 14243-3) Norm. Diese unterschiedlichen Belastungsprofile, aber auch die unterschiedlichen resultierenden Bewegungen auf eine standardisierte Norm bei unterschiedlichen Designs könnten für die zukünftige präoperative Simulation genutzt werden, um die jeweiligen Auswirkungen zu analysieren.

In dieser hier vorliegenden Habilitation konnte gezeigt werden, dass es möglich ist die Bewegungen einer Verschleißnorm valide auf ein Computermodell zu übertragen. Damit könnte in weiteren Schritten die Verschleißtestung in einem Computermodell ermöglicht werden und somit in die präoperative Simulation integriert werden. Zusätzlich konnte gezeigt werden, dass leichte Veränderungen in den Eingabeparametern die Bewegung und die Belastungen einer Inlaykomponente stark beeinflussen können. Die verschiedenen Inlaydesigns hatten bei standardisierter Bewegung eine unterschiedliche Kinematik und waren damit auch unterschiedlich belastet. Diese Erkenntnis kann schon jetzt bei der Auswahl der Implantate dem Operateur helfen und wird bei der Implantatvariation in zukünftigen präoperativen Simulationsmodellen genutzt werden können.

Studie 3: Die Bedeutung der Finite-Elemente-Analyse für biomechanische Untersuchungen hat in den letzten Jahren weltweit, sowie in Deutschland erheblich zugenommen [34]. Es gibt bereits mehrere Initiativen und Richtlinien für die Berichterstattung über Forschungsmethoden und –ergebnissen von Computersimulationen [1, 7, 34]. Dennoch sind die publizierten Berichtsparameter als Publikationskriterien nur Überlegungen und nicht vollständig als Standard etabliert. Das Hauptproblem für die Vergleichbarkeit der Computermodelle scheint nicht die unterschiedliche Software zu sein, sondern die Tatsache, dass es keine einheitliche

Checkliste und Berichtsform für die Bewertung der in numerischen Simulationsstudien verwendeten Verfahren gibt.

Die in dieser Habilitation etablierte Checkliste und Berichtsform der Mindestanforderungen für Finite-Elemente-Analysen in der Orthopädie und Unfallchirurgie soll eine einheitliche Grundlage für die Dokumentation bieten. Sie soll den wissenschaftlichen Austausch und gute wissenschaftliche Praxis fördern und schwerwiegende Fehler im Modellierungsprozess reduzieren.

Unterstützend mit den Studien 1-3 kann allgemein zusammengefasst werden, dass die Methode der Computersimulation in der Laborumgebung schon valide Ergebnisse zeigt. Allerdings muss in weiteren Schritten nun gezeigt werden, dass Computermodelle in der Lage sind die komplexere in vivo Situationen nachzubilden.

Studie 4: Bei den beschriebenen 20 % unzufriedenen Knieprothesenpatienten wird vermutet, dass der Haupteinflussfaktor für postoperative Schmerzen und Revisionen einer TKA eine veränderte postoperative Kinematik des Kniegelenkes oder eine veränderte postoperative Beanspruchung der ligamentären Bandstrukturen im Vergleich zur nativen Situation ist. Fehlpositionierungen der einzelnen Implantatkomponenten beeinflussen die Kniekinematik, das Risiko von Instabilitäten, einer Verschleißerhöhung der Polyethylenkomponente und des vorderen Knieschmerzes [38, 56, 116]. Dabei sind die mediolaterale Translation und Rotation der tibialen Komponente einer Knietotalendoprothese und deren Auswirkung auf das Kniegelenk noch nicht abschließend untersucht.

In dieser hier vorliegenden Habilitation konnte mittels Computersimulation gezeigt werden, dass eine Positionsveränderung der tibialen Komponente einer Knietotalendoprothese einen relevanten Effekt auf die ligamentären Bandspannungen hat. Eine Medialisierung der tibialen Komponente hatte in dieser Studie den größten Einfluss auf Kinematik und Belastung des Implantates. Dadurch könnten die klinischen Konsequenzen wie postoperativer Schmerz, ein geringeres Bewegungsausmaß, Instabilitäten und ein erhöhter Verschleiß der Inlaykomponente beeinflusst sein.

Studie 5: Bei der unikondylären Knieendoprothetik (engl. Unikondylar Knee Arthroplasty; UKA) bei medialer Kniearthrose handelt es sich um ein sehr erfolgreiches Verfahren, allerdings berichteten die nationalen Register über eine höhere Revisionsrate der UKA im Vergleich zur TKA [43, 127]. Dabei erscheint die Positionierung des Implantats ein kritischer Faktor, der die Langlebigkeit eines Implantates stark beeinflussen kann. Jedoch ist bisher kein Referenzwert

für den sogenannten tibialen Slope bei Implantation einer UKA in der Literatur beschrieben. Verschiedene Autoren und Hersteller geben einen genauen Zielwert für den tibialen Slope an, dabei ist der Bereich dieses Zielwertes sehr unterschiedlich [144]. Die Auswirkungen der verschiedenen tibialen Slope-Möglichkeiten auf die Bandspannungen, die Kinematik der Patella, die Kinematik im femorotibialen Kniegelenk und die Inlaybewegungen wurden dabei in der Literatur bisher nicht analysiert.

Für die UKA konnte in dieser Habilitation im Computermodell gezeigt werden, dass ein erhöhter tibialer Slope einer medialen UKA eine höhere Außenrotation der Tibia und damit eine veränderte femorotibiale und retropatellare Kinematik zur Folge hat. Daher sollten diese unterschiedlichen kinematischen Auswirkungen individuell an den Patienten angepasst werden.

Studie 6: Um die Standzeit einer UKA zusätzlich zu optimieren, sind weitere Untersuchungen erforderlich, insbesondere zur optimalen Positionierung der UKA-Prothese. Hinsichtlich der Positionierung der Tibia in der Koronarebene (Varus/Valgus) kann ein Varus von mehr als 5 Grad zu einer hohen Frühlockerung führen [9]. Des Weiteren besteht die Sorge, dass eine Varus- oder Valguspositionierung von 5 Grad oder höher zu einer reduzierten Kontaktfläche und höherem Verschleiß vor allem bei fixed bearing UKA und damit zu einer höheren Abnutzung und Lockerung führt [30].

In dieser Habilitation konnte im Verschleißsimulator gezeigt werden, dass eine Varus- oder eine Valguspositionierung der Tibiakomponente einer UKA die Verschleißrate im Vergleich zu einer neutralen Positionierung aufgrund einer reduzierten Kontaktfläche zwischen dem Inlay und dem Femur reduziert. Als klinische Konsequenz deuten die vorliegenden Ergebnisse darauf hin, dass eine leichte Varuspositionierung der UKA-Prothese bis zu 5 Grad akzeptiert werden kann.

Die Erkenntnisse aus den Studien 4-6, welche sich mit der Positionsvariation beschäftigt haben, können schon jetzt bei der Positionierung der Implantate dem Operateur helfen und werden bei der Prothesenpositionierung in zukünftigen präoperativen Simulationsmodellen genutzt werden können.

Ausblickend: Zu einer finalen validen präoperativen Computersimulation einer Knieendoprothese für die beste Versorgung eines Patienten bedarf es noch einiger Forschungsarbeiten, aber auch einheitlicher Formate der Berichtserstattung von Computermodellen. Mit den täglich verbesserten technischen Voraussetzungen, scheint aber

eine Umsetzung in naher Zukunft möglich. In dieser Arbeit konnten weitere Kenntnislücken in diesem Themenbereich geschlossen werden, welche die Entscheidungsfindung zur bestmöglichen Implantatauswahl und Positionierung unterstützen werden.

2 Einleitung

Im Jahre 2018 wurden in Deutschland 119.131 primäre Knieendoprothesen implantiert, dabei handelt es sich in 87,2 % der Fälle um eine Totalendoprothese (Total Knee Arthroplasty; TKA) und in 12,6 % um eine unikondyläre Schlittenprothese (Unicompartmental Knee Arthroplasty; UKA). Damit ist das Kniegelenk das zweithäufigste Gelenk, an dem eine Endoprothese implantiert wird. In 96 % dieser Fälle ist eine Gonarthrose der Grund für einen künstlichen Kniegelenksersatz [44]. Bei der primären Gonarthrose handelt es sich um eine degenerative und nicht inflammatorische Krankheit des Kniegelenkes. Die betroffenen Patienten haben starke Schmerzen und Einschränkungen in ihren täglichen Aktivitäten und in ihrer Lebensqualität. Das Ziel einer Knieprothese ist die Funktionalität und Schmerzfreiheit des Kniegelenkes beim Patienten wiederherzustellen und ist generell in der Medizin ein gut etabliertes und funktionierendes Verfahren. Dabei wird beim Patienten die beschädigte Knorpel- und Knochen-Oberfläche des Kniegelenkes mit einer Prothese ersetzt. Die beste (Knie-) Endoprothese wäre dabei eine, die der Patient nach Implantation nicht mehr als künstlichen Ersatz des Kniegelenkes oder "Fremdkörper" wahrnimmt. Ein solches Ergebnis nach einem Kniegelenksersatz wird in der Literatur auch als "Forgotten Knee Joint" beschrieben [14]. Die Knietotalendoprothetik hat aber noch bis zu 20 % der Patienten, die nach Erhalt einer Knietotalendoprothese unzufrieden sind, was in Deutschland berechnet an den Zahlen von 2018 ca. 19.000 Patienten sind und durch den demographischen Wandel stetig steigt [20, 26, 71, 91]. Die UKA zeigt bessere Werte bei den postoperativen Outcome Parametern und damit auch bei der Zufriedenheit der Patienten, hat allerdings eine erhöhte Revisionsrate verglichen mit der TKA [5, 24, 64, 138, 153]. Um unzufriedene Patienten und Standzeitprobleme in der Knieendoprothetik zu adressieren, wird in den orthopädischen Themenbereichen an vielen Bereichen und Einflussfaktoren geforscht.

Die auf dem Markt erhältlichen Knieendoprothesendesigns sind vielfältig und können das individuelle Outcome des Patienten beeinflussen. Dabei ist nicht unbedingt immer nur das unterschiedliche Herstellerdesgin ausschlaggebend, sondern oftmals das mechanische Design, also die kinematische Einschränkung der Prothesengeometrie zwischen Femur und Tibia. Dieser sogenannte Kopplungsgrad zwischen Femur und Tibia kann bei den Knietotalendoprothesen in verschiedene Kategorien eingeteilt werden, die mehr oder weniger Gleitbewegung im jeweiligen Kompartiment zulassen. Diese Kategorien sind in der TKA cruciate-retaining/ultra-congruent (CR/UC), posterior stabilized (PS) oder medial stabilized (MS) [55]. In der UKA haben sich zwei Konzepte entwickelt, der mobile oder fixed bearing Schlitten, mit dem Unterschied der Fixierung des Inlays auf der tibialen Basisplatte.

Die Entscheidung welches Prothesen- bzw. Inlaydesign verwendet wird, hängt in erster Linie von der individuellen Gegebenheit des Patienten ab. Auch wenn es keine eindeutigen und einheitlichen Richtlinien für die Auswahl der Prothesendesigns gibt, so kann der Operateur sich an grob etablierte Anhaltspunkte orientieren. Eine UKA kann nur Patienten mit einseitiger Arthrose und mit einer guten Bandsituation implantiert werden, da die Bänder nach Operation die Führung des Kniegelenkes weiterhin übernehmen müssen. In der TKA wird ein niedrig kongruentes Inlay (CR) oder ein medial stabilisierendes (MS) Prothesendesign eher bei Patienten eingesetzt, die eine noch gut erhaltene ligamentäre Beschaffenheit haben, wobei ein hoch kongruentes Inlay (UC) oder posterior stabilisiertes (PS) Design eher bei Patienten zum Einsatz kommt, bei denen die kinematische Führung des Kniegelenkes durch das Implantat übernommen werden muss. Trotz alledem kann im Moment vor der eigentlichen Operation noch nicht abgeschätzt werden, mit welchem Standard Knieendoprothesenimplantat der Patient das beste Outcome erzielen wird. Das hängt verständlicherweise von sehr vielen Parametern ab, wie zum Beispiel der patienteneigenen Anatomie, der Bandsituation, der individuellen Kniegelenkskinematik aber auch dem Aktivitätsgrad des Patienten. Zusätzlich zu den Unterschieden der Implantatauswahl kann auch die Positionierung der Komponenten einen erheblichen Einfluss auf den Erfolg einer Implantation haben, da jede knöcherne Positionsänderung auch einen Einfluss auf das patellofemorale und femorotibiale Gelenk hat [13, 17, 56, 70, 87, 95, 121, 129]. Grundsätzlich ist in der Medizin festzuhalten: je individueller die Entscheidung gefällt wird, desto besser kann das mögliche Outcome für den Patienten sein. Genau an diesem Punkt gibt es aber derzeit in der Knieendoprothetik noch Kenntnislücken, weil die zahlreichen Einflussfaktoren der Knieendoprothetik und dessen Interaktion untereinander nicht von einem Operateur vor der eigentlichen Implantation abschließend beurteilt werden können.

Zusammengefasst kann festgehalten werden, dass es im Moment nicht möglich ist, vor einer Knieprothesenoperation basierend auf patientenindividuellen Messdaten bzw. Gegebenheiten eine bestmögliche Designwahl der Prothesenkomponenten und Prothesenpositionierung zu treffen. Die Haupteinflussfaktoren, das Implantatdesign [12, 27, 84, 156] und die Positionierung der einzelnen Komponenten, sind dabei noch nicht abschließend untersucht [13, 17, 56, 70, 87, 95, 121, 129] und wahrscheinlich wird die beste Entscheidungen für den Patienten nur mit Integration der patientenindividuellen Gegebenheiten verbessert werden können. Dies bestätigt auch neuere Literatur, in der festgestellt wurde, dass ein postoperativer physiologischerer Gang, ein besseres Outcome für den Patienten bedeutet [66]. Genau aus diesen Gründen sollte, wenn möglich die postoperative Beeinflussung vom Implantat auf die Kniegelenkskinematik, die Belastung der Prothesenkomponenten und die

Weichteilspannungen im Kniegelenk vorab analysiert werden und basierend darauf die beste Auswahl für den Patienten getroffen werden.

3 Zielsetzung der Habilitationsarbeit

Ziel dieser Habilitation war es, die in der Biomechanik etablierten Computermodelle der Knieendoprothetik und dessen Methoden weiterzuentwickeln und zusätzliche Prothesenpositionen und deren Auswirkung auf das Kniegelenk zu analysieren.

Im Speziellen sollte innerhalb dieser Arbeit zunächst ein Vergleich verschiedenster Segmentierungsmethoden zur Erstellung von anatomischen Oberflächengeometrien erstellt und dessen Validität geprüft werden. Ebenfalls sollte ein Computermodell eines Verschleißsimulators entwickelt werden und unterschiedliche Testnormen aber auch unterschiedliche Prothesendesigns auf die Belastung/Bewegung der Prothesenkomponenten analysiert werden. Die Erkenntnisse, welche zu besseren und nachvollzielbareren Computermodellen in der Wissenschaft führen, sollten erarbeitet werden und der Wissenschaft durch eine Checkliste zur Verfügung gestellt werden.

Parallel zu diesen Verbesserungen der Computermodelle sollte der Einfluss der Positionsänderung der tibialen Komponente bei einer TKA und der Einfluss des tibialen Slopes einer UKA im Computermodell analysiert werden. Weiterführend sollte der Einfluss einer Varus/Valgus Änderung auf den Verschleiß einer UKA im Verschleißsimulator untersucht werden.

4 Studien

4.1 Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data compared to reference optical 3D scan [114]

Einleitung

In den letzten zehn Jahren hat sich die Anwendung der medizinischen Bildgebungstechnologie in der klinischen Diagnostik und Therapie auf verschiedene Ansätze ausgeweitet, wie z. B. die Bewertung der Biomechanik der Gelenke, die patientenspezifische Entwicklung und Bewertung von Implantaten, die statistische Modellierung, das dreidimensionale Drucken und Rapid Prototyping, die computergestützte Chirurgie und die präoperative Planung [15, 33, 63, 104]. Um das biomechanische Verhalten menschlicher Gelenke und Gewebe für alle oben genannten Anwendungen zu untersuchen, ist die patientenspezifische bildbasierte Finite-Elemente (FE)-Analyse als die am häufigsten verwendete Methode zu nennen [93]. Die Extraktion der Knochengeometrie aus medizinischen Bildern, die Erzeugung eines optimalen FE-Netzes, die Zuweisung der richtigen Materialeigenschaften und die Definition der tatsächlichen Randbedingungen sind die wichtigsten Inputs für die FE-Analyse [92], und daher beeinflusst ihre Genauigkeit die Präzision des FE-Analyseergebnisses [22]. Der erste Meilenstein des Konstruktionsworkflows der bildbasierten biomechanischen Analyse ist die genaue Segmentierung (Extraktion der gewünschten Knochengeometrie aus medizinischen Bilddaten) aus den Quelldaten [39, 62, 131]. Daher erfordert die FE-Analyse für die oben genannten Zwecke eine genaue 3D-Formdarstellung der Knochen. Dies ist von grundlegender Bedeutung, um segmentierte Knochendaten zu erhalten, die so authentisch wie möglich die Morphologie des Patienten repräsentieren. Da viele es kommerzielle Segmentierungssoftwarepakete und Algorithmen gibt, können die mit kommerziell erhältlichen Softwarepaketen segmentierten STL-Modelle im Vergleich zum tatsächlichen Knochen Abweichungen aufweisen. Auch die Genauigkeit der erzeugten Geometrie des Knochens könnte dann je nach Segmentierungsmethode und den Fähigkeiten des Bedieners variieren. Daher wurde die Genauigkeitsbeurteilung von 3D rekonstruiertem Knochen auf der Grundlage medizinischer Bilder kürzlich umfassend untersucht [25, 32, 35, 39, 62, 74, 78, 90, 97, 125, 139, 140, 152]. Allerdings besteht immer noch die Sorge, dass solche segmentierten Modelle nicht die Genauigkeit des ursprünglichen Knochens in einem FE-Modell darstellen. Daher soll in dieser Studie im Rahmen eines Gemeinschaftsprojekts von sieben Biomechanik-Labors untersucht werden, wie sich die Verwendung unterschiedlicher Segmentierungsmethoden und Expertenkenntnisse auf die Erstellung der Knochengeometrien auswirkt.

Material und Methoden

Sieben verschiedene Forschungsgruppen wurden eingeladen, an diesem Ringversuch teilzunehmen. Die Labore wurden zufällig von 1 bis 7 nummeriert. Falls mehr als ein Modell von einem Labor erstellt wurde, wurde das erste und zweite Modell jedes Labors mit den zusätzlichen Buchstaben A bzw. B benannt. Abbildung 1 zeigt ein Flussdiagramm, das die in dieser Studie angewandte Forschungsmethodik darstellt. Es zeigt kurz, wie die Referenz-STL-Datei und auch die STL-Datei der verschiedenen Labore erstellt wurden.



Abb. 1: Übersicht über den Ablauf. Links: Generierung des Referenzmodels. Rechts: Generierung der 3D Modelle aus [114].

CT-Scan-Erfassung

Das CT-Bild eines rechten Oberschenkelknochens eines 58-jährigen männlichen Leichnams wurde vom Traumazentrum Murnau mit dem SOMATOM Definition AS+ CT-Scanner (Siemens AG, Erlangen, Deutschland) aufgenommen. Dieses CT-Bild wurde von allen sieben Laboren zur Segmentierung verwendet. Die Weichteile wurden vor dem Scan vom Knochen entfernt. Das CT-Bild wurde als DICOM mit einer Auflösung von 0,29 × 0,29 mm und einer Schichtdicke von 0,6 mm für die Abweichungsanalyse gespeichert. Der Oberschenkelknochen wurde im Wasserbad gescannt. Um einen kalibrierten Scan zu erhalten, wurde ein Knochenmineraldichte-Phantom in der gleichen Anordnung gescannt.

Optische 3D-Digitalisierung

Die Außengeometrie des Oberschenkelknochens wurde am Fraunhofer-Anwendungszentrum für Großstrukturen in der Produktionstechnik (AGP) in Rostock mit einem optischen Messsystem abgetastet (Abb. 2). Die industriellen optischen 3D-Scanner der ATOS-Serie liefern genaue Scans mit detaillierter Auflösung bei hohen Geschwindigkeiten (GOM –

Gesellschaft für Optische Messtechnik mbH, Braunschweig, Deutschland). Jeder Scan erzeugt eine Punktwolke mit bis zu 4 Milliarden Punkten. Tabelle 1 zeigt die Spezifikationen des Scanners.



Abb. 2: Übersicht über den 3D Scanner der AGP Rostock aus [114].

Tabelle 1: Spezifikationen des 3D Scanners aus [114].

Measuring field (xyz) 500	500 × 500 (mm²)
Distance between points	0.24 (mm)
Accuracy (probing/spacing/flatness)	MV500: 0.009/0.030/0.017 (mm)
Resolution	2048 × 2048 (4 megapixels)
Scan time	2.0 (s)
Dimensions	690 (W) × 220 (H) × 160 (D) (mm)

Structured Light Projection System GOM ATOS III

Rekonstruktion der 3D-Modelle

Die aus dem CT-Scan gewonnenen DICOM-Dateien wurden verwendet, um die Oberfläche der Oberschenkelknochen zu segmentieren. Dabei wurden von den verschiedenen teilnehmenden Laboren folgende Softwarepakete verwendet: AMIRA® (FEI Visualization Sciences Group, Oregon, USA), Mimics® (Materialise N.V., Leuven, Belgien), YaDiv

(Welfenlab, Leibniz Universität Hannover, Hannover, Deutschland) und Fiji Life-Line [109]. Softwareinformationen, Methoden und Dauer des Segmentierungsprozesses für jedes Modell sind in Tabelle 2 tabellarisch dargestellt. Der Rekonstruktionsprozess wurde von Forschern mit 3-5 Jahren Erfahrung in der Segmentierung durchgeführt.

	Segmentation software	Time (min)	Segmentation method
Laboratory 1	Mimics 18	480	Semi-automatic + manuel editing (3-Matic v.10)
Laboratory 2A	AMIRA® v.5.3.3	480	Semi-automatic + manuel editing (MeshLab 1.3.4)
Laboratory 2B	YaDiv 1.0 beta 5	480	Semi-automatic + manuel editing (MeshLab 1.3.4)
Laboratory 3	AMIRA [®] v.5.4.1	600	Semi-automatic + manuel editing
Laboratory 4	AMIRA® v.6	330	Semi-automatic + manuel editing (Geomagic Studio v.2012)
Laboratory 5	AMIRA® v.5.6	480	Semi-automatic + manuel editing (Geomagic Studio v.2012)
Laboratory 6	Fiji-Medtool v.4.0	85	Full-automatic + manual editing
Laboratory 7A	AMIRA® v.5.4.1	270	Semi-automatic + manuel editing (Geomagic Studio v.2013)
Laboratory 7B	Mimics v.17	340	Semi-automatic + manuel editing (3-Matic v.9)

Tabelle 2: Übersicht der verwendeten Softwarepakete und Segmentierungsmethoden aus [114].

Abweichungsanalyse

Stereolithographie (STL)-Dateien wurden von allen Projektpartnern gesammelt und in GEOMAGIC studio v.2013 (Raindrop Geomagic, NC, USA) zur verblindeten Abweichungsanalyse importiert. Vor dem Vergleich wurde der Oberschenkelknochen in 4 Bereiche unterteilt: Bereich "Hals und Trochanter major", "proximale Metaphyse", "Diaphyse" und "distale Metaphyse". Fünf verschiedene Ebenen wurden in globalen Koordinaten definiert, um alle Modelle in die oben genannten Bereiche einzuteilen. Proximales Ende, obere proximale Metaphyse, untere proximale Metaphyse, distale Metaphyse und distales Ende waren die vordefinierten Ebenen für die Aufteilung der Modelle in die vier vorgenannten Bereiche. In Abbildung 3 sind die vordefinierten Schnittebenen des Femurs dargestellt.



Abb. 3: Übersicht der Unterschiedlichen Bereiche aus [114].

Ergebnisse

Sieben Laborgruppen erstellten neun rekonstruierte Modelle aus einem CT-Scan des menschlichen Oberschenkelknochens. Tabelle 3 zeigt die durchschnittlichen Abweichungswerte der neun verschiedenen segmentierten Modelle für alle vier vordefinierten Bereiche des Femurs. Die höchste Abweichung wurde im Bereich "Hals und Trochanter major" mit einem RMSE von 0,84 beobachtet. Die negativen Werte für den geschätzten prozentualen Fehler der Oberflächenbereiche, stellen die Abweichung der unterschätzten Bereiche dar und die positiven Werte zeigen die überschätzten Bereiche. Abbildung 4 veranschaulicht die visuelle Abweichung unter Verwendung einer farbkodierten Karte, um die Unterschiede jedes Modells im Vergleich zum realen knochenoptischen 3D-Scan zu zeigen. Abbildung 5 zeigt die geschätzten Oberflächenbereiche der neun segmentierten Modelle und des realen optischen Knochen-3D-Scans. Die Bereiche "Diaphyse" und "Hals und Trochanter major" weisen mit 2,92 % bzw. 2,57 % die größten prozentualen Fehler der äußeren Oberfläche auf. Diese Abweichung deutet darauf hin, dass sich die äußeren Oberflächenbereiche der rekonstruierten Modelle nicht allzu sehr vom Referenzmodell unterscheiden.



Tabelle 3: Übersicht der Abweichungen vom Referenzscan aus [114].

Abb. 4: Visueller Vergleich der Abweichungen zum Referenzmodell [114].



Abb. 5: Analyse der Oberfläche der unterschiedlichen Labore aus [114].

Fazit

Diese Studie zeigte, dass die durchschnittliche Abweichung der rekonstruierten Modelle, die von Experten mit unterschiedlichen Fähigkeiten unter Verwendung verschiedener Softwarepakete erstellt wurden, von der realen Knochengeometrie sehr gering ist. Daraus geht hervor, dass der Effekt der unterschiedlichen Auswerter und der Verwendung verschiedener Softwarepakete und Methoden einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Genauigkeit des Rekonstruktionsverfahrens aus medizinischen Bildern hat. Daher sind bildbasierte rekonstruierte Modelle zuverlässig in FE-Modellen für klinische Anwendungen zu verwenden.

4.2 Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load [11] Einleitung

Die Knietotalendoprothese (TKA) hat sich als operatives Verfahren bei Osteoarthrose mit sehr guten bis guten klinischen Ergebnissen und Langzeiterfolg für den Patienten etabliert. Dennoch ist in einigen Fällen eine Revisionsoperation notwendig, und bei einigen Patienten ist der Hauptgrund für die Implantatlockerung eine Osteolyse, die möglicherweise durch Abriebpartikel verursacht wird [19, 111]. Daher sind experimentelle Verschleißtests in einer Laborumgebung zu einem wichtigen Werkzeug für die Evaluierung neuer TKA-Designs und neuer Materialien geworden. Darüber hinaus sind diese Tests auch für die Zulassung neu entwickelter Knieimplantatedesigns notwendig. Um Versuche zu generieren, die über mehrere Forschungsgruppen und Firmen hinweg vergleichbar sind, wurden einige Standards entwickelt.

Die International Organization for Standardization (ISO) hat zwei Hauptnormen etabliert: die kraftkontrollierte (FC, 14243-1) und wegkontrollierte (DC, 14243-3) Norm. Diese Normen werden in regelmäßigen Abständen überprüft und erneuert. Die Version von 2002 wurde 2009 erneuert, die DC-Norm im Jahr 2014. Beide Normen werden für die Verschleißprüfung verschiedener TKA Designs verwendet, mit einer Ausnahme. Die weggesteuerte Norm besagt, dass vollständig kongruente TKA Designs nicht mit dieser Norm geprüft werden sollen. Vergleicht man diese beiden unterschiedlichen Regelungsarten, so haben sie das gleiche Kraftprofil für die axiale (femorotibiale) Druckkraft und das gleiche Flexions-/Extensionsprofil Femurkomponente. Die Unterschiede der liegen in der Steuerungsart der anterioren/posterioren Translation und der internen/externen Rotation der Tibiakomponente relativ zu ihrem Gegenstück, der Femurkomponente. Die kraftgeregelte Norm induziert diese Bewegung mit einem Lastprofil auf die Komponenten, die weggeregelte Norm verwendet dagegen feste Werte, translatorisch und rotatorisch. Interessanterweise wurden für die wegkontrollierte Norm die anteriore bzw. posteriore Bewegung der Tibia und das Rotationsprofil im Jahr 2014 in die umgekehrte Richtung geändert, da Sutton et al. zeigten,

dass die kraftkontrollierte Norm nicht mit der wegkontrollierten Norm in menschlichen Proben übereinstimmte [124].

Verschiedene Arbeitsgruppen haben sich mit der Fragestellung einer unterschiedlichen Normbelastung und dessen Auswirkung beschäftigt. Mell et al. verglichen die DC-Norm von 2004 mit der geänderten von 2014. Mit Hilfe von Computersimulationen wurden die kinematischen Eingaben, der Kontaktzustand und der Verschleiß beider Normen untersucht. Sie zeigten eine geringere Verschleißrate für die neuere Version, gleichzeitig aber auch eine höhere Verschleißfläche. Insgesamt konnten sie einen Unterschied zwischen den beiden Normen aufzeigen und rieten, historische Verschleißergebnisse nur mit Vorsicht mit neueren Ergebnissen zu vergleichen [83]. In einer anderen Studie wurde die ISO-Norm 14342-1 mit der ASTM (American Society for Testing and Materials) F3141 verglichen. Sie fanden eine sehr ähnliche Gesamtverschleißrate (13,64-54,9 mm³/Million vs. 13,48-55,26 mm³/Million), aber unterschiedliche Verschleißkonturen und Verschleißtiefen [141].

Diese Unterschiede im Verschleiß können zu Problemen für medizinische Unternehmen führen. Für die Zulassung eines neuen Medizinprodukts sieht z. B. die neue europäische Medizinprodukteverordnung (MDR) oder für die USA die Food and Drug Administration (FDA) die Möglichkeit vor, klinische Daten zu einem vergleichbaren Produkt, manchmal als "predicate Device" bezeichnet, im klinischen Bewertungsprozess zu verwenden. Für die MDR ist dies nur möglich, wenn die technischen, biologischen und klinischen Merkmale vergleichbar sind; daher ist ein vollständiger Zugriff auf die technische Dokumentation des Medizinprodukts erforderlich, was in vielen Fällen dazu führen wird, dass die Ergebnisse nur innerhalb der eigenen Produkte verglichen werden können. Wenn jedoch die Unterschiede in den Last- und Bewegungsprofilen zwischen verschiedenen ISO-Normversionen zu groß sind und man weiß, dass diese kinematischen Profile und Lasten die Entstehung vom Verschleiß stark beeinflussen, wird ein Vergleich schwierig [68]. Dies führt zu Problemen im Zertifizierungsprozess neuer Implantate, denn wenn experimentelle Verschleißtests aufgrund größerer Änderungen im Laufe der Jahre nicht mehr vergleichbar sind, verlieren Unternehmen die Möglichkeit, Ergebnisse mit ihrer alten Ergebnisdatenbank zu vergleichen.

Ziel dieser Studie war es daher, die verschiedenen ISO-Normen über die unterschiedlichen Publikationsjahre und Belastungskonzepte hinweg zu vergleichen und einen tieferen Einblick in die resultierende Kinematik und die Belastungsunterschiede im Polyethylen Inlay zu gewinnen. Um zu unterscheiden, ob niedrig kongruente Inlaydesigns stärker auf unterschiedliche Belastungsbedingungen reagieren, sollten außerdem die Unterschiede im Inlaydesign zwischen den Normen analysiert werden, um Designparameter zu bewerten, die den Verschleiß beeinflussen können.

Wir stellen die Hypothese auf, dass (1) jede Norm zu unterschiedlichen Inlay-Belastungen innerhalb desselben Inlaydesigns führt (drei getestete Normen: ISO 14243-1:2002, ISO 14243-1:2009 und ISO 14243-3:2014), und (2) die kraftgesteuerte Norm sich in der Belastung und Kinematik zwischen 2002 und 2009 unterscheidet. Der Vergleich der Kinematik und des Spannungsverhaltens wird mit Finite-Elemente-Methoden untersucht.

Material und Methoden

Es wurden neun verschiedene Finite-Elemente-Modelle für die verschiedenen Inlaydesigns einer Prothese (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) und die verschiedenen in dieser Studie getesteten ISO-Normen erstellt. Es wurde eine Validierung zwischen den experimentellen Verschleißtests und dem in silico Modell durchgeführt. Dazu wurden die Randbedingungen der ISO14243-1:2002 (kraftkontrolliert) und das Deep-Dish-Inlaydesign verwendet. Basierend auf diesem validierten Computermodell wurden verschiedene Modifikationen, die den unterschiedlichen ISO-Normen oder Inlaydesigns entsprechen, erstellt. In dieser Studie wurden drei verschiedene Inlaydesigns verwendet: cruciate-retaining (CR), deep dish (DD) und ultra-congruent (UC). Alle Inlays waren mit dem Columbus Knie-System (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) kompatibel.

Ein experimenteller Verschleißsimulator Test wurde zur Validierung des in silico Modells auf einem servohydraulischen Knieverschleißsimulator (EndoLab GmbH, Rohrdorf, Deutschland) durchgeführt. Die Kinematik- und Kraftmuster für den mechanischen Simulator basierten auf dem ebenen Gehen nach der ISO-Norm 14243-1:2002 (kraftgesteuerte Norm).

Das Validierungs-Computermodell basierte ebenfalls auf der ISO-Norm 14243-1:2002 (kraftgeregelt), und es wurde das gleiche Inlaydesign, das im experimentellen Versuchsaufbau verwendet wurde, integriert (Deep-Dishdesign (DD)). Die CAD-Datei wurde in die Software Ansys Workbench (V16; Ansys, Inc., Canonsburg, USA) importiert. Die Femurkomponente, das Inlay und die Tibiabasisplatte wurden in einer neutralen Ausgangsposition positioniert, um der ISO-Norm zu entsprechen. Die Tibiabasisplatte wurde in einen runden starren Körper nach ISO-Norm mit einer Lateralisierung von 7 % der Breite eingebettet. Die Flexion/Extension war frei, und die Flexionsachse der Femurkomponente wurde entsprechend dem Versuchsaufbau entwickelt.

Die Randbedingungen der Tibiabasisplatte wurden an der Unterseite des starren Körpers festgelegt, der die in Harz eingebettete Tibiakomponente darstellt (Abbildung 6). Für die translatorische Bewegung war sie in den Richtungen medial/lateral, anterior/posterior und proximal/distal (axial) frei beweglich. Bei der Rotationsbewegung war die Tibiakomponente in der Rotation nach innen/außen und in der Varus-/Valgusrotation frei. Die Rotation um die x-Achse, die die Slope-Achse darstellte, war während der gesamten Simulation entsprechend der ISO-Norm und dem Versuchsaufbau gesperrt.

Die Kräfte für die anteriore/posteriore Translation, die interne/externe Rotation (Drehmoment) und die axiale Kraft wurden ebenfalls am Einbettkörper aufgebracht. Die anterior-posteriore (AP) Kraft wurde auf den posterioren Teil, während die axiale Kraft und das Rotationsdrehmoment auf den unteren Teil der Einbettung eingeleitet wurden.

Ein Rückhaltesystem, das Bänder und eine Kapselumgebung simuliert, wurde der Simulation mit einem linearen Federelement nach ISO-Norm mit 30 N/mm in anteriorer/posteriorer Richtung hinzugefügt. Ein Rückhaltesystem für die internale/externe Rotation der Tibia wurde ebenfalls über ein lineares Federelement, nämlich ein Torsionsfederelement mit 600 Nmm/ Grad, implementiert.

Der femorotibiale Kontakt wurde im Finite-Elemente-Modell mit einem augmentierten Lagrange-Algorithmus und einem Basis-Reibungskoeffizienten von 0,05 [10, 11] hergestellt. Zur Bestätigung des Reibungskoeffizienten wurden Variationen von 0,01, 0,03 und 0,08 berechnet und mit den experimentellen kinematischen Daten des Experimentes verglichen. Die Kontakte zwischen dem Inlay, der Tibiabasisplatte und dem starren Körper, der das eingebettete Harz repräsentiert, wurden in der Simulation als feste Verbindungen definiert, was bedeutet, dass keine Trennung möglich war und alle Körper außer dem Inlay nicht deformierbar waren.



Abb. 6: Übersicht der Simulation aus [11].

Die Modellvalidierung wurde mit dem DD Inlay unter Verwendung des beschriebenen experimentellen Verschleißsimulators durchgeführt. Für den kinematischen Vergleich wurde die Pearson'sche Korrelation (r) verwendet und mit unterschiedlichen Reibungskoeffizienten innerhalb der Simulation abgesichert. Für Finite-Elemente-Modelle ist es notwendig, eine Netzvalidierung durchzuführen, die als Konvergenzstudie bezeichnet wird. Da das TKA Design auch in einer früheren validierten Studie verwendet wurde, wurde die Netzgröße gemäß einer Validierungsstudie identisch angepasst [14].

Die Modellvarianten der Computersimulation der unterschiedlichen Normen wurden nach den jeweiligen Spezifikationen (Tabelle 4) aufgebaut und berechnet.

Inlay design	ISO Norm 14243-1:20 (FC)	002 ISO Norr	n 14243-1:2009 (FC)	ISO Norm 14243-3:20 (DC)	14
		Without PCL	With PCL		
Cruciate-Retaining (CR)	anterior-posterior spring: 30 N/mm torsional spring: 6 Nmm/ Grad	500	anterior spring: 44 N/mm posterior spring: 9,3 N/mm torsional spring: 360 Nmm/ Grad Note: First ± 2.5 mm (a/p spring) and ± 6° (torsional spring) without constraint	No spring—defined displacement control	via
Deep Dish (DD)	anterior/posterior spring: 30 N/mm torsional spring: 600 Nmm/ Grad		anterior spring: 44 N/mm posterior spring: 9.3 N/mm torsional spring: 360 Nmm/ Grad Note: First ± 2,5 mm (a/p spring) and ± 6 ^o (torsional spring) without constraint	No spring—defined displacement control	via
Ultra-Congruent (UC)	anterior/posterior spring: 30 N/mm torsional spring: 600 Nmm/ Grad	anterior spring: 9 N/mm posterior spring: 9 N/mm torsional spring: 30 Nmm/ Grad Note: First ± 2.5 m (a/p spring) and ± (torsional sprin without constraint	,3 ,3 50 m 6 [°] g)	No spring—defined displacement control	via

Tabelle 4: Übersicht der Unterschiedlichen Modelleinstellungen aus [11].

Ergebnisse

Alle verschiedenen Reibungsmodelle zeigten eine gute Vergleichbarkeit mit der experimentellen Bewegung (Abbildung 7). Die Korrelationskoeffizienten für die anteriore/posteriore Bewegung lagen zwischen r = 0,91 für das Modell mit einem Reibungskoeffizienten von 0,01 und r = 0,87 für einen Reibungskoeffizienten von 0,08. Auch für die Rotationsdaten zeigten alle in silico-Modelle einen guten Trend im Vergleich zu den experimentellen Daten. Die Korrelationskoeffizienten von r = 0,80 für einen Reibungskoeffizienten von 0,01 und r = 0,81 für einen Reibungskoeffizienten von 0,08.



Abb. 7: Vergleich von der Kinematik zwischen Computermodell und Experiment [11].

Die Spannung im CR Inlay während des Gangzyklus zeigte zwei Spitzen von 12,38 MPa und 9,27 MPa für FC-2002 und zwei von 20,59 MPa und 17,19 MPa für den DC-2014 Standard. FC-2009 erzeugte drei Maxima von 11,15 MPa, 10,15 MPa und 9,16 MPa. Diese Ergebnisse sind in den Abbildungen 8 dargestellt. Für die anteriore/posteriore Translation der Tibia wurde ein Maximum bei 57 % des Gangzyklus in posteriorer Richtung (4,74 mm) für FC-2002 und ein zweites Maximum bei 71 % des Gangzyklus für FC-2009 in anteriorer Richtung (7,51 mm) beobachtet. DC-2014 erzeugte ein anteriores/posteriores Bewegungsprofil mit zwei Maxima in anteriorer Richtung, die bei 18 % und 57 % des Gangzyklus waren, mit Werten von 4,47 mm bzw. 5,13 mm. Die Rotationsdaten zeigten eine nach innen rotierende Tibia für FC-2002, mit einem Maximum von 6,18 Grad bei 54 % des Gangzyklus, und für FC-2009, mit einem Maximum von 9,00 Grad bei 56 % des Gangzyklus. DC-2014 erzeugte, wie vorgegeben, ein Maximum am Ende des Gangzyklus von 90 % in der Außenrichtung von 5,72 Grad.

Zusätzlich zu den Hauptfragen wurde ein Vergleich verschiedener Einlagen innerhalb einer Norm durchgeführt. Innerhalb des FC-2002 erzeugten die verschiedenen Designvarianten unterschiedliche Spannungen und unterschiedliche anteriore/posteriore und rotatorische Bewegungen (Abb. 9). Die maximalen Spannungen in den CR-, DD- und UC-Inlays waren in FC-2002 und FC-2009 niedriger und in DC-2014 höher. Außerdem erzeugte FC-2009 keinen dritten Spitzenwert innerhalb des UC-Inlays in der Schwungphase, im Gegensatz zu den anderen Designs (CR und DD).



Abb. 8: Übersicht der Ergebnisse aus den unterschiedlichen Normen und Inlaydesigns [11].



Abb. 9: Belastungsübersicht der unterschiedlichen Normen im CR Inaly bei a = 1. Maximum, b = 2. Maximum und c = 3. Maximum [11].

Fazit

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass alle ISO-Standards in allen Inlaydesigns unterschiedliche Spannungen, AP-Bewegungen und Tibia-Rotationen induzierten. Die angepasste kraftgesteuerte ISO aus dem Jahr 2009 zeigte aufgrund des unterschiedlichen Federsystems, welche die Weichteilumgebung repräsentiert, eine höhere mechanische Beanspruchung und AP-Bewegung während des Gangzyklus. Die weggesteuerte ISO führte zu einer höheren mechanischen Beanspruchung. Wenn die Ergebnisse der vorliegenden Studie in Bezug auf das neue MDR berücksichtigt werden, wird klar, dass zum Testen des Produkts nicht nur derselbe Standard (kraftgesteuert gegenüber weggesteuert) verwendet werden muss, sondern auch dieselbe Version (2002 vs. 2009 vs. 2014). Wenn ältere, bereits zugelassene Medizinprodukte mit einer älteren ISO-Standardversion getestet worden sind, sind die Ergebnisse der Kinematik und des Druckverhaltens nicht vergleichbar. Daher sollte die Zulassung eines Medizinprodukts nur erteilt werden, wenn die Testanforderungen ebenfalls gleich sind. Zukünftige Studien sollten verschiedene Inlaydesigns innerhalb derselben ISO-Standards analysieren, um Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

4.3 Checklist for Evaluation and Reporting Finite-Element-Analyses in Orthopedic and Trauma Biomechanics [89]

Einleitung

Die Bedeutung der Finite-Elemente-Analyse (FEA) für biomechanische Untersuchungen hat in den letzten Jahren weltweit erheblich zugenommen [34]. Auch in Deutschland hat die FEA im Bereich der Biomechanik in den letzten Jahrzehnten zunehmend an Bedeutung gewonnen.

Die Vorteile von numerischen Simulationen gegenüber experimentellen und klinischen Studien liegen zum einen darin, dass Systeme auf mechanische Modelle reduziert werden und somit Probleme isoliert von anderen Einflussfaktoren betrachtet werden können. Zweitens sind Parameterstudien möglich, die nur sehr aufwendig experimentell oder klinisch umgesetzt werden können. Durch die Reduzierung des Aufwands von Experimenten mit menschlichem Material oder Proben tierischen Ursprungs mittels FEA kann der Personal- und Zeitaufwand drastisch reduziert werden. Drittens ermöglichen numerische Simulationen Überlegungen oder Forschungsprojekte, die bei Tierversuchen oder klinischen Studien aufgrund ethischer Richtlinien nicht gerechtfertigt werden können. Henninger et al. [51] berichteten bereits 2010, dass Computermodelle zu grundlegenden Werkzeugen in der Biomechanik werden, um zukünftige Forschungsfragen und klinische Anwendungen anzugehen.

Es gibt bereits mehrere Initiativen und Richtlinien für die Berichterstattung über Forschungsmethoden und –ergebnissen aus Computersimulationen [1, 7, 34]. Dennoch sind die vorgestellten Berichtsparameter als Publikationskriterien nur Überlegungen und nicht vollständig. Auch die statistische Validierung und Validierungsmetriken zwischen Berechnung und Experiment wurden entwickelt [88]. Die Probleme der mangelnden Genauigkeit führen auch immer wieder dazu, dass Rechenmodelle im klinischen Bereich nicht anerkannt werden [135]. Daher ist die Einbeziehung von Verifikation und Validierung für die Glaubwürdigkeit eines vorgeschlagenen Modells erforderlich, insbesondere wenn die Ergebnisse auf den Patienten übertragen werden sollen [4, 51, 54, 134]. Die Standardisierung der numerischen Analyse in der Biomechanik ist ein aktuelles Thema in der globalen Gemeinschaft, und es müssen verbesserte Richtlinien und Standards für eine gute Berichtspraxis in diesem Bereich entwickelt werden [103].

Zusätzlich zu den oben erwähnten Vorteilen der numerischen Simulationen gibt es zahlreiche Probleme, die bei der Verwendung von Rechenmodellen in biomechanischen Untersuchungen auftreten. Aufgrund vieler kommerziell verfügbarer numerischer Simulationssoftware zur Lösung strukturmechanischer und dynamischer Probleme gibt es ebenso große Unterschiede bei den Pre-, Lösungs- und Postprocessing-Algorithmen. Das Hauptproblem scheint jedoch nicht die unterschiedliche Software zu sein, sondern die Tatsache, dass es keine einheitliche Checkliste und Berichtsform für die Bewertung der in numerischen Simulationsstudien verwendeten Verfahren gibt. Ein geeignetes Beispiel für die mangelnde Genauigkeit von numerischen Modellen ist die Finite-Elemente-Analyse der Mechanik des menschlichen Oberschenkelknochens zwischen sieben teilnehmenden Laboratorien mit experimenteller Validierung [67, 114]. Diese Studien zeigten, "dass die Erwartungen an die Genauigkeit von Finite-Elemente-Modellen des menschlichen Oberschenkelknochens noch nicht so weit entwickelt sind, wie von der Biomechanik-Gemeinschaft gewünscht" [67].

Ausgehend von diesen Problemen sollen Mitglieder des Clusters "Numerische Simulation" im Netzwerk für muskuloskelettale Biomechanik (MSB-Net) eine gemeinsame Checkliste erstellen, um zu versuchen, die Genauigkeit von Finite-Elemente-Modellen zu erhöhen. Nach Wissen der Autoren gibt es keinen detailliert definierten Verifikations- und Validierungsprozess in Form eines Protokolls für die FEA, insbesondere für Untersuchungen in der Orthopädieund Unfallchirurgie (O&U). Ziel dieser Arbeit ist die Zusammenfassung und Einführung einer Checkliste einschließlich eines Berichtsformulars, das die Mindestanforderungen für Finite-Elemente-Analysen im Bereich der O&U definiert. Die derzeitigen Probleme und Kontroversen liegen vor allem im Verifikations- und Validierungsprozess (V&V) und in der Bewertung der FEA. Aus dieser Motivation heraus werden in diesem Beitrag daher nur Empfehlungen und deren Erläuterungen zu diesen Themen dargestellt und definiert.

Wir prognostizieren, dass diese Checkliste, die von allen MSB-Net-Mitgliedern und der Gemeinschaft weltweit systematisch abgearbeitet werden kann, die Genauigkeit der biomechanischen Modelle in zukünftigen Studien deutlich erhöhen wird. Ein einheitliches Berichtsformular kann auch den wissenschaftlichen Austausch in der Gemeinschaft bezüglich Reproduzierbarkeit und Datenherkunft verbessern und den gesamten Prozess der Fehlerbehebung beschleunigen.

Struktur der Checkliste

Basierend auf den aktuellen Herausforderungen sollen von den Mitgliedern des Forschungsnetzwerkes Muskuloskelettale Biomechanik der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (MSB-Net) ein Berichtsformular für Finite-Elemente-Analysen in der O&U Biomechanik entwickelt werden, das in vier Hauptteile unterteilt ist: "Studienziel", "Simulationsmodell", "Modellverifikation und Modellvalidierung" und "Simulationsergebnisse und Berichterstattung". Die verwendeten Begriffe werden dabei wie folgt definiert:

- Ziel der Studie: Gestellte Forschungsfrage, die durch Modell und Simulation beantwortet werden kann.

- Rechnergestütztes Modell: Die konzeptuellen, mathematischen und numerischen Darstellungen der physikalischen Phänomene, die zur Darstellung spezifischer Bedingungen und Szenarien der realen Welt erforderlich sind. So umfasst das Modell die geometrische Darstellung, die herrschenden Gleichungen, Grenz- und Anfangsbedingungen, Belastungen, konstitutive Modelle und zugehörige Materialparameter, räumliche und zeitliche Annäherungen und numerische Lösungsalgorithmen.

- Modell-Verifizierung: Der Prozess der Feststellung, dass ein Berechnungsmodell das zugrunde liegende mathematische Modell und seine Lösung genau darstellt.

- Modell-Kalibrierung: Der Prozess der Auswahl von Modell- und Simulationsparametern, die die beste Übereinstimmung mit experimentellen oder anderen Referenzdaten bieten.

- Modell-Validierung: Der Prozess der Bestimmung des Grades, in dem ein Modell eine genaue Darstellung der realen Welt aus der Perspektive der beabsichtigten Verwendungszwecke des Modells darstellt.

- Simulationsergebnisse: Die durch das Berechnungsmodell generierte Ausgabe.

- Berichterstattung: Systematischer Bericht über die Erstellung des biomechanischen Modells, den angewandten Verifikations- und Validierungsprozess und die ermittelten Simulationsergebnisse.

Der Bericht über die Finite-Elemente-Analyse ist so auszuführen, dass das numerische Modell vollständig reproduziert werden kann. Wenn möglich, sollte die Struktur dem in Abbildung 10 dargestellten Berichtsschema entsprechen.



Abb. 10: Schema der Checkliste [89].

Überblick über die Checkliste

Basierend auf diesen Definitionen soll die zu entwickelnde Checkliste die obligatorischen Schritte zur Verifizierung und Validierung einer numerischen Analyse im Bereich der O&U, nachdem das Modell entwickelt wurde und die Ergebnisse erzielt worden sind, beinhalten. Es ist daher nicht das Ziel dieser Checkliste, zu spezifizieren, wie ein biomechanisches Modell aufgebaut werden soll, da dies die Aufgabe der Berechnungsingenieure bleiben sollte. Alle Schritte, die in einer numerischen Simulation durchgeführt werden, sollten jedoch mit detaillierten Informationen über das Modell auch in klinisch verwandten Journalen nachvollziehbar berichtet werden. Falls erforderlich, sollten der wissenschaftlichen Gemeinschaft im Anhang dieser Journale zusätzliche Beschreibungen zur Verfügung gestellt werden.

Fazit

Die vorgestellte Checkliste und Berichtsform der Mindestanforderungen für Finite-Elemente-Analysen in der O&U soll eine einheitliche Grundlage für die Dokumentation bieten. Sie soll den wissenschaftlichen Austausch und gute wissenschaftliche Praxis fördern und schwerwiegende Fehler im Modellierungsprozess reduzieren. Aufgrund der ständigen Weiterentwicklung der numerischen Simulation, insbesondere im Bereich der O&U und dem Ziel der klinischen Anwendung, ist es notwendig, die Checkliste auch in Zukunft auf dem neuesten Stand zu halten. Zu diesem Zweck kann eine internationale Zusammenarbeit von Forschungsgruppen, die FEA auf dem Gebiet der O&U Biomechanik durchführen, für die Weiterentwicklung dieser Checkliste nützlich sein. Als neues Ziel könnte anschließend ein Leitfaden für FEA im Bereich O&U auf der Grundlage dieser Checkliste und des Berichtsformulars entwickelt werden.

4.4 Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament tensions in TKA: A numerical analysis [36]

Einleitung

Es wird vermutet, dass der Haupteinflussfaktor für postoperative Schmerzen und Revisionen einer Knietotalendoprothese eine unterschiedliche kinematische Gegebenheit oder Änderung in der Beanspruchung der ligamentären Bandstrukturen nach der Operation ist. Dies und eine Erhöhung des postoperativen retropatellare Druckes können dann zum sogenannten "vorderen Knieschmerz" führen [79, 132, 137, 161]. Für eine erfolgreiche Implantation einer Implantatpositionierung Knietotalendoprothese ist die aller Einzelteile essentiell. Fehlpositionierungen der einzelnen Implantatkomponenten beeinflussen die Kniekinematik, Instabilitäten, das Risiko für das Risiko von eine Verschleißerhöhung der Polyethylenkomponente und das Risiko des vorderen Knieschmerzes [38, 56, 116]. Die Literatur beschreibt dabei in einigen in vitro Studien, dass die Implantatposition auch einen Effekt auf die Bandstrukturen und dessen Anspannungen hat [70, 129] und damit klinisch zu postoperativen Schmerz und zu einer verminderten Flexion des Kniegelenks führen kann [13, 17, 87]. Zusätzlich führen Fehlpositionierungen zu erhöhten femorotibialen sowie patellofemoralen Kontaktkräften im Gelenk, welche dann das Risiko eines erhöhten Polyethylenverschleißes und den beschriebenen vorderen Knieschmerz verursachen können [95].

daraus Die Analyse folgenden Konsequenzen der verschiedenen und die Implantatpositionierungen innerhalb eines einzelnen Kniegelenkes, also derselben experimentellen Voraussetzungen, ist sehr schwierig. Zusätzlich sind speziell die ligamentären Spannungen beziehungsweise Dehnungen in experimentellen Studien nur sehr schwer zu messen. Mögliche experimentelle Aufbauten, um diese biomechanischen Änderungen von Implantatpositionen zu analysieren, sind sogenannte Kniegelenkskinematoren [28, 116-118, 120, 121] oder computergestützte Simulationen [57, 94, 155]. Dabei bieten die computergestützten Analysen noch den Vorteil, dass viele verschiedene Modifikationen innerhalb eines Versuches bzw. Präparates getestet werden können, da Versuchszeit und auch veränderte Knochenschnitte bei jedem Ausgangsversuch gleich gehalten werden können. Allerdings müssen diese Computermodelle aufwendig validiert werden, um so die spätere Übertragbarkeit zum Patienten nicht zu gefährden.

Ziel dieser Studie war es die mediolaterale Translation und Rotation der tibialen Komponente einer Knietotalendoprothese und dessen Auswirkung auf die Bandspannungen, femorotibialen Kontaktkräfte und die Kniegelenkskinematik innerhalb eines Kniegelenkes zu untersuchen.

Material und Methoden

Computermodell

Für diese Studie wurde ein bereits etabliertes Computermodell, welches basierend auf einen "weight-bearing" Kniegelenkskinemator erstellt wurde, verwendet (Abb. 11). Dieses Modell wurde vorab aufwendig, mit experimentellen Daten von humanen Kniegelenken, bezüglich der Kniegelenkskinematik und der Kontaktkräfte im Kniegelenk, validiert [158]. Die Computeranalyse wurde mit Ansys V14 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA, USA) durchgeführt. Anhand eines MRT-Datensatzes des gesamten Beines einer Referenzperson (Größe 173 cm, Gewicht 80 kg, Alter 28) ohne Hinweise auf eine Pathologie wurde ein 3D Modell erstellt. Entsprechend den Ergebnissen zweier früherer Auswertungen wurde für die 10-Knoten-Tetraederelemente dieser numerischen Simulation eine Netzgröße von 1,5 mm gewählt [117, 158].

Die Bandstrukturen dieser Computersimulation wurden mit linearen Federelementen in Bündeltechnik nachgebildet. Eine Feder wurde für das laterale Seitenband (LCL) modelliert, zwei Federn für das hintere Kreuzband (PCLa für das anteriore bzw. PCLp für das posteriore Bündel) und drei Federn für das mediale Seitenband (MCLa, MCLo und MCLs für das anteriore, schräge bzw. oberflächliche Bündel). Die initialen Dehnungen und Steifigkeiten wurden aus früheren Computersimulationen übernommen und sind in Tabelle 5 angegeben [102, 113, 158]). Gemäß den Ergebnissen einer früheren eigenen Studie [122] wurden die Steifigkeiten von PCLa und PCLp auf 25 % reduziert, um die AP-Bewegung an den experimentellen Aufbau anzupassen.



Abb. 11: Übersicht der Freiheitsgrade der Computersimulation aus [49].

Tabelle 5: Übersicht der Materialparam	ter der Bandstrukturen aus [36]].
--	---------------------------------	----

Structure	Initial strain	Stiffness (N/mm)	
PCLa	-0.10	31.25	
PCLp	-0.02	15.0	
LCL	0.02	91.3	
MCLa	0.02	27.9	
MCLo	0.02	21.1	
MCLs	0.02	72.2	

Es wurden mehrere Muskelkräfte in die Simulation einbezogen. Um die korrekte Kraftrichtung während der gesamten belasteten Kniebeuge zu gewährleisten, wurden die Muskelsehnen durch selbstprogrammierte Federelemente dargestellt. Die Hamstringmuskeln (Biceps femoris
und Semitendinosus) wurden mit einer konstanten Belastung von jeweils 10 N ausgewählt. Die Muskeln Vastus lateralis und Vastus medialis wurden mit einer konstanten Belastung von je 20 N simuliert. Zur Regelung des gewichtsbelasteten Kniemodells wurde die vom Rectus femoris und Vastus intermedius erzeugte Kraft in Abhängigkeit von der Bodenreaktionskraft angepasst (z. B. bis zu 665 N). Beide Muskeln wurden mit einer linearen Feder an der Quadrizepssehne in Kniebeugung beginnend bei 15 Grad bis 105 Grad in Schritten von 1,5 Grad simuliert. Für jeden Belastungsschritt wurde die Kraft der Quadrizepssehne angepasst, um eine Bodenreaktionskraft von 50 N bis 55 N zu erzeugen. Die Materialeigenschaften der Quadrizepssehne wurden so definiert, dass eine Umwicklung am Oberschenkels möglich ist [102]. Für die Kontaktflächen der Kniegelenkprothese wurde der Reibungskoeffizient auf $\mu = 0,02$ und auf $\mu = 0,05$ für das Patellofemoralgelenk bzw. das Tibiofemoralgelenk gesetzt. Das Kniegelenk konnte sich in sechs Freiheitsgraden (DOF) frei bewegen.

Implantat

Für alle Simulationen wurde die gleiche Knietotalendoprothese Columbus (fixed bearing, Deep Dish, Braun Aesculap Orthopaedics, Tuttlingen, Deutschland) in das Modell implantiert. Das Columbus Kniesystem ist ein Kniesystem, das seit 2003 auf dem Markt ist und für den totalen Knieersatz verwendet wird. Die femorale Komponente ist ein Multi-Radiusdesign mit einem relativ kleinen dorsalen femoralen Radius. Die Trochlea der Femurkomponente hat eine Valgusrichtung von 7 Grad, mit einem erhöhten antero-lateralen Femurdesign, um eine Patellaluxation zu verhindern. Die Tibiakomponente hat ein symmetrisches Design. Die Inlays sind in Cruciate Retaining (CR), Deep Dish (DD) und Ultra Congruent (UC) erhältlich. In allen Simulationen wurde das DD Design verwendet. Die Implantate wurden gemäß den Anweisungen des Herstellers unter der Aufsicht eines erfahrenen orthopädischen Chirurgen virtuell eingesetzt. Die Rotation der Femurkomponente wurde parallel zur transepikondylären Achse eingestellt. Für die neutrale Position wurde die Tibiabasisplatte auf das mediale Drittel der Tuberositas tibiae eingestellt [79]. Es wurde eine Tibiagrundplatte der Größe T2 verwendet, die eine maximale Knochenbedeckung ohne signifikanten Überhang in der neutralen Position erreichte. In der sagittalen und koronalen Ebene wurden die Implantate senkrecht zur mechanischen Achse der Tibia und des Femurs gesetzt. Das Design des Inlays beinhaltete eine posteriore Neigung von 3 Grad. Für die Eigenschaften der Prothese wurden Daten einer früheren Auswertung verwendet [159]. Die linear elastischen die Materialeigenschaften sind in Tabelle 6 enthalten.

Structure	Young's modulus (MPa)	Poisson ratio
Femoral component	217000	0.3
Inlay (UHMWPE)	312.5	0.46

Numerische Analysen

Alle Analysen wurden in Flexionsschritten von 5 Grad, beginnend bei 15 Grad bis 105 Grad, durchgeführt. Um die Lastverteilung des Tibiofemoralgelenks für alle Implantatpositionen zu analysieren, wurde die von Mises Spannung innerhalb des Inlays verwendet. Hinsichtlich der Veränderungen der tibiofemoralen Kinematik wurden die anterior-posteriore Translation (sog. "Roll-back") und die tibiale Rotation ausgewertet. Für die Bewegungsanalyse wurden die anatomischen Epikondylen auf das Tibiaplateau projiziert und die Relativbewegung ähnlich wie bei [96] analysiert. Zusätzlich wurde der Einfluss aller einbezogenen Ligamente auf die Spannung für alle Implantatpositionen berechnet.

Folgende in Tabelle 7 dargestellten Positionsänderungen wurden dabei in dieser Studie untersucht und zwischen 15 Grad und 105 Grad Knieflexion ausgewertet.

Tabelle 7: Übersicht der unterschiedlichen B	Berechnungsmodelle.
--	---------------------

6 Grad	3 Grad	Neutrale	3 Grad	6 Grad
Innenrotation	Innenrotation	Ausrichtung	Außenrotation	Außenrotation
6 mm mediale	6 mm mediale		3 mm laterale	6 mm laterale
Translation	Translation		Translation	Translation

Ergebnisse

Bezugnehmend auf die ligamentären Spannung hatte die mediolaterale Translationen der tibialen Komponente einen größeren Einfluss als die Veränderung der Rotation der tibialen Komponente (Abb. 12 und Abb. 13). Bei Betrachtung der Kollateralbänder waren die größten Unterschiede im Außenband und Innenband festzustellen und es zeigte den größten Unterschied bei 15 Grad Flexion im Außenband zwischen 38,91 N (6 mm laterale Translation) zu 236,41 N (6 mm mediale Translation).



Abb. 12: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Kräfte im mediale Seitenband aus [36].



Abb. 13: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Kräfte im laterale Seitenband aus [36].

Die Ergebnisse der femorotibialen Inlaybelastung zeigte, wie auch die Bandspannung, eine größere Veränderung bei den translatorischen Positionsveränderungen und hatte das Maximum von 20,73 MPa bei ca. 55 Grad Knieflexion und 6 mm medialer Translation der tibialen Implantatekomponente (Abb. 14). Gemäß den Ergebnissen der Bandspannung wurden die höchsten Spannungen für die Simulation mit 6 mm Medialisierung der Basisplatte beobachtet. Die Verteilungen der Spannungen innerhalb des Inlays sind in Abb. 15 A-C dargestellt.



Abb. 14: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Belastungen im Inlay [36].



Abb. 15: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Belastungen im Inlay [36].

Bei Betrachtung der relativen Kniegelenkskinematik zeigte sich der größte Einfluss ebenfalls bei der translatorischen Positionsänderung und die größte Veränderung bewirkte eine 6 mm Lateralisierung oder 6 mm Medialisierung bezogen auf die neutrale Positionierung. Die Tendenz zu mehr Roll-back war bei der Variante mit 6 mm Medialisierung der Grundplatte am höchsten (Abb. 16 A). Die tibiale Grundplattenrotation zeigte keinen großen Unterschied im Roll-back (Abb. 16 B). Für alle Simulationen wurde ein typischer Verlauf des Roll-backs beobachtet mit einem leichten Roll-forward bei geringen Flexionswinkeln (bis 30 Grad), gefolgt von einem zunehmenden Roll-back mit zunehmender Flexion.



Abb. 16: Übersicht der femorotibialen Translation durch die unterschiedlichen Positionierungen [36].

Fazit

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass eine Positionsveränderung der tibialen Komponente einer Knietotalendoprothese einen großen Effekt auf die ligamentären Bandspannungen hat. Zusätzlich oder auch aus diesem Grund sind die femorotibialen Kontaktkräfte und die Kniegelenkskinematik ebenfalls beeinflusst. Eine Medialisierung der tibialen Komponente hatte in dieser Studie den größten Einfluss. Dadurch könnten die klinischen Konsequenzen wie postoperativer Schmerz, ein erniedrigtes Bewegungsausmaß, Instabilitäten und ein erhöhter Verschleiß der Inlaykomponente beeinflusst sein und sollte deswegen bei der Operation beachtet und eine neutrale Position der tibialen Komponente angestrebt werden.

4.5 Increase in the tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the Effect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model [151]

Einleitung

Die unikondyläre Knieendoprothetik (UKA) zeigt gute Ergebnisse bei Patienten mit Arthrose im medialen Kompartiment des Kniegelenkes. Der Entwickler des medialen Oxford-Kniegelenksprothese (Biomet, Bridgeton, GB), das ein allgemein anerkanntes UKA-Implantat ist, meldete eine 20-Jahres-Überlebensrate von 91 % [99]. Umgekehrt zeigt sich, in Knieendoprothesenregisterdaten, dass die Revisionsrate der UKA höher ist als die der Knietotalendoprothetik (TKA). Diese höheren Revisionsraten können aber auch darauf zurückzuführen sein, dass ein unikondylärer Schlitten "leichter" zu revidieren ist als eine Totalendoprothese und damit dieser Prozess beeinflusst sein kann. In Schweden hat die Zahl der UKA-Verfahren in den letzten Jahren abgenommen [42, 77, 127]. Diese Entwicklung ist überraschend, da die UKA viele Vorteile gegenüber der TKA bietet. Eine UKA kann mit minimal-invasiven Techniken implantiert werden, die Rehabilitation ist schneller, und die Kinematik ist ähnlicher der eines nativen Kniegelenks [53, 86, 98, 105]. Die Registerdaten zeigten, dass der Oxford-Knie-Score bei Patienten mit UKA höher und damit besser ist im Vergleich zu einer TKA [42]. Weitere Forschung ist allerdings erforderlich, um die Faktoren, die die Langlebigkeit einer UKA verbessern, zu analysieren. Dabei ist die Positionierung des Implantats ein kritischer Faktor, der die Langlebigkeit eines Implantates stark beeinflussen kann. Jedoch ist bisher kein Referenzwert für den sogenannten tibialen Slope bei Implantation einer UKA in der Literatur beschrieben. Verschiedene Autoren und Hersteller geben einen optimalen Wert für den tibialen Slope an, dabei ist die Ausdehnung dieses Wertes sehr unterschiedlich [144]. Der tibiale Slope hat dabei aber einen erheblichen Einfluss auf den Verschleiß [147, 150]. Die Auswirkungen der verschiedenen tibialen Slope Möglichkeiten auf die Bandspannungen, die Kinematik der Patella, die Kinematik im femorotibialen Kniegelenk und die Inlaybewegungen wurden dabei in der Literatur bisher nicht analysiert.

Das Ziel dieser Studie war die Weiterentwicklung eines Computermodels basierend auf der Finiten Elementen Methode für die UKA, um damit die Wirkung verschiedener tibialer Slope Positionierungen auf die Belastung der Bänder, Kinematik, Inlaybewegung, und Belastung im nicht ersetzten patellofemoralen Kompartiment zu untersuchen. Die Hypothese war, dass der tibiale Slope einen beträchtlichen Einfluss auf die Kinematik des Kniegelenkes hat.

Material und Methoden

Für die numerische Simulation der UKA wurde das validierte Kniemodell der TKA Simulation adaptiert (Abb. 17) [158]. Für alle Simulationen wurde eine UKA Prothese (Univation, mobile bearing, Aesculap Orthopädie, Tuttlingen, Deutschland) virtuell implantiert und entsprechend den Empfehlungen des Herstellers positioniert. Für die verformbaren Prothesenkomponenten und das Knorpelgewebe wurden linear elastische Materialeigenschaften definiert. Der Meniskus wurde mit orthotropem Verhalten simuliert [31, 158]. Die Bandstrukturen wurden mit Federelementen in einer Bündeltechnik dargestellt und die Vorspannungen und Steifigkeiten aus einer früheren FE-Modell übernommen (Tabelle 8) [113].



Abb. 17: Sagittale Ansicht des Computermodells aus [151].

Deformable bodies (linear elastic)					
Structure	Young's modulus (MPa)	Poisson ratio	Structure	Young's modulus (MPa)	Poisson ratio
Femoral component	210,000	0.3	Patella Cartilage	5.0	0.4
Inlay (UHMWPE)	312.5	0.46	Tibial Component	210,000	0.3
Ligaments (stiffness)					
Structure	Initial strain	Stiffness (N/mm)	Structure	Initial strain	Stiffness (N/mm)
PCLa	-0.10	31.25	MCLa	0.02	27.9
PCLp	-0.02	15.0	MCLo	0.02	21.1
LCL	0.02	91.3	MCLs	0.02	72.2
ACLa	0.02	108.0	ACLp	0.02	108.0

Tabelle 8: Übersicht der Materialeigenschaften in der Simulation [151].

Der Knorpel der Tibia, der Patella und des Femurs sowie der Meniskus und das Inlay wurden mit einem Tetraeder Volumennetz vernetzt. Die Femur- und Tibiakomponente des UKA-Implantates wurden als Starrkörper definiert, daher wurden nur die Oberflächen vernetzt. Das in der numerischen Simulation verwendete FE-Netz bestand aus 10-Knoten-Tetraeder-Elementen für das Volumennetz und 6-Knoten-Dreieckselementen für das Oberflächennetz mit einer Netzgröße von ca. 1,4 mm. Die Netzgröße basierte auf der Konvergenzanalyse, die in der Validierungsstudie des allgemeinen Simulationsmodells durchgeführt wurde [158]. Das endgültige Netz hatte ca. 50000 Knoten und eine Berechnungszeit von ca. 15 h.

Die Reibungskontakte zwischen den verschiedenen Strukturen wurden mit einer erweiterten Lagrange-Formulierung und einem kontaktspezifischen Reibungskoeffizienten ($\mu = 0,002$ zwischen Patella und Femur, Femur und Tibia sowie Knorpel und Meniskus; $\mu = 0,08$ für Inlay und Femur sowie Inlay und Tibia) bestimmt [48, 73]. Die Fixierung zwischen Meniskus und Tibiaknorpel wurde mit einem fixierten Kontakt simuliert. Die femorale und tibiale Komponente der Prothese wurden aufgrund der Starrkörperannahme mit einer nicht deformierbaren Kontaktformulierung an der Knochengeometrie fixiert. Die Randbedingungen des FE-Modells orientierten sich an einem experimentellen Knieprüfstand, der für die Validierung des TKA-Modells verwendet wurde [116].

Der tibiale Slope wurde in den einzelnen Untersuchungen variiert. Im Gegensatz zum numerischen TKA-Modell wurde die Quadrizepssehne nicht simuliert und daher wurde die Simulation bei 75 Grad Flexion gestoppt. Das ist der Zeitpunkt der Kniegelenksbeugung, bevor die Quadrizepssehne sich um das Femur umwickelt und damit die Ergebnisse beeinflussen hätte können [50]. Drei verschiedene numerische Modelle mit unterschiedlicher tibialen Slope Einstellung (0 Grad, 5 Grad, und 10 Grad tibialen posterioren Slope) wurden erzeugt, berechnet und ausgewertet. Alle anderen Einstellungen am numerischen Modell waren dabei identisch.

Um den Effekt der unterschiedlichen Slope Bedingungen zu analysieren, wurden folgende Parameter untersucht: Die patellofemorale Kinematik Kräfte in den Bändern (hinteres Kreuzband anterior (PCLa) und posteriorer Teil (PCLp), laterales Kollateralband (LCL), mediales Seitenband anterior (MCLa), mediales Seitenband superficial (MCLs), mediales Seitenband oblique (MCLo)) und die Inlaybewegung (die Position des Inlays auf der Tibiagrundplatte).

Ergebnisse

Bei Zunahme des tibialen Slopes, nahm die tibiale Außenrotation ebenfalls zu. Die Differenz zwischen dem 0 Grad und 10 Grad tibialen Slope zeigte eine vermehrte Außenrotation der Tibia von 4,5 Grad mehr bei 14,5 Grad Knieflexion und 3,9 Grad mehr Außenrotation bei 75 Grad Knieflexion (Abb. 18). Die Vergrößerung des tibialen Slopes hatte innerhalb dieser Studie fast keinen Einfluss auf die anteriore/posteriore Bewegung der Tibia auf der lateralen Seite des Kniegelenkes. Auf der medialen Seite führte eine erhöhter tibialer Slope jedoch zu

einer anterioren Translation der Tibia im Verhältnis zu den femoralen Epikondylen (Abb. 18). Die mediale Seite der Tibia war im Modell mit 10 Grad Slope 3,4 mm bzw. 4,0 mm weiter anterior als im Modell mit 0 Grad Slope bei 14,5 Grad bzw. 75 Grad Flexion.

Für die patellofemorale Kinematik, wurde nur die mediolaterale Position (Shift) der Patella in Beziehung zum Femur durch den Slope des Implantates beeinflusst. Bei 14,5 Grad Knieflexion wurde die Patella im 10 Grad Slope Modell um 3,0 mm weiter lateral verschoben als im 0 Grad Slope Model. Dieser Unterschied verringerte sich bei 40 Grad Flexion. Bei 75 Grad Flexion gab es keinen Unterschied mehr zwischen der 0 Grad und 5 Grad Slopedifferenz und der Unterschied zwischen der 0 Grad und 10 Grad Steigung wurde auf 0,4 mm reduziert. Die Flexion der Patella in der Sagittalebene, die Rotation der Patella in der Frontalebene und die Neigung der Patella zeigten keine wesentlichen Veränderungen.



Abb. 18: Übersicht über die Kniegelenkskinematik der unterschiedlichen Simulationsmodelle modifiziert aus [64].

Die Bandspannungen sind in der Abbildung 19 dargestellt. Die Kraft im MCLa wurde aufgrund der Neigungsveränderung des Tibiaimplantates verändert. Bei einer Neigung von 10 Grad

erhöhte sich die Belastung um 19 N (63 N bei 0 Grad Neigung, 44 N bei 10 Grad Neigung) bei 75 Grad Knieflexion. Ein ähnlicher Unterschied wurde für die MCLs beobachtet. Für den schrägen Teil war dieser Unterschied nicht ersichtlich. Umgekehrt betrug die Kraft für das LCL 97 N bei der 0 Grad Neigung und 73 N bei der 10 Grad Neigung bei 40 Grad Flexion. Wenn die tibiale Neigung zunahm, wurde die Kraft im PCL reduziert. Die Belastung der PCLa betrug 102 N bei der 0 Grad Slope und 72 N bei der 10 Grad Slope bei 75 Grad Kniebeugung. Für die PCLp betrug der Wert 28 N für das Modell mit 0 Grad Slope und 4 N für das Modell mit 10 Grad Slope bei 75 Grad Beugung.



Abb. 19: Übersicht der Bandspannungen bei den unterschiedlichen Slopemodifikationen [64].

Die Position des Inlays in Bezug auf die Tibiabasisplatte verschob sich nach anterior mit einer erhöhten posterioren Neigung des Implantates (Abb. 20). Bei 14,5 Grad Knieflexion betrug der Abstand des Inlays zur posterioren Kante 17,1 mm (0 Grad Slope), 18,7 mm (5 Grad Slope) und 20,0 mm (10 Grad Slope).



Abb. 20: Positionsveränderung des Inlays in Relation zur Tibiabasisplatte [64].

Fazit

Diese Studie zeigte bei erhöhtem tibialen Slope des Implantates eine höhere Außenrotation der Tibia und damit eine veränderte femorotibiale und retropatellare Kinematik. Daher sollten diese unterschiedlichen kinematischen Auswirkungen berücksichtigt werden, aber dabei individuell am Patienten angepasst werden. Da der optimale tibiale Slope bei jedem Patienten unterschiedlich ist, sollte je nach präoperativer Situation individuell festgelegt werden, welche postoperative Kinematik und Bandbeeinflussung gewünscht ist und dabei auch die Lage der retropatellaren Knorpelschädigung in Betracht gezogen werden. Um hier noch genauere Aussagen treffen zu können, müssen aber noch weitere Studien angestrebt werden.

4.6 Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixedbearing knee arthroplasty does not increase wear [157]

Einleitung

Die unikondyläre Knieendoprothetik (UKA) bei medialer Kniearthrose ist ein erfolgreiches Verfahren, allerdings berichteten die nationalen Register über eine höhere Revisionsrate der UKA im Vergleich zur TKA [43, 127]. Um die Überlebensrate nach UKA zu optimieren, sind weitere Untersuchungen erforderlich, insbesondere zur optimalen Positionierung der UKA-Prothese, die noch unklar ist. Nach einer medialen UKA sollte das Bein in leichter Varus- oder Neutralstellung gelagert und eine Überkorrektur vermieden werden [47]. Die Positionierung des Tibia-Implantats in Bezug auf die sagittale Neigung (Slope) sollte zwischen 3 Grad und 8 Grad tibialem Slope positioniert werden [142, 145, 148]. Hinsichtlich der Positionierung der Tibia in der Koronalebene (Varus/Valgus) kann ein Varus von mehr als 5 Grad zu einer hohen Frühlockerung führen [9]. Des Weiteren besteht die Sorge, dass eine Varus- oder Valguspositionierung von 5 Grad oder höher zu einer reduzierten Kontaktfläche und höherem Verschleiß vor allem bei fixed bearing UKA und damit zu einer höheren Abnutzung und Lockerung führt [30]. Eine Analyse von Positionierungen nach Operation ergab eine Varusoder Valguspositionierung von mehr als 5 Grad bzw. 3 Grad in 14 % bzw. 35 % der Fälle [10, 142]. Um die oben genannten Punkte weiter zu untersuchen, zielte diese hier vorliegende Studie darauf ab, Veränderungen der Abnutzung während der Varus- oder Valguspositionierung einer fixed bearing unikondylären Knieprothese in vitro zu untersuchen. Die Hypothese ist, dass eine 5 Grad Varus- oder Valguspositionierung der Tibiakomponente im Vergleich zu einer neutral ausgerichteten Tibiakomponente aufgrund einer reduzierten Kontaktfläche zu weniger Verschleiß führt [80, 107].

Material und Methoden

Für die in vitro Verschleißanalyse wurden anatomische unikondyläre Knieprothesen (Univation fixed, Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) mit fixed bearing Design verwendet. Femurkomponenten und Tibiakomponente wurden aus CoCr29Mo verwendet. Die Inlays der UKA wurden aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE; GUR 1020; β-sterilisiert 25-40 kGy, verpackt unter N2) hergestellt. In den drei unterschiedlichen Versuchsdurchläufen wurde die mediale Tibiakomponente in einem anderen Varus- oder Valguswinkel ausgerichtet (5 Grad Valgus, neutral und 5 Grad Varus, Abb. 21).



Abb. 21: Übersicht der unterschiedlichen Positionierungen der Unikondylären Schlittenprothesen im Verschleißsimulator (linkes Kniegelenk, Ansicht von dorsal) aus [157]. Links 5 Grad Valgus, Mitte neutral und rechts 5 Grad Varus [157].

Um eine durch diesen Zustand verursachte mediolaterale Translation im Knie zu kompensieren, musste die laterale Komponente in einem entgegengesetzten Varus- oder Valguswinkel ausgerichtet werden. Die Position der Femurkomponente wurde gemäß ISO 14243-1:2002 vorgenommen und beide Kondylen mit Harz (Isocyanat/Polyol, Rencast® FC 53) in einem Stahlstab für jede der drei Proben eingebettet. Für jede unterschiedliche Positionsgruppe (neutral, 5 Grad Varus und 5 Grad Valgus) wurden für die Verschleißanalyse jeweils drei Prothesenproben in einem servohydraulischen Knieverschleißsimulator (EndoLab GmbH, Thansau, Deutschland) befestigt. Die Flexionsachse wurde ebenfalls gemäß der Norm mit dem Mittelpunkt zweier Kreise festgelegt, die am besten im Sagittalschnitt zu der posterioren Femurkomponente bei 30 Grad und 60 Grad Flexion passen (J-Kurve). Zur Standardisierung der mediolateralen Position der Femurkomponente wurde eine maßgefertigte Brückenfixierung (Breite 42.65 mm ± 0.1 mm) verwendet. Der Simulator ahmt das Gehen in einer Ebene für 5,0 Millionen Zyklen nach, wie in der ISO-Norm (ISO 14243-1:2002) festgelegt. Entsprechend wurden mit Hydraulikzylindern das Rotationsmoment (IE), anteriore-posteriore Kraft und eine axiale Kraft erzeugt. Die Axialkraft wurde in einer mediolateralen Kompartimentbelastung von 60 % zu 40 % aufgebracht. Um die Kniebänder zu simulieren, enthält der Verschleißsimulator Rückstellfedern von 30 N/mm in anteriorposteriorer Richtung und 600 Nmm/Grad in internal-externer Rotationsrichtung. Innerhalb des Verschleißsimulators wurden folgende Prüfparameter nach ISO-Vorgaben simuliert: eine maximale Belastung von 2600 N, ein Beugewinkel von 0 Grad - 58 Grad, eine AP-Kraft von -265 bis - 110 N und ein IE-Rotationsmoment von 1 bis 6 Nm (Abb. 22).



Abb. 22: Lastprofile aus der ISO 14243-1.

Eine vierte Prothesenprobe wurde bei jeder unterschiedlichen Positionierungsgruppe zur Kontrolle verwendet. Bei dieser wurde nur axiale Last aufgebracht. Die Komponenten wurden mit einer Mischung aus Kälberserum und destilliertem Wasser umgeben, um einen Proteingehalt von 30 g/l zu erreichen. Dem Serum wurden Zusätze zur Stabilisierung des pH-Wertes (EDTA, AppliChem, Darmstadt, Deutschland) und zur Verhinderung von Pilzwachstum (Amphotericin B Biochrom, Berlin, Deutschland) beigefügt. Vor Beginn der Tests war eine Konditionierung der UHMWPE-Inlays notwendig. Daher wurden alle Inlays im Serum gelagert, bis keine Gewichtszunahme mehr zu verzeichnen war.

Wie von der ISO-Norm vorgeschrieben, wurde das Kälberserum alle 500.000 Zyklen ersetzt. Zu diesem Zeitpunkt wurden die UHMWPE-Inlays schonend gereinigt und mit einer Analysenwaage (Sartorius BP211D, Deutschland) mit einer Genauigkeit von 0,01 mg nach jeweils 1,0 Millionen Zyklen gewogen.

Nach je einer Millionen Zyklen wurden die Inlays gescannt, um den Verschleißbereich zu beurteilen (Epson Expression 1680 Pro mit 300 dpi; Skalierung 1 mm; Epson, Tokio, Japan). Nach 5,0 Millionen Zyklen erfolgte die Interpretation der Verschleißfläche und des Musters

visuell und mikroskopisch (Keyence, VHX 500) (Keyence, Deutschland, Neu-Isenburg) [100]. Die Berechnung der Verschleißfläche wurde mit Photoshop CC 2018 (Adobe, San Jose, Kalifornien, USA) durchgeführt, indem die Verschleißfläche automatisch im Programm markiert wurde und ein Messschieber als Referenz im Bild vorhanden war. Ein Pixel hatte eine Auflösung von 0,04 mm/Pixel. Der Fehler in Bezug auf Genauigkeit und Wiederholbarkeit für dieses Verfahren erwies sich in der Literatur als kleiner als 3,4 % [45].

Für die Analyse der unterschiedlichen Verschleißraten pro Millionen Zyklen wurde ein ungepaarter t-Test verwendet (GraphPad Prism 5, GraphPad Software Inc., San Diego, USA). Der p-Wert wurde auf 0,05 gesetzt. Die Normalverteilung der Verschleißraten wurde mit dem Shapiro-Wilk-Test überprüft (SPSS Statistics 25, IBM, Armonk, New York, USA). Die Posthoc-Power-Analyse (G*Power 3.1.9.4, Universität Kiel) ergab für die neutrale Ausrichtung und 5 Grad Varus eine statistische Power von 98 % (α err prob = 0,05; Effektgröße = 4,43) und für die neutrale Ausrichtung und 5 Grad Valgus eine statistische Power von 91 % (α err prob = 0,05; Effektgröße = 3,67).

Ergebnisse

Die Abriebrate (Tabelle 9) nahm bei Positionierung der Prothese in 5 Grad Varus oder 5 Grad Valgus im Vergleich zur Neutralstellung signifikant ab (p < 0,01). Der Unterschied der Verschleißrate zwischen der Positionierung der Tibia in 5 Grad Varus und 5 Grad Valgus war nicht signifikant (p = 0,46). Die visuelle Analyse der Oberfläche der Inlays zeigte, dass die Abnutzung bei der Valguspositionierung (rechts) etwas lateraler war, und bei der Varuspositionierung (Mitte) die Abnutzungsfläche fast identisch mit der bei der Neutralpositionierung (links) war (Abb. 23). Der Oberflächenbereich, in dem der Verschleiß auftrat, war sowohl in der Varus- als auch in der Valgusgruppe im Vergleich zur Neutralgruppe reduziert (Abb. 23). Das Verschleißmuster zeigte hauptsächlich polierte Verschleißbereiche mit gestreiften Mustern und leichten Kratzern. Im Detail zeigte die neutrale Ausrichtung mehr Streifenmuster, während die Varus- und Valguspositionierung mehr polierte Bereiche aufwies. Auf keinem der analysierten Inlays gab es Anzeichen von Delamination.



Abb. 23: Analyse der Verschleißflächen der medialen Inlay Komponente eines linken Kniegelenkes nach 5 Millionen Zyklen im Simulator aus [157].

Tabelle 9: Verschleißraten der unterschiedlichen Positionierungen aus [157	7].
--	-----

	Verschleißrate (mg/Millionen Zyklus)
Neutrale Position (0 Grad)	12,16 ± 1,26
5 Grad Varus	6,30 ± 1,38
5 Grad Valgus	4,96 ± 2,47

Fazit

Diese in vitro Studie zeigte, dass eine Varus- oder eine Valguspositionierung der Tibiakomponente die Verschleißrate im Vergleich zu einer neutralen Positionierung aufgrund einer reduzierten Kontaktfläche zwischen dem Inlay und dem Femur reduziert. Bei der Valguspositionierung wurde die Kontaktfläche stärker zum lateralen seitlichen Rand hin verschoben. Eine leichte Varuspositionierung der Tibiakomponente führte nicht zu einer veränderten Kontaktfläche und hat keine Nachteile gegenüber einer neutralen Positionierung. Als klinische Konsequenz deuten die vorliegenden Ergebnisse darauf hin, dass eine leichte Varuspositionierung der UKA-Prothese bis zu 5 Grad akzeptiert werden kann.

5 Diskussion

5.1 Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data compared to reference optical 3D scan [114]

Finite-Elemente-Modelle werden üblicherweise auf der Grundlage spezifischer geometrischer Merkmale verwendet, die aus medizinischen Bildgebungsdaten extrahiert werden. Diese Studie untersuchte eine Vielzahl von Bedingungen, die die Genauigkeit des Segmentierungsprozesses beeinflusst haben könnten. Die Segmentierungen des Bereichs "Hals und Trochanter major" und "proximale Metaphyse" zeigten die größten Abweichungen mit einem RMSE von 0,84 bzw. 0,83 mm. Thevenot et al. [128] berichteten über die Genauigkeit einer neuartigen Methode zur automatischen Rekonstruktion eines 3D-Modells aus einem 2D-Hüftröntgenbild und Verim et al. [133] bewerteten den rekonstruierten proximalen Femur aus verschiedenen Bildern unterschiedlicher Geräte. Beide fanden heraus, dass der größte Fehler im Bereich des Trochanters auftrat, was in guter Übereinstimmung mit unseren Ergebnissen steht. Väänänen et al. [130] bewerteten die 3D-Form des proximalen Femurs mit zwei verschiedenen Methoden. Sie fanden ebenfalls heraus, dass die maximalen Diskrepanzen im Trochanterbereich liegen und von 0,7 bis 2,6 mm reichen. Unsere Ergebnisse zeigten ebenfalls einen ähnlichen Bereich von Diskrepanzen. Schumann et al. [110] untersuchten die Genauigkeit ihrer Rekonstruktionsmethode anhand der Messung klinisch relevanter morphometrischer Parameter des proximalen Femurs. In ihrer Studie wurden die höchsten durchschnittlichen Abweichungen ebenfalls im Trochanterbereich beobachtet. Rathnayaka et al. [101] führten eine Studie zum Vergleich der Genauigkeit von MRT- und CT-rekonstruierten 3D-Modellen durch, bei der sie ebenfalls die höchsten Abweichungen im Bereich "Hals und Trochanter major" feststellten. Die höchsten Abweichungen, die normalerweise im Bereich "Hals und Trochanter major" beobachtet werden, sind wahrscheinlich auf geometrische Komplikationen in diesem Bereich zurückzuführen. In der aktuellen Studie beträgt die höchste geschätzte Diskrepanz zu den rekonstruierten Modellen 0,79 mm. Die früheren Studien von Glaude et al. [39, 40] zur Genauigkeitsbewertung von rekonstruierten Modellen auf der Grundlage medizinischer Bilder legen nahe, dass die mittlere 3D-Abweichung der rekonstruierten Modelle im Bereich von 1 mm liegen sollte. Da klinische Hüftfrakturen häufig im Halsbereich auftreten [128], ist eine höhere Genauigkeit bei der Rekonstruktion dieses Bereichs erforderlich, um genauere FE-Analyseergebnisse zu erhalten. Darüber hinaus gab es keinen Ausreißer im Vergleich der Genauigkeitsbewertung, und alle rekonstruierten 3D-Modelle haben einen ähnlichen Bereich von Abweichungen. Wenn jedoch Spitzenabweichungen beobachtet werden, können diese vernachlässigt werden, da sie lokal sind. Die äußeren Oberflächenbereiche der rekonstruierten Modelle, die die Oberflächennetze für die FE-Analyse liefern, wurden in dieser Studie ebenfalls geschätzt. Die größten Fehler der äußeren Oberfläche wurden in den Bereichen "Diaphyse" und "Hals und Trochanter major" beobachtet. Dies wird auch anhand der farbkodierten Abweichungsübersicht deutlich, die zeigt, dass die Regionen "Diaphyse" und "Hals und Trochanter major" die höchsten Oberflächenabweichungen im Vergleich zum realen optischen 3D-Knochenscan aufweisen. Daher sind diese beiden Regionen die kritischsten Regionen für die Rekonstruktion von 3D-Modellen auf der Basis medizinischer Bilder und sollten sorgfältig bearbeitet werden. Die Ergebnisse deuten auch darauf hin, dass die Qualität der Bildsegmentierung ziemlich unabhängig von der Rekonstruktionsverarbeitungssoftware ist. Die beobachteten Unterschiede in den Segmentierungszeiten können entweder mit der Geschwindigkeit des einzelnen Untersuchers bei der Segmentierung oder mit der Benutzerfreundlichkeit der Software in Verbindung gebracht werden. Für zukünftige Arbeiten wird die Auswirkung der vernachlässigbaren Diskrepanzen auf die FE-Analyseergebnisse unter Verwendung eines kontrollierten Lastfalls in einem experimentellen Aufbau untersucht werden.

5.2 Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load [11]

Das wichtigste Ergebnis dieser Studie ist, dass sich die kraftkontrollierten Normen von 2002 und 2009 in der resultierenden femorotibialen Kinematik und im von Mises-Spannungsverhalten innerhalb des Inlays über den Gangzyklus unterscheiden. Darüber hinaus erzeugte der weggesteuerte Standard von 2014 in allen drei getesteten Inlaydesigns bis zu viermal mehr von Mises-Spannungen.

Es gab Unterschiede zwischen FC-2002 und FC-2009 hinsichtlich der kinematischen Ergebnisse innerhalb des CR-Inlays. FC-2009 führte in allen Inlays zu mehr Innenrotation als FC-2002. Darüber hinaus wurde bei etwa 75 % des Gangzyklus eine erhöhte anteriore Bewegung mit der FC-2009-Norm im Vergleich zu FC-2002 beobachtet. Die ISO-Norm wurde in der Version 2009 geändert, indem die anterioren-posterioren und Torsionsfedern (30 auf 44 N/mm und 600 auf 360 Nmm/Grad) modifiziert und eine Bedingung ohne Kraftübertragung, für ± 2,5 mm (a/p Feder) und ± 6 Grad, hinzugefügt wurden. Infolgedessen erfährt die Bewegung weniger Widerstand. Dies könnte die erhöhte anteriore Bewegung und Innenrotation der Tibia im Modell mit dem ISO 2009-Standard für alle Inlays erklären. Die angepasste kraftgesteuerte ISO des Jahres 2009 zeigte während des Gangzyklus eine höhere mechanische Beanspruchung mit CR- und DD- Inlays, was ebenfalls zu höheren Verschleißraten führen könnte. Generell zeigten die Änderungen des Standards von 2002 bis 2009 eine Vergrößerung des Bewegungsumfangs. Dies kann sich in Form eines erhöhten Verschleißes negativ auf die Verschleißkontaktfläche beider Komponenten auswirken. Studien von Grupp et al. und Kretzer et al. konnten diese Beobachtung auch mit einer erhöhten Menge an Abriebpartikeln bestätigen, die in verschiedenen ISO-Normen gefunden wurden [8, 15, 16]. Grupp et al. verglichen die Kinematik posterior stabilisierter Inlays, die gemäß den

Standardprotokollversionen ISO 14243-1 aus den Jahren 2002 und 2009 getestet wurden. Wie in unserer Studie fanden sie eine Änderung der AP-Translation und der Innen-Außen-Rotation, die zu einem 3,2-fach höheren Verschleiß führte. Sie kamen zu dem Schluss, dass eine Änderung der Kinematik einen starken Einfluss auf das Verschleißverhalten bei TKA hat [16].

Im Vergleich zu FC-2009 kann der verschiebungsgesteuerte ISO-Standard (2014) aufgrund einer verschiebungsgesteuerten Bewegung zu einer höheren mechanischen Belastung führen. In der FC-2009-Norm trat bei CR- und DD Designs im Vergleich zur älteren Version ein zusätzlicher Peak bei etwa 70 % des Gangzyklus auf. Der maximale Kontaktdruck trat erwartungsgemäß bei jedem Inlay auf der medialen Seite auf. DC-2014 zeigte jedoch eine stärker dorsale Verteilung des Drucks, was zu einer kleineren Oberfläche führte. Dies kann durch die Tatsache erklärt werden, dass die Wegsteuerung die vordere Bewegung des Inlays vorschreibt, während die Kraftsteuerung sowohl nach vorne als auch nach hinten gerichtet ist und lediglich eine Kraft aufbringt. Der DC-2014-Standard wird durch einen definierten Pfad gesteuert. Dieser Steuermechanismus berücksichtigt nicht den möglichen Widerstand im Gelenk. Daher führt der Standard automatisch zu mehr Bewegung im Prothesengelenk und erzeugt mehr Spannung. Eine erhöhte Belastung des Inlays kann auch zu einem erhöhten Verschleiß der Prothese führen. Diese Tatsache führt zu dem Problem, dass, wenn die Prothesen mit unterschiedlichen Standards getestet werden, ein höherer Verschleiß nicht automatisch auf die Art der Prothese zurückgeführt werden kann. Die unterschiedlichen Ergebnisse der getesteten Standards sind hinsichtlich der Vergleichbarkeit äußerst einschränkend.

Bei einem Vergleich verschiedener Inlaydesigns wurde eine erhöhte Bewegung in posteriorer Richtung mit einem Maximum zu Beginn der Schwungphase nur im UC-Inlay für FC-2009 beobachtet. Die paradoxere posteriore Verschiebung des UC-Inlays kann durch die unterschiedliche Definition des Rückhaltefedersystems (9,3 N/mm gegenüber 44 N/mm) erklärt werden. Die maximale Gesamtrotation für das UC-Inlay wurde von 7,0 Grad auf 10,1 Grad erhöht. Ein ähnlicher Anstieg von 5,2 Grad auf 12,0 Grad wurde auch von Grupp et al. festgestellt, die die Erneuerung der Norm mit einem posterioren stabilisierten Inlay untersuchten [16]. In Bezug auf die Beanspruchung in der DC-Norm hatten die DD- und UC-Inlays für den weggesteuerten Standard die höchsten Werte. Die DC-Norm zwingt das Inlay in eine bestimmte Position, so dass die starke Krümmung des Inlays als Widerstand gegen das Femur wirkt und somit zu einer erhöhten Druckbelastung auf der Inlayoberfläche führt. Barnett et al., Knight et al. und McEwen et al. kamen in früheren Arbeiten auch zu der Erkenntnis, dass unterschiedliche kinematische Bedingungen, die durch unterschiedliche ISO- Normen festgelegt wurden, zu Änderungen des Verschleißes führen [17-19]. Der Verschleiß war nachweislich verringert, wenn die AP-Bewegungen und die Innen-Außen-Rotation verringert wurden. Zietz et al. nahmen diese Stellungnahme zu einem späteren Zeitpunkt erneut auf und bestätigte sie [20].

Natürlich hat unsere Studie einige Einschränkungen. Zum einen basieren die Berechnungen auf einem Computermodell. Ein Modell kann immer nur eine Annäherung an die tatsächliche Situation beim Menschen geben. Es muss angemerkt werden, dass dies keine in vivo Studie ist. Darüber hinaus bringt ein Computermodell immer einen gewissen Fehler in die Berechnungen ein. Nicht repräsentierte Komponenten innerhalb der Simulation im Vergleich zum Experiment können die Ergebnisse beeinflussen. Daher ist für jedes silico-Computermodell ein Validierungsprozess obligatorisch, um geringfügige und nicht neu organisierte unterschiedliche Belastungen abzusichern. Eine weitere Einschränkung besteht darin, dass unser Computermodell den Verschleiß nicht gemessen hat. Aufgrund der veränderten Kinematik und Kontaktspannung kann daher nur eine Tendenz ausgedrückt werden.

5.3 Checklist for Evaluation and Reporting Finite-Element-Analyses in Orthopedic and Trauma Biomechanics [89]

Bei dieser Publikation handelt es sich um die Bereitstellung einer Checkliste für die Berichterstattung von Computermodellen. Diese wurde im Forschungsnetzwerkes Muskuloskelettale Biomechanik der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (MSB-Net) entwickelt, peer-reviewed veröffentlicht und beinhaltet keine Diskussion.

5.4 Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament tensions in TKA: A numerical analysis [36]

Diese Computersimulation bestätigte, dass die Position der Tibiabasisplatte einen Einfluss auf die Bandspannungen, die tibiofemorale Kontaktspannung und die tibiofemorale Kinematik bei einer fixed bearing TKA hat. Damit konnten die Ergebnisse mehrerer In-vitro-Studien bestätigt werden, bei denen entweder FEM-Analysen oder ein Kniegelenkskinematoren verwendet wurden [41, 69, 156]. Der deutlichste Einfluss in Bezug auf die Veränderungen wurde bei den Bandspannungen beobachtet. Die mediolaterale Translation hatte einen größeren Einfluss als die tibiale Basisplattenrotation. Eine 6-mm-Medialisierung der Grundplatte führte zu einem deutlichen Anstieg der Bandspannungen, vor allem für das LCL (99,4 % Anstieg) und PCLp (111,2 % Anstieg). Im Gegensatz dazu führte eine 6 mm Lateralisierung zu einer Abnahme

der LCL-Spannung (67,2 % Abnahme) sowie der PCLp-Spannung (83,5 % Abnahme). Als klinische Konsequenz könnte die erhöhte Bandspannung zu einer höheren Inzidenz von postoperativen Schmerzen und verminderter Flexion führen [16, 18]. Im Gegensatz dazu könnte die Reduktion der Bandspannung zu einer Instabilität der TKA führen [82], was einer der Hauptgründe für TKA-Revisionen ist [106]. In Bezug auf die Rotation der Grundplatte führte die Außenrotation zu einer Erhöhung der Bandspannungen (von PCLp, LCL und MCLs), während die Innenrotation nur einen geringen Einfluss hatte (mit einer nennenswerten Reduzierung nur für PCLp). Diese Ergebnisse stehen im Gegensatz zu einer vorhergehenden Computersimulation von Kuriyama et al. (2014) [69]. In dieser Studie zeigte sich bei Innenrotation, nicht aber bei Außenrotation, ein Anstieg der LCL- und MCL-Spannung. Der Unterschied in diesen beiden Simulationen kann durch unterschiedliche Randbedingungen erklärt werden (z. B. 6 Grad Fehlrotation vs. 15 Grad Fehlrotation). Weitere Erklärungen für den Unterschied könnten die anatomischen Unterschiede der für die Modellierung verwendeten Probanden und die unterschiedlichen Typen der verwendeten Implantate sein. Ähnlich wie bei den Bandspannungen hatte die mediolaterale Translation den größten Einfluss auf die tibiofemorale Kontaktspannung. Bei einer Medialisierung von 6 mm stieg die maximale Spannung innerhalb des Inlays von 9,1 MPa auf 20,9 MPa (mehr als doppelt so viel). Dieser Wert liegt im Bereich einer früheren FEM-Simulation, die eine belastete Kniebeuge untersucht hat [126]. Im Gegensatz dazu zeigte sich bei 6 mm Lateralisierung eine reduzierte maximale Belastung mit 5,6 MPa. Die klinischen Konsequenzen erhöhter tibiofemoraler Kontaktspannungen können eine erhöhte Rate an Polyethylenabrieb mit dem Risiko einer frühen aseptischen Lockerung sein [65, 115, 123]. Die mediolaterale Translation der Basisplatte hatte auch den größten Einfluss auf die tibiofemorale Kinematik. In der Neutralposition ergab sich ein absolutes Roll-back von 3,5 mm am lateralen Kompartiment. Dieser Wert erhöhte sich bei einer Medialisierung von 6 mm auf 8,2 mm, was darauf hindeutet, dass die tibiofemorale Kinematik der medialisierten Grundplatte näher an der des natürlichen Knies lag. Dieser Wert ist aber im Vergleich zur Literatur kleiner. Bei einer belasteten Kniebeuge des natürlichen Kniegelenkes zeigten Freeman et al. gemessene Werte, mit ca. 15 mm Roll-back [37]. Nimmt man die Ergebnisse dieser Studie zusammen, so scheint es offensichtlich, dass die Hauptauswirkung der Tibiabasisplattenfehlposition die Veränderung der Bandspannungen ist, was wiederum zu den Veränderungen der Kontaktkräfte und der tibiofemoralen Kinematik führt. Die klinischen Folgen können Schmerzen, reduzierte Flexion, Instabilität und erhöhter PE-Abrieb mit einer höheren Rate an aseptischen Lockerungen sein [16, 18, 65, 79, 82].

Diese hier vorliegende Studie hat mehrere Limitationen. Zunächst zeigten Kim et al., dass die Intra-Beobachter-Präzision für alle Landmarken etwa 1 mm betrug und die Intra- und Inter-

Beobachter-Variabilität für den femoralen Epikondylus 1,3 und 3,5 mm betrug. Diese Variabilität muss bei der Analyse der Kniekinematik beachtet werden [136]. Wie für eine Computersimulation typisch, haben wir den MRT-Datensatz einer einzelnen Person für das 3dimensionale Modell der FEM-Analyse verwendet. Da es hinsichtlich der Größe und Form des Knies erhebliche Unterschiede zwischen den einzelnen Personen gibt, gibt es auch eine große Abweichung der Ergebnisse [65]. Für eine mechanische Validierung des in silico Modells wurden experimentelle Ergebnisdaten von 15 Probanden verwendet. Für die kinematische Validierung wurden sieben Probekörper verwendet und die AP-Bewegung analysiert [158]. Zusätzlich haben wir nur eine simulierte belastete Kniebeuge ausgewertet. Mit diesem Aufbau können viele alltägliche Aktivitäten, wie Gehen, Treppensteigen oder Aufstehen von einem Stuhl, nicht nachgestellt werden. Diese Computersimulation wurde jedoch mittels Randbedingungen von einem Kniegelenkskinemator aufgebaut, das typischerweise eine belastete Kniebeuge simuliert [158]. Zusätzlich wurde der Quadrizeps-Muskel in Bezug auf die Bodenreaktionskraft kontrolliert, um ein "gewichtsbelastetes" Knie zu simulieren, während die anderen Muskeln mit konstanten Lasten simuliert wurden (Hamstring-Muskeln mit je 10 N, Vastus lateralis und Vastus medialis mit je 20 N). Außerdem war dieses Finite-Elemente-Modell eine guasi-statische Simulation und repräsentiert daher keine vollständig dynamische Bewegung. Nichtsdestotrotz liefern einige der Ergebnisse Hinweise auf den Einfluss der Komponentenposition bei TKA während der täglichen Aktivitäten. Außerdem gelten die Ergebnisse dieser Simulation nur für eine fixed bearing TKA. Die Erkenntnisse können nicht auf andere Konstruktionen der TKA übertragen werden. Eine posterior-stabilisierte TKA und eine mobil-gelagerte TKA würden ein unterschiedliches Roll-back erzeugen, was zu unterschiedlichen tibiofemoralen Kinematiken und Kontaktkräften führt [58, 119].

5.5 Increase in the tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the Effect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model [151]

In dieser Studie wurde ein FE-Modell einer UKA an einem ganzen Bein erstellt. Das Modell simulierte dabei eine Kniebeuge von 15 Grad Flexion bis 75 Grad Flexion. Die femorotibiale kinematische Analyse zeigte eine anteriore Translation der Tibia während der Flexion; daher zeigte das Modell ein physiologisches femorales Roll-back. Mit zunehmenden tibialen Slope war der femorale Roll-back auf der medialen Seite stärker ausgeprägt als auf der lateralen Seite. Die anteriore Translation der Tibia auf der medialen Seite war darauf zurückzuführen, dass die höhere Neigung zu einem "Herunterfallen" des Femurkondylus auf der Tibiaseite und damit ebenfalls zu einer posterioren Translation des Femurs auf der medialen Seite führte. Da auf der lateralen Seite weniger Bewegung vorhanden war, erhöhte sich die Außenrotation der Tibia mit zunehmender Tibiaslope.

Die laterale Verschiebung der Patella mit zunehmender tibialen Slope war auf die Außenrotation der Tibia und damit auf die Lateralisierung der Tuberositas Tibiae zurückzuführen. Allerdings glich sich die Patella in den Modellen mit 5 Grad und 10 Grad Slope mit zunehmender Flexion an die Position der 0 Grad Slope Einstellung wieder an und zeigte damit in hohen Beugegraden keine Unterschiede. Unsere Hypothese zur Erklärung dieser Beobachtung ist, dass die Patella von der femoralen Trochleagrube eingefangen wird, was ab 30 Grad Flexion physiologisch ist und damit die Patella führt [2]. Die laterale Verschiebung der Patella kann damit wichtig für Patienten mit retropatellarer Arthrose, die für eine UKA vorgesehen sind, sein [49]. Bei Patienten mit Arthrose der medialen Facette der Patella sollte die UKA mit einer erhöhten tibialen Slope implantiert werden, da dies eine laterale Verschiebung der Patella bewirkt und die Belastung der medialen Seite der Patella damit reduziert werden könnte. Bei Patienten mit Arthrose der lateralen Patellafacette sollte UKA mit einem reduzierten tibialen Slope implantiert werden.

Die anteriore Translation der Tibia auf der medialen Seite bei erhöhtem tibialen Slope führte zu einer erhöhten Belastung der Bänder auf der medialen Seite, insbesondere des MCLa, das in Flexion stärker belastet wurde [122]. Auf der lateralen Seite wurde eine leichte Abnahme der Dehnung beobachtet. Dies war auf die Außenrotation der Tibia zurückzuführen.

Die Abnahme der Dehnung im PCL mit zunehmenden tibialen Slope war ebenfalls auf die Außenrotation zurückzuführen. Durch die Außenrotation der Tibia näherte sich der femoralen Ansatz der PCL an den tibialen an und reduzierte damit die Dehnung.

Ein optimaler Wert für den tibialen Slope ist bei der UKA bisher nicht definiert [143]. In einer retrospektiven Analyse von UKA Revisionen zeigten Aleto et al., dass in 15 von 32 Fällen das Versagen durch die tibiale Komponente verursacht wurde. Knie mit einem anterioren Versagen zeigten einen reduzierten mittleren tibialen Slope von 4,8 Grad, während Knie mit einem dorsalen Versagen einen höheren tibialen Slope von 12,8 Grad aufwiesen. Die Autoren empfahlen eine tibiale Neigung von 7 Grad [3]. Sawatari et al. zeigten in einer Finite-Elemente-Analyse eine reduzierte Belastung der Spongiosa bei einer Neigung von 0 Grad [108]. Allerdings handelte es sich bei der Studie um ein statisches Computermodell, und die Ergebnisse wurden experimentell nicht bestätigt. Bei der Betrachtung des Einflusses auf die Bänder bei UKA zeigten Hernigou und Deschamps in einer klinischen Studie, dass bei einem hohen Tibiaslope > 13 Grad häufig das vordere Kreuzband versagt [52]. In einer neueren Analyse erhöhte eine Implantation mit 10 Grad Tibiaslope die von-Mises-Spannung am Knochen [60]. Eine frühere eigene Studie zeigte, dass eine höhere Tibia-Neigung den Abrieb

in einem In-vitro-Experiment reduzierte [146]. Die Ergebnisse all dieser Studien definierten keinen optimalen Wert für den Tibia-Slope bei allen Patienten, da die Ergebnisse widersprüchlich waren. Basierend auf den Ergebnissen dieser und aller anderen Studien ist für jeden Patienten ein individueller Tibia-Slope erforderlich. Ein Patient mit einem schwachen PCL sollte mit einem erhöhten Tibia-Slope implantiert werden, ein Patient mit einer schwachen ACL sollte mit einem reduzierten Tibia-Slope implantiert werden, basierend auf den Ergebnissen von Hernigou et al. [52]. Darüber hinaus sollte bei Patienten mit retropatellarer Arthrose (OA), bei denen eine UKA geplant ist, eine individuelle Positionierung des Tibiaslopes berücksichtigt werden.

Limitationen innerhalb dieser Studie, die bei der Übertragung der numerischen Simulationsdaten auf den Patienten berücksichtigt werden sollten. Das Validierungsmodell mit einer TKA zeigte gute Ergebnisse mit 15 experimentell in einem Knieprüfstand getesteten Proben [158]; allerdings wurde das geometrische Modell nur von einem Patienten im Alter von 28 Jahren und einem Gewicht von 80 kg repräsentiert, was die Ergebnisse beeinflusst haben könnte und bei der Übertragung der Ergebnisse auf ältere oder schwerere Patienten berücksichtigt werden sollte. Weiterführend ist eine Limitation, dass bei der Entwicklung eines biomechanischen Aufbaus nicht alle In-vivo-Situationen wiederhergestellt werden können. In einer ähnlichen Studie wurde eine Gewichtsbelastung simuliert, auch wenn die 50 N Bodenreaktionskraft kein realistisches Patientengewicht darstellte. Es wurde jedoch gezeigt, dass der größte Einfluss durch die Gewichtsbelastung im Vergleich zur passiven Bewegung gegeben ist und somit übertragbare Ergebnisse generiert wurden [85]. Außerdem wurden in dieser Studie die Hamstrings und der Vastus medialis und lateralis mit einer konstanten Belastung simuliert, was die Studienergebnisse ebenfalls beeinflusst haben könnte. Höhere Flexionsgrade des Knies wurden nicht analysiert, da die Simulation bei 73 Grad Flexion manuell gestoppt wurde, um einen Kontakt der Quadrizepssehne zum Femur zu vermeiden, da dieser im numerischen Modell nicht berücksichtigt wurde. Die analysierten 70 Grad Beugung sind spezifisch für das normale Gehen [75], und die Ergebnisse können auf die tägliche Aktivität übertragen werden. Die Ergebnisse können jedoch nicht auf die Hocke übertragen werden. Die Bänder wurden nicht vollständig als Körper rekonstruiert, und die in der Simulation verwendeten Materialeigenschaften waren linear elastisch. Die Ligamente wurden mit Federelementen in einer Bündeltechnik rekonstruiert, was eine übliche Technik in FE-Studien ist. Es zeigte sich eine ausreichende Übereinstimmung mit den experimentellen Aufbauten [8, 113]. Weiterhin wurde das Knochen Implantat Interface mit einem nicht verformbaren Kontakt und ohne Zementmantel simuliert, was beim Vergleich der Ergebnisse mit der in vivo-Situation berücksichtigt werden muss. Die letzte Einschränkung war, dass das ACL nicht analysiert wurde. Die Dehnung im ACL ist jedoch im analysierten

Bewegungsbereich von 70 Grad Flexion annähernd Null. Diese Studie wurde an einem beweglich gelagerten UKA (mobile-bearing) durchgeführt; die Kinematik eines fest gelagerten UKAs wäre wahrscheinlich anders und sollte in Zukunft untersucht werden.

5.6 Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixedbearing knee arthroplasty does not increase wear [157]

Das wichtigste Ergebnis dieser in vitro Studie war eine Abnahme der Abriebrate bei 5 Grad Varus- bzw. 5 Grad Valgusstellung des Tibiaplateaus einer fixed bearing medialen UKA. In der Valgusstellung war der Abriebbereich am lateralen Rand des Inlays stärker ausgeprägt, in der Varusgruppe war er nahezu vergleichbar mit der Neutralstellung. Die Fläche, in der der Abrieb auftrat, war in der Valgus- und leicht in der Varus-Position im Vergleich zur Neutralposition reduziert.

Diezi et al. analysierten die Abdrücke der Kontaktflächen, die zwischen 6 verschiedenen unikondylären Knieprothesen positioniert waren und belasteten die Knie mit 500 N. Sie zeigten, dass eine Varus-Positionierung der Prothese zu einer reduzierten Kontaktfläche zwischen dem Inlay und der Femurkomponente führt. Die Reduktion der Kontaktfläche war zwischen den getesteten Prothesen unterschiedlich. Der Unterschied zwischen der neutralen und der 5 Grad Varus Positionierung betrug jedoch etwa 20 % [29]. Dieser Unterschied in der Kontaktfläche war vergleichbar mit dem Unterschied, der in der vorliegenden Studie gezeigt wurde. Diezi et al. schlussfolgerten, dass die reduzierte Kontaktfläche bei Varus- oder Valguspositionierung zu einer höheren Verschleißrate führen würde. Die vorliegende Studie zeigte jedoch eine reduzierte Verschleißrate in der Varus- und Valgusstellung. In der Literatur hat sich gezeigt, dass eine reduzierte Kontaktfläche zu einem geringeren Verschleiß führt [81, 107]. In der vorliegenden Untersuchung führte eine Varus- oder Valgusstellung des UKA zu einer geringeren Kontaktfläche und damit zu weniger Verschleiß. Dies gilt, solange die Fließspannung des Polyethylens von in der Regel 22 MPa nicht überschritten wird [6]. Bei Überschreiten dieser Spannung ist mit einer größeren Schädigung des Polyethylens zu rechnen.

Die visuelle Analyse zeigte, dass der Abriebbereich in der Varus-Gruppe relativ zentral lag; in der Valgus-Gruppe hingegen kam es zu einer Lateralisierung des Abriebbereichs auf einer kleineren Fläche. In dieser Studie wurde nur der normale Gang untersucht und dabei wurden keine Anzeichen von Delaminierung am Inlay beobachtet. Unter schwereren Belastungsbedingungen, wie sie im täglichen Leben vorkommen, sind höhere Belastungen des Inlays zu erwarten, die potenziell die Fließspannung des Polyethylens überschreiten und bei der reduzierten Kontaktfläche in Valgusstellung der Tibia zur Delamination des Inlays

führen können [160]. Diese Ergebnisse werden durch eine Finite-Elemente (FE)-Analyse gestützt, die zeigt, dass eine Valgusstellung der Tibia von 3 Grad im Vergleich zu einer Varusstellung von 3 Grad zu höheren von Mises-Spannungen im Inlay führt [59].

Die Positionierung der Tibia in einem leichten Varus scheint im Vergleich zur Valgusposition vorteilhaft zu sein, zumindest für das in dieser Studie analysierte Design. Es wird diskutiert, ob die Tibiakomponente in einem leichten Varus von 3 Grad – 4 Grad, parallel zur nativen Gelenklinie, oder in einem 90 Grad Winkel zur Tibiaachse positioniert werden sollte [21, 72]. Die oben genannte FE-Studie zeigte auch, dass eine leichte Varus-Positionierung von 3 Grad die Belastungen unter der Tibiakomponente nicht verändern würde; im Gegenteil, eine Valgus-Positionierung würde zu mehr Belastung unter der Tibiakomponente führen. Im FE-Modell stiegen die Dehnungen an, wenn die Tibia in einer Varus- oder Valgusstellung von 6 Grad positioniert wurde, und die Autoren schlossen daraus, dass ein Varus oder Valgus von 6 Grad vermieden werden sollte [59]. Diese Ergebnisse werden durch eine weitere FE-Studie gestützt, die zeigte, dass die Kontaktbelastung auf den PE-Einsatz und den lateralen Gelenkknorpel bei einer Valgusstellung der Tibia stärker anstieg als bei der leichten Varusstellung von 3 Grad [61]. Aus klinischer Sicht wurde gezeigt, dass die Varusstellung der Tibiakomponente jedoch 5 Grad nicht überschreiten sollte, da dies signifikant mit mechanischem Versagen assoziiert war [23]. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass eine Varuspositionierung den Abrieb reduzieren würde. Somit hat die Positionierung der Tibiakomponente in 3 Grad Varus (anatomisch) im Hinblick auf einen Verschleißpunkt und die Belastungen des Tibiaknochens keine Nachteile gegenüber der Neutralposition.

Die Abriebrate in der Neutralposition von 12,16 mg/Millionen Zyklen war vergleichbar mit der Abriebrate, die in anderen Studien, die die gleiche Prothese analysierten, mit 10,40 und 10,54 mg/Millionen Zyklen beobachtet wurde [46, 149]. In einer anderen Studie mit der gleichen Prothese war der Verschleiß etwas geringer (7,51 mg/Millionen Zyklen). Allerdings wurde in dieser Studie ein anderes Serum und ein anderer Simulator verwendet, was die Differenzen erklären könnte, da unterschiedliche Simulatoren zu kleinen Abweichungen bei den erzeugten können. Die Unterschiede können Kräften führen auch durch verschiedene Materialbeschaffenheiten zwischen den Chargen des Polyethylens erklärt werden. Jede Charge muss minimale Kriterien erfüllen, manchmal ist das Polyethylen von höherer Qualität und dies führt zu einer Reduzierung des Verschleißes, die bis zu 30 % betragen kann (persönliche Mitteilung, BBraun Aesculap, Tuttlingen, Deutschland). Schließlich berichteten Laurent et al. unter anderen Testbedingungen über eine Abriebrate von 7,1 mm³/Million mit einem anderen festsitzenden UKA [76]. In dieser Studie wurde ein anderer In-vitro-Abnutzungssimulator verwendet, bei dem eine gleiche Belastung auf die mediale und laterale

Seite des Knies aufgebracht wurde, was nicht mit der ISO-Norm, dem nativen Knie und den anderen Abnutzungsstudien übereinstimmt. In all diesen Studien wie auch in der vorliegenden wird eine mediale Belastung von 60 % aufgebracht, da dies physiologischer ist. Dies erklärt wahrscheinlich den in dieser Studie beobachteten geringeren Abrieb. Diese Studie hat Einschränkungen. Erstens wurde die laterale Prothese in der entgegengesetzten Neigung in der koronalen Ebene positioniert, um den Kniesimulator zu stabilisieren. In einem Pilotversuch wurde die mediale Tibiakomponente nur mit 5 Grad Valgus eingebettet und die laterale Komponente in neutraler Position platziert. Dies führte jedoch nach wenigen Zyklen zu einer Dislokation des Knies. Daher musste die laterale Komponente mit 5 Grad Varus- und dann Valgusstellung eingebettet werden, um eine "A"- oder "V"-Stellung der Komponenten zu erreichen. Damit war die Stabilisierung des Simulators über 5 Millionen Zyklen gewährleistet. Die Stabilisierung in vivo wird durch die Bänder gewährleistet; daher hatte die Positionierung der lateralen Komponente in Varus und dann in Valgus wahrscheinlich keinen Einfluss auf die Abriebrate der medialen Prothese. Zweitens wurden nur drei Probekörper/Gruppe getestet. Verschleißtests sind jedoch zeitaufwendig, und in den meisten Studien wird nur eine begrenzte Anzahl von Prothesen getestet [46, 76, 146, 149]. Auch wenn nur drei Proben verwendet wurden, wurde ein signifikanter Unterschied beobachtet. Drittens wurde in dieser Studie nur der Verschleiß unter Gehbedingungen analysiert. Aktivitäten wie Treppensteigen, Hocken und Aufstehen vom Stuhl wurden nicht untersucht, obwohl sie den Verschleiß beeinflussen [112].

Außerdem hat die tägliche Aktivität von Patienten eine große Bandbreite. Nach neuerer Literatur gehen Patienten bis zu 1,13 (SD 0,56) Millionen Zyklen pro Jahr [154], was in der aktuellen ISO-Norm nicht berücksichtigt ist. Daher können die in dieser Studie simulierten 5 Millionen Zyklen nur 5 Jahre in situ für aktive Patienten darstellen. Diese erhöhte Anzahl von Gehzyklen und unterschiedliche Aktivitäten sollten in Zukunft untersucht werden.

6 Ausblick

Die Methoden der Computersimulation sind mittlerweile in der Medizin gut etabliert, allerdings gibt es auch hier noch offene Fragestellungen, die in verschiedensten weiteren Forschungsprojekten analysiert werden müssen. Vor allem die Validierung der Computermodelle sollte dabei weiter im Fokus in den nächsten Forschungsarbeiten stehen, damit sichergestellt ist, dass die Ergebnisse dieser Computermodelle auch sicher auf den Patienten (in der Realität) übertragbar sind.

In dieser Habilitationsarbeit wurden unterschiedlichste Computersimulationsmethoden weiterentwickelt und auch auf dessen Validität auf Laborebene geprüft. Zusätzlich wurden weitere Variationen bei der Implantatpositionierung adressiert und dessen Auswirkung auf die Kniebeuge analysiert. Basierend auf diesen Daten können nun die nächsten Entwicklungen in der Computersimulation geplant werden. Zum einen sollten die erstellten Computermodelle von Kniegelenken mit in vivo Daten verglichen werden. Dies könnte anhand von ausgewählten Patienten mittels einer bewegten Fluoroskopie-Analyse erfolgen. Ist dieser Schritt ebenfalls erfolgreich, können die in dieser Arbeit gefundene Ergebnisse die Basis sein, um einen Algorithmus zu erstellen, der möglicherweise mittels künstlicher Intelligenz, präoperative Computermodelle mit verschiedenen Prothesenarten und Designs berechnet und die für den Patienten beste Prothesenauswahl bestimmt/trifft.

7 Literaturverzeichnis

- 1. Administration, U.S.F.a.D., *Reporting of Computational Modeling Studies in MDS*. 2016.
- 2. Ahmed, A. and N. Duncan, *Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies.* J. Biomech. Eng., 2000. **122**(6): p. 652-660.
- 3. Aleto, T.J., M.E. Berend, M.A. Ritter, P.M. Faris, and R.M. Meneghini, *Early failure of unicompartmental knee arthroplasty leading to revision.* The Journal of arthroplasty, 2008. **23**(2): p. 159-163.
- 4. Anderson, A.E., B.J. Ellis, J.A.J.C.m.i.b. Weiss, and b. engineering, *Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics.* 2007. **10**(3): p. 171-184.
- 5. Arirachakaran, A., P. Choowit, C. Putananon, S. Muangsiri, and J. Kongtharvonskul, *Is unicompartmental knee arthroplasty (UKA) superior to total knee arthroplasty (TKA)? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trial.* European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology, 2015. **25**(5): p. 799-806.
- 6. Arnout, N., L. Vanlommel, J. Vanlommel, J. Luyckx, L. Labey, B. Innocenti, J. Victor, and J. Bellemans, *Post-cam mechanics and tibiofemoral kinematics: a dynamic in vitro analysis of eight posterior-stabilized total knee designs.* Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 2015. **23**(11): p. 3343-3353.
- 7. ASME, Guide for Verification and Validation V 10-2006. 2007.
- 8. Baldwin, M.A., C.W. Clary, C.K. Fitzpatrick, J.S. Deacy, L.P. Maletsky, and P.J. Rullkoetter, *Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics.* Journal of biomechanics, 2012. **45**(3): p. 474-483.
- 9. Barbadoro, P., A. Ensini, A. Leardini, M. d'Amato, A. Feliciangeli, A. Timoncini, F. Amadei, C. Belvedere, and S. Giannini, *Tibial component alignment and risk of loosening in unicompartmental knee arthroplasty: a radiographic and radiostereometric study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. **22**(12): p. 3157-62.
- 10. Batailler, C., N. White, F.M. Ranaldi, P. Neyret, E. Servien, and S. Lustig, *Improved implant position and lower revision rate with robotic-assisted unicompartmental knee arthroplasty.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2019. **27**(4): p. 1232-1240.
- 11. Bauer, L., M. Kistler, A. Steinbrück, K. Ingr, P.E. Müller, V. Jansson, C. Schröder, and M. Woiczinski, *Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load*. Applied Sciences, 2021. **11**(7): p. 3161.
- 12. Becher, C., T.J. Heyse, N. Kron, S. Östermeier, C. Hurschler, M.D. Schofer, S. Fuchs-Winkelmann, and C.O. Tibesku, *Posterior stabilized TKA reduce patellofemoral contact pressure compared with cruciate retaining TKA in vitro.* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2009. **17**(10): p. 1159-1165.
- 13. Bedard, M., K.G. Vince, J. Redfern, and S.R. Collen, *Internal rotation of the tibial component is frequent in stiff total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(8): p. 2346-55.
- 14. Behrend, H., K. Giesinger, J.M. Giesinger, and M.S.J.T.J.o.a. Kuster, *The "forgotten joint" as the ultimate goal in joint arthroplasty: validation of a new patient-reported outcome measure.* 2012. **27**(3): p. 430-436. e1.
- 15. Blemker, S.S., D.S. Asakawa, G.E. Gold, and S.L. Delp, *Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities.* J Magn Reson Imaging, 2007. **25**(2): p. 441-51.
- 16. Bonnin, M.P., M. Saffarini, D. Shepherd, N. Bossard, and E. Dantony, *Oversizing the tibial component in TKAs: incidence, consequences and risk factors.* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2016. **24**(8): p. 2532-2540.
- 17. Bonnin, M.P., M. Saffarini, D. Shepherd, N. Bossard, and E. Dantony, *Oversizing the tibial component in TKAs: incidence, consequences and risk factors.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016. **24**(8): p. 2532-40.
- 18. Bonnin, M.P., A. Schmidt, L. Basiglini, N. Bossard, and E. Dantony, *Mediolateral oversizing influences pain, function, and flexion after TKA.* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2013. **21**(10): p. 2314-2324.

- Brockett, C.L., A. Abdelgaied, T. Haythornthwaite, C. Hardaker, J. Fisher, and L.M. Jennings, *The influence of simulator input conditions on the wear of total knee replacements: an experimental and computational study.* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2016. 230(5): p. 429-439.
- 20. Bryan, S., L.J. Goldsmith, J.C. Davis, S. Hejazi, V. MacDonald, P. McAllister, E. Randall, N. Suryaprakash, A.D. Wu, and R. Sawatzky, *Revisiting patient satisfaction following total knee arthroplasty: a longitudinal observational study.* BMC Musculoskelet Disord, 2018. **19**(1): p. 423.
- 21. Cartier, P., J.-L. Sanouiller, and R.P. Grelsamer, *Unicompartmental knee arthroplasty surgery: 10-year minimum follow-up period.* The Journal of arthroplasty, 1996. **11**(7): p. 782-788.
- 22. Cattaneo, P.M., M. Dalstra, and L.H. Frich, *A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method.* Proc Inst Mech Eng H, 2001. **215**(2): p. 203-13.
- 23. Chatellard, R., V. Sauleau, M. Colmar, H. Robert, G. Raynaud, and J. Brilhault, *Medial unicompartmental knee arthroplasty: does tibial component position influence clinical outcomes and arthroplasty survival?* Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2013. **99**(4): p. S219-S225.
- 24. Chawla, H., J.P. van der List, A.B. Christ, M.R. Sobrero, H.A. Zuiderbaan, and A.D. Pearle, *Annual revision rates of partial versus total knee arthroplasty: A comparative meta-analysis.* The Knee, 2017. **24**(2): p. 179-190.
- 25. Choi, J.Y., J.H. Choi, N.K. Kim, Y. Kim, J.K. Lee, M.K. Kim, J.H. Lee, and M.J. Kim, *Analysis of errors in medical rapid prototyping models*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2002. **31**(1): p. 23-32.
- 26. Choi, Y.-J. and H.J. Ra, *Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty*. Knee surgery & related research, 2016. **28**(1): p. 1-15.
- 27. Dennis, D.A. and R.D. Komistek, *Mobile-bearing Total Knee Arthroplasty: Design Factors in Minimizing Wear.* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2006. **452**.
- 28. Didden, K., T. Luyckx, J. Bellemans, L. Labey, B. Innocenti, and H. Vandenneucker, Anteroposterior positioning of the tibial component and its effect on the mechanics of patellofemoral contact. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(10): p. 1466-70.
- 29. Diezi, C., S. Wirth, D.C. Meyer, and P.P. Koch, *Effect of femoral to tibial varus mismatch on the contact area of unicondylar knee prostheses.* The knee, 2010. **17**(5): p. 350-355.
- 30. Diezi, C., S. Wirth, D.C. Meyer, and P.P. Koch, *Effect of femoral to tibial varus mismatch on the contact area of unicondylar knee prostheses.* Knee, 2010. **17**(5): p. 350-5.
- 31. Donahue, T.L.H., M. Hull, M.M. Rashid, and C.R. Jacobs, *How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint.* Journal of biomechanics, 2003. **36**(1): p. 19-34.
- 32. Eckstein, F., H.C. Charles, R.J. Buck, V.B. Kraus, A.E. Remmers, M. Hudelmaier, W. Wirth, and J.L. Evelhoch, *Accuracy and precision of quantitative assessment of cartilage morphology by magnetic resonance imaging at 3.0T.* Arthritis Rheum, 2005. **52**(10): p. 3132-6.
- 33. Ellis, R.E., C.Y. Tso, J.F. Rudan, and M.M. Harrison, *A surgical planning and guidance system for high tibial osteotomy*. Comput Aided Surg, 1999. **4**(5): p. 264-74.
- 34. Erdemir, A., T.M. Guess, J. Halloran, S.C. Tadepalli, and T.M. Morrison, *Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics.* J Biomech, 2012. **45**(4): p. 625-33.
- 35. Fitzwater, K.L., D.J. Marcellin-Little, O.L. Harrysson, J.A. Osborne, and E.C. Poindexter, *Evaluation of the effect of computed tomography scan protocols and freeform fabrication methods on bone biomodel accuracy.* Am J Vet Res, 2011. **72**(9): p. 1178-85.

- 36. Fottner, A., M. Woiczinski, C. Schroder, F. Schmidutz, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, *Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament tensions in TKA: A numerical analysis.* J Mech Behav Biomed Mater, 2020. **103**: p. 103564.
- 37. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the normal tibio-femoral joint.* Journal of biomechanics, 2005. **38**(2): p. 197-208.
- 38. Fuchs, S., A. Skwara, C.O. Tibesku, and D. Rosenbaum, *Retropatellar contact characteristics before and after total knee arthroplasty.* Knee, 2005. **12**(1): p. 9-12.
- 39. Gelaude, F., J. Vander Sloten, and B. Lauwers, *Accuracy assessment of CT-based outer surface femur meshes.* Comput Aided Surg, 2008. **13**(4): p. 188-99.
- 40. Gelaude, F., J. Vander Sloten, and B. Lauwers, *Semi-automated segmentation and visualisation of outer bone cortex from medical images.* Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2006. **9**(1): p. 65-77.
- 41. Glogaza, A., C. Schröder, M. Woiczinski, P. Müller, V. Jansson, and A. Steinbrück, Medial stabilized and posterior stabilized TKA affect patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution differently. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2018. **26**(6): p. 1743-1750.
- 42. Goodfellow, J.W., J.J. O'Connor, and D.W. Murray, A critique of revision rate as an outcome measure: re-interpretation of knee joint registry data. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(12): p. 1628-31.
- 43. Grimberg, A., V. Jansson, T. Liebs, O. Melsheimer, and A. Steinbrück, *Endoprothesen Register Deutschland*, in *Annual Report 2017*. 2018: Berlin
- 44. Grimberg, A.J., Volkmar; Melsheimer, Oliver, *Jahresbericht 2019.* EPRD Deutsche Endoprothesenregister, 2019.
- 45. Grochowsky, J.C., L.W. Alaways, R. Siskey, E. Most, and S.M. Kurtz, *Digital photogrammetry for quantitative wear analysis of retrieved TKA components.* J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2006. **79**(2): p. 263-7.
- 46. Grupp, T.M., S. Utzschneider, C. Schröder, J. Schwiesau, B. Fritz, A. Maas, W. Blömer, and V. Jansson, *Biotribology of alternative bearing materials for unicompartmental knee arthroplasty.* Acta biomaterialia, 2010. **6**(9): p. 3601-3610.
- 47. Gulati, A., H. Pandit, C. Jenkins, R. Chau, C.A. Dodd, and D.W. Murray, *The effect of leg alignment on the outcome of unicompartmental knee replacement.* J Bone Joint Surg Br, 2009. **91**(4): p. 469-74.
- 48. Halloran, J.P., C.W. Clary, L.P. Maletsky, M. Taylor, A.J. Petrella, and P.J. Rullkoetter, *Verification of predicted knee replacement kinematics during simulated gait in the Kansas knee simulator.* Journal of biomechanical engineering, 2010. **132**(8).
- 49. Hamilton, T., H. Pandit, D. Maurer, S. Ostlere, C. Jenkins, S. Mellon, C. Dodd, and D. Murray, Anterior knee pain and evidence of osteoarthritis of the patellofemoral joint should not be considered contraindications to mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty: a 15-year follow-up. The bone & joint journal, 2017. **99**(5): p. 632-639.
- 50. Hehne, H.J., *Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance.* Clin Orthop Relat Res, 1990(258): p. 73-85.
- 51. Henninger, H.B., S.P. Reese, A.E. Anderson, and J.A. Weiss, *Validation of computational models in biomechanics*. Proc Inst Mech Eng H, 2010. **224**(7): p. 801-12.
- 52. Hernigou, P. and G. Deschamps, *Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty.* JBJS, 2004. **86**(3): p. 506-511.
- 53. Heyse, T.J., B.F. El-Zayat, R. De Corte, Y. Chevalier, L. Scheys, B. Innocenti, S. Fuchs-Winkelmann, and L. Labey, *UKA closely preserves natural knee kinematics in vitro.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014. **22**(8): p. 1902-10.
- 54. Hicks, J.L., T.K. Uchida, A. Seth, A. Rajagopal, and S.L.J.J.o.b.e. Delp, *Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement.* 2015. **137**(2).
- 55. Hosseini Nasab, S.H., C.R. Smith, P. Schütz, B. Postolka, R. List, and W.R. Taylor, 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. 323-323.

- 56. Howell, S.M., E.E. Hodapp, J.V. Vernace, M.L. Hull, and T.D. Meade, *Are undesirable contact kinematics minimized after kinematically aligned total knee arthroplasty? An intersurgeon analysis of consecutive patients.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013. **21**(10): p. 2281-7.
- 57. Innocenti, B., S. Pianigiani, L. Labey, J. Victor, and J. Bellemans, *Contact forces in several TKA designs during squatting: A numerical sensitivity analysis.* J Biomech, 2011. **44**(8): p. 1573-81.
- 58. Innocenti, B., S. Pianigiani, L. Labey, J. Victor, and J. Bellemans, *Contact forces in several TKA designs during squatting: a numerical sensitivity analysis.* Journal of biomechanics, 2011. **44**(8): p. 1573-1581.
- 59. Innocenti, B., S. Pianigiani, G. Ramundo, and E. Thienpont, *Biomechanical effects of different varus and valgus alignments in medial unicompartmental knee arthroplasty.* The Journal of arthroplasty, 2016. **31**(12): p. 2685-2691.
- 60. Inoue, S., M. Akagi, S. Asada, S. Mori, H. Zaima, and M. Hashida, *The valgus inclination of the tibial component increases the risk of medial tibial condylar fractures in unicompartmental knee arthroplasty.* The Journal of arthroplasty, 2016. **31**(9): p. 2025-2030.
- 61. Kang, K.-T., J. Son, S.K. Kwon, O.-R. Kwon, and Y.-G. Koh, *Preservation of femoral* and tibial coronal alignment to improve biomechanical effects of medial unicompartment knee arthroplasty: computational study. Bio-medical materials and engineering, 2018. **29**(5): p. 651-664.
- 62. Kang, S.H., M.K. Kim, H.J. Kim, P. Zhengguo, and S.H. Lee, *Accuracy assessment of image-based surface meshing for volumetric computed tomography images in the craniofacial region.* J Craniofac Surg, 2014. **25**(6): p. 2051-5.
- 63. Kanlic, E.M., F. Delarosa, and M. Pirela-Cruz, *Computer assisted orthopaedic surgery* -- CAOS. Bosn J Basic Med Sci, 2006. **6**(1): p. 7-13.
- 64. Kim, M.S., I.J. Koh, Y.J. Choi, J.Y. Lee, and Y. In, *Differences in Patient-Reported Outcomes Between Unicompartmental and Total Knee Arthroplasties: A Propensity Score-Matched Analysis.* The Journal of Arthroplasty, 2017. **32**(5): p. 1453-1459.
- 65. Kim, T., M. Phillips, M. Bhandari, J. Watson, and R. Malhotra, *What differences in morphologic features of the knee exist among patients of various races? A systematic review.* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2017. **475**(1): p. 170-182.
- 66. Kirschberg, J., S. Goralski, F. Layher, K. Sander, and G. Matziolis, *Normalized gait analysis parameters are closely related to patient-reported outcome measures after total knee arthroplasty.* Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2018. **138**(5): p. 711-717.
- 67. Kluess, D., E. Soodmand, A. Lorenz, D. Pahr, M. Schwarze, R. Cichon, P.A. Varady, S. Herrmann, B. Buchmeier, C.J.C.m.i.b. Schröder, and b. engineering, *A round-robin finite element analysis of human femur mechanics between seven participating laboratories with experimental validation.* 2019. **22**(12): p. 1020-1031.
- Kretzer, J.P., E. Jakubowitz, R. Sonntag, K. Hofmann, C. Heisel, and M. Thomsen, Effect of joint laxity on polyethylene wear in total knee replacement. J Biomech, 2010.
 43(6): p. 1092-6.
- 69. Kuriyama, S., M. Ishikawa, M. Furu, H. Ito, and S. Matsuda, *Malrotated tibial component increases medial collateral ligament tension in total knee arthroplasty.* Journal of Orthopaedic Research, 2014. **32**(12): p. 1658-1666.
- 70. Kuriyama, S., M. Ishikawa, M. Furu, H. Ito, and S. Matsuda, *Malrotated tibial component increases medial collateral ligament tension in total knee arthroplasty.* J Orthop Res, 2014. **32**(12): p. 1658-66.
- 71. Kurtz, S., K. Ong, E. Lau, F. Mowat, and M. Halpern, *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.

- 72. Kwon, O.R., K.T. Kang, J. Son, D.S. Suh, C. Baek, and Y.G. Koh, *Importance of joint line preservation in unicompartmental knee arthroplasty: finite element analysis.* Journal of Orthopaedic Research, 2017. **35**(2): p. 347-352.
- 73. Kyomoto, M., Y. Iwasaki, T. Moro, T. Konno, F. Miyaji, H. Kawaguchi, Y. Takatori, K. Nakamura, and K. Ishihara, *High lubricious surface of cobalt–chromium–molybdenum alloy prepared by grafting poly (2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine).* Biomaterials, 2007. **28**(20): p. 3121-3130.
- 74. Lalone, E.A., R.T. Willing, H.L. Shannon, G.J. King, and J.A. Johnson, *Accuracy assessment of 3D bone reconstructions using CT: an intro comparison.* Med Eng Phys, 2015. **37**(8): p. 729-38.
- 75. Laubenthal, K.N., G.L. Smidt, and D.B. Kettelkamp, *A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living.* Physical therapy, 1972. **52**(1): p. 34-43.
- 76. Laurent, M., T. Johnson, J. Yao, C. Blanchard, and R. Crowninshield, *In vitro lateral versus medial wear of a knee prosthesis.* Wear, 2003. **255**(7-12): p. 1101-1106.
- 77. Liddle, A.D., H. Pandit, A. Judge, and D.W. Murray, *Effect of Surgical Caseload on Revision Rate Following Total and Unicompartmental Knee Replacement.* J Bone Joint Surg Am, 2016. **98**(1): p. 1-8.
- 78. Loubele, M., F. Maes, F. Schutyser, G. Marchal, R. Jacobs, and P. Suetens, *Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **102**(2): p. 225-34.
- 79. Lutzner, J., S. Kirschner, K.P. Gunther, and M.K. Harman, *Patients with no functional improvement after total knee arthroplasty show different kinematics*. Int Orthop, 2012. **36**(9): p. 1841-7.
- 80. Mazzucco, D. and M. Spector, *Effects of contact area and stress on the volumetric wear of ultrahigh molecular weight polyethylene.* J Wear, 2003. **254**(5-6): p. 514-522.
- 81. Mazzucco, D. and M. Spector, *Effects of contact area and stress on the volumetric wear of ultrahigh molecular weight polyethylene.* Wear, 2003. **254**(5-6): p. 514-522.
- 82. McNabb, D.C., R.H. Kim, and B.D. Springer, *Instability after total knee arthroplasty*. The journal of knee surgery, 2015. **28**(02): p. 097-104.
- 83. Mell, S.P., S. Fullam, M.A. Wimmer, and H.J. Lundberg, *Finite element evaluation of the newest ISO testing standard for polyethylene total knee replacement liners.* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2018. **232**(6): p. 545-552.
- 84. Mugnai, R., V. Digennaro, A. Ensini, A. Leardini, and F. Catani, *Can TKA design affect the clinical outcome? Comparison between two guided-motion systems.* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2014. **22**(3): p. 581-589.
- 85. Müller, O., J. Lo, M. Wünschel, C. Obloh, and N. Wülker, Simulation of force loaded knee movement in a newly developed in vitro knee simulator/Simulation von belastungsabhängigen Kniebewegungen in einem neuartigen Knie-Simulator für Invitro-Studien. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, 2009. **54**(3): p. 142-149.
- 86. Müller, P.E., C. Pellengahr, M. Witt, J. Kircher, H.J. Refior, and V.J.T.J.o.a. Jansson, Influence of minimally invasive surgery on implant positioning and the functional outcome for medial unicompartmental knee arthroplasty. 2004. **19**(3): p. 296-301.
- 87. Nicoll, D. and D.I. Rowley, *Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement.* J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(9): p. 1238-44.
- 88. Oberkampf, W.L. and M.F.J.J.o.C.P. Barone, *Measures of agreement between computation and experiment: validation metrics.* 2006. **217**(1): p. 5-36.
- 89. Oefner, C., S. Herrmann, M. Kebbach, H.-E. Lange, D. Kluess, and M. Woiczinski, Reporting Checklist for Verification and Validation of Finite Element Analysis in Orthopedic and Trauma Biomechanics. Medical Engineering & Physics, 2021.
- 90. Oka, K., T. Murase, H. Moritomo, A. Goto, K. Sugamoto, and H. Yoshikawa, Accuracy analysis of three-dimensional bone surface models of the forearm constructed from multidetector computed tomography data. Int J Med Robot, 2009. **5**(4): p. 452-7.

- 91. Overgaard, A., L. Lidgren, M. Sundberg, O. Robertsson, and W.D. A, *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.
- 92. Pahr, D.H. and P.K. Zysset, *From high-resolution CT data to finite element models: development of an integrated modular framework.* Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2009. **12**(1): p. 45-57.
- 93. Pauchard, Y., T. Fitze, D. Browarnik, A. Eskandari, I. Pauchard, W. Enns-Bray, H. Palsson, S. Sigurdsson, S.J. Ferguson, T.B. Harris, V. Gudnason, and B. Helgason, Interactive graph-cut segmentation for fast creation of finite element models from clinical ct data for hip fracture prediction. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016. **19**(16): p. 1693-1703.
- 94. Pianigiani, S., Y. Chevalier, L. Labey, V. Pascale, and B. Innocenti, *Tibio-femoral kinematics in different total knee arthroplasty designs during a loaded squat: a numerical sensitivity study.* J Biomech, 2012. **45**(13): p. 2315-23.
- 95. Pianigiani, S., L. Labey, W. Pascale, and B. Innocenti, *Knee kinetics and kinematics: What are the effects of TKA malconfigurations?* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016. **24**(8): p. 2415-21.
- 96. Pinskerova, V., P. Johal, S. Nakagawa, A. Sosna, A. Williams, W. Gedroyc, and M. Freeman, *Does the femur roll-back with flexion?* The Journal of bone and joint surgery. British volume, 2004. **86**(6): p. 925-931.
- 97. Pinsky, H.M., S. Dyda, R.W. Pinsky, K.A. Misch, and D.P. Sarment, *Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT.* Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(6): p. 410-6.
- 98. Price, A., J. Webb, H. Topf, C. Dodd, J. Goodfellow, and D.J.T.J.o.a. Murray, *Rapid* recovery after oxford unicompartmental arthroplasty through a short incision. 2001. **16**(8): p. 970-976.
- 99. Price, A.J. and U. Svard, A second decade lifetable survival analysis of the Oxford unicompartmental knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(1): p. 174-9.
- 100. Puente Reyna, A.L., B. Fritz, J. Schwiesau, C. Schilling, B. Summer, P. Thomas, and T.M. Grupp, *Metal ion release barrier function and biotribological evaluation of a zirconium nitride multilayer coated knee implant under highly demanding activities wear simulation.* J Biomech, 2018. **79**: p. 88-96.
- 101. Rathnayaka, K., K.I. Momot, H. Noser, A. Volp, M.A. Schuetz, T. Sahama, and B. Schmutz, *Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models of long bones compared to CT generated 3D models.* Med Eng Phys, 2012. **34**(3): p. 357-63.
- 102. Rawson, S.D., L. Margetts, J.K. Wong, and S.H. Cartmell, *Sutured tendon repair; a multi-scale finite element model.* Biomechanics and modeling in mechanobiology, 2015. **14**(1): p. 123-133.
- 103. Redepenning, D.H., P.M. Ludewig, and J.M.J.C.B. Looft, *Finite element analysis of the rotator cuff: A systematic review.* 2020. **71**: p. 73-85.
- 104. Rengier, F., A. Mehndiratta, H. von Tengg-Kobligk, C.M. Zechmann, R. Unterhinninghofen, H.U. Kauczor, and F.L. Giesel, *3D printing based on imaging data: review of medical applications.* Int J Comput Assist Radiol Surg, 2010. **5**(4): p. 335-41.
- 105. Repicci, J.A. and R.J.J.o.t.S.O.A. Eberle, *Minimally invasive surgical technique for unicondylar knee arthroplasty.* 1999. **8**(1): p. 20-7; discussion 27.
- 106. Sadoghi, P., M. Liebensteiner, M. Agreiter, A. Leithner, N. Böhler, and G. Labek, *Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers.* The Journal of arthroplasty, 2013. **28**(8): p. 1329-1332.
- 107. Saikko, V., Effect of contact area on the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene in noncyclic pin-on-disk tests. Tribology International, 2017. **114**: p. 84-87.
- 108. Sawatari, T., H. Tsumura, K. Iesaka, Y. Furushiro, and T. Torisu, *Three dimensional finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty-the influence of tibial component inclination.* Journal of Orthopaedic Research, 2005. **23**(3): p. 549-554.

- Schindelin, J., I. Arganda-Carreras, E. Frise, V. Kaynig, M. Longair, T. Pietzsch, S. Preibisch, C. Rueden, S. Saalfeld, B. Schmid, J.Y. Tinevez, D.J. White, V. Hartenstein, K. Eliceiri, P. Tomancak, and A. Cardona, *Fiji: an open-source platform for biological-image analysis.* Nat Methods, 2012. **9**(7): p. 676-82.
- 110. Schumann, S., M. Tannast, L.-P. Nolte, and G. Zheng, *Validation of statistical shape model based reconstruction of the proximal femur—a morphology study.* Medical engineering & physics, 2010. **32**(6): p. 638-644.
- 111. Schwenke, T., D. Orozco, E. Schneider, and M. Wimmer, *Differences in wear between load and displacement control tested total knee replacements.* Wear, 2009. **267**(5-8): p. 757-762.
- 112. Schwiesau, J., C. Schilling, S. Utzschneider, V. Jansson, B. Fritz, W. Blömer, and T.M. Grupp, *Knee wear simulation under conditions of highly demanding daily activities–influence on an unicompartmental fixed bearing knee design*. Medical engineering & physics, 2013. **35**(8): p. 1204-1211.
- 113. Shin, C.S., A.M. Chaudhari, and T.P. Andriacchi, *The influence of deceleration forces* on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. Journal of biomechanics, 2007. **40**(5): p. 1145-1152.
- 114. Soodmand, E., D. Kluess, P.A. Varady, R. Cichon, M. Schwarze, D. Gehweiler, F. Niemeyer, D. Pahr, and M. Woiczinski, *Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data compared to reference optical 3D scan.* Biomed Eng Online, 2018. **17**(1): p. 29.
- 115. Srivastava, A., G.Y. Lee, N. Steklov, C.W. Colwell Jr, K.A. Ezzet, and D.D. D'Lima, *Effect of tibial component varus on wear in total knee arthroplasty.* The Knee, 2012. **19**(5): p. 560-563.
- 116. Steinbruck, A., A. Fottner, C. Schroder, M. Woiczinski, M. Schmitt-Sody, T. Muller, P.E. Muller, and V. Jansson, *Influence of mediolateral tibial baseplate position in TKA on knee kinematics and retropatellar pressure.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. **25**(8): p. 2602-2608.
- 117. Steinbruck, A., C. Schroder, M. Woiczinski, A. Fottner, P.E. Muller, and V. Jansson, The effect of trochlea tilting on patellofemoral contact patterns after total knee arthroplasty: an in vitro study. Arch Orthop Trauma Surg, 2014. **134**(6): p. 867-72.
- 118. Steinbruck, A., C. Schroder, M. Woiczinski, A. Fottner, P.E. Muller, and V. Jansson, *Patellofemoral contact patterns before and after total knee arthroplasty: an in vitro measurement.* Biomed Eng Online, 2013. **12**: p. 58.
- 119. Steinbrück, A., C. Schröder, M. Woiczinski, A. Fottner, V. Pinskerova, P.E. Müller, and V. Jansson, *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.
- 120. Steinbruck, A., C. Schroder, M. Woiczinski, T. Muller, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Fottner, *Influence of tibial rotation in total knee arthroplasty on knee kinematics and retropatellar pressure: an in vitro study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2015.
- 121. Steinbruck, A., C. Schroder, M. Woiczinski, F. Schmidutz, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Fottner, *Mediolateral femoral component position in TKA significantly alters patella shift and femoral roll-back.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. **25**(11): p. 3561-3568.
- 122. Steinbrück, A., M. Woiczinski, P. Weber, P.E. Müller, V. Jansson, and C. Schröder, *Posterior cruciate ligament balancing in total knee arthroplasty: a numerical study with a dynamic force controlled knee model.* BioMedical Engineering OnLine, 2014. **13**(1): p. 91.
- 123. Suh, D., K. Kang, J. Son, O. Kwon, C. Baek, and Y. Koh, *Computational study on the effect of malalignment of the tibial component on the biomechanics of total knee arthroplasty: A Finite Element Analysis.* Bone & joint research, 2017. **6**(11): p. 623-630.
- 124. Sutton, L.G., F.W. Werner, H. Haider, T. Hamblin, and J.J. Clabeaux, *In vitro response* of the natural cadaver knee to the loading profiles specified in a standard for knee implant wear testing. J Biomech, 2010. **43**(11): p. 2203-7.

- 125. Taddei, F., S. Martelli, B. Reggiani, L. Cristofolini, and M. Viceconti, *Finite-element modeling of bones from CT data: sensitivity to geometry and material uncertainties.* IEEE Trans Biomed Eng, 2006. **53**(11): p. 2194-200.
- 126. Tanaka, Y., S. Nakamura, S. Kuriyama, H. Ito, M. Furu, R.D. Komistek, and S. Matsuda, *How exactly can computer simulation predict the kinematics and contact status after TKA? Examination in individualized models.* Clinical Biomechanics, 2016. **39**: p. 65-70.
- 127. The-Swedish-Knee-Arthroplasty-Register, Annual Report 2010. 2010: Lund. p. 1-56.
- 128. Thevenot, J., J. Koivumäki, V. Kuhn, F. Eckstein, and T. Jämsä, A novel methodology for generating 3D finite element models of the hip from 2D radiographs. Journal of biomechanics, 2014. **47**(2): p. 438-444.
- 129. Thompson, J.A., M.W. Hast, J.F. Granger, S.J. Piazza, and R.A. Siston, *Biomechanical effects of total knee arthroplasty component malrotation: a computational simulation.* J Orthop Res, 2011. **29**(7): p. 969-75.
- 130. Väänänen, S.P., H. Isaksson, P. Julkunen, J. Sirola, H. Kröger, and J.S. Jurvelin, Assessment of the 3-D shape and mechanics of the proximal femur using a shape template and a bone mineral density image. Biomechanics and modeling in mechanobiology, 2011. **10**(4): p. 529-538.
- 131. Van den Broeck, J., E. Vereecke, R. Wirix-Speetjens, and J. Vander Sloten, Segmentation accuracy of long bones. Med Eng Phys, 2014. **36**(7): p. 949-53.
- 132. van Kempen, R.W., J.J. Schimmel, G.G. van Hellemondt, H. Vandenneucker, and A.B. Wymenga, *Reason for revision TKA predicts clinical outcome: prospective evaluation of 150 consecutive patients with 2-years followup.* Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(7): p. 2296-302.
- 133. Verim, Ö., S. Taşgetiren, M.S. Er, M. Timur, and A.F. Yuran, *Anatomical comparison* and evaluation of human proximal femurs modeling via different devices and FEM analysis. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2013. **9**(2): p. e19-e24.
- 134. Viceconti, M., M.A. Juárez, C. Curreli, M. Pennisi, G. Russo, F.J.I.J.o.B. Pappalardo, and H. Informatics, *Credibility of In Silico Trial Technologies—A Theoretical Framing.* 2019. **24**(1): p. 4-13.
- 135. Viceconti, M., S. Olsen, L.-P. Nolte, and K.J.C.B. Burton, *Extracting clinically relevant data from finite element simulations*. 2005. **20**(5): p. 451-454.
- 136. Victor, J., D. Van Doninck, L. Labey, B. Innocenti, P. Parizel, and J. Bellemans, *How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee*? The knee, 2009. **16**(5): p. 358-365.
- 137. Vince, K.G., Why knees fail. J Arthroplasty, 2003. 18(3 Suppl 1): p. 39-44.
- 138. Von Keudell, A., S. Sodha, J. Collins, T. Minas, W. Fitz, and A.H. Gomoll, *Patient* satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: An agedependent analysis. The Knee, 2014. **21**(1): p. 180-184.
- 139. Wang, J., M. Ye, Z. Liu, and C. Wang, *Precision of cortical bone reconstruction based* on 3D CT scans. Comput Med Imaging Graph, 2009. **33**(3): p. 235-41.
- Wang, L.I., M. Greenspan, and R. Ellis, Validation of bone segmentation and improved 3-D registration using contour coherency in CT data. IEEE Trans Med Imaging, 2006. 25(3): p. 324-34.
- 141. Wang, X.H., H. Li, X. Dong, F. Zhao, and C.K. Cheng, *Comparison of ISO 14243-1 to ASTM F3141 in terms of wearing of knee prostheses.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2019. **63**: p. 34-40.
- 142. Weber, P., A. Crispin, F. Schmidutz, S. Utzschneider, M.F. Pietschmann, V. Jansson, and P.E. Muller, *Improved accuracy in computer-assisted unicondylar knee arthroplasty: a meta-analysis.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013. **21**(11): p. 2453-61.
- 143. Weber, P., A. Crispin, F. Schmidutz, S. Utzschneider, M.F. Pietschmann, V. Jansson, and P.E. Müller, *Improved accuracy in computer-assisted unicondylar knee arthroplasty: a meta-analysis.* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2013. 21(11): p. 2453-2461.

- 144. Weber, P., A. Crispin, F. Schmidutz, S. Utzschneider, M.F. Pietschmann, V. Jansson, and P.E.J.K.S. Müller, Sports Traumatology, Arthroscopy, *Improved accuracy in computer-assisted unicondylar knee arthroplasty: a meta-analysis.* 2013. **21**(11): p. 2453-2461.
- 145. Weber, P., C. Schroder, F. Schmidutz, M. Kraxenberger, S. Utzschneider, V. Jansson, and P.E. Muller, *Increase of tibial slope reduces backside wear in medial mobile bearing unicompartmental knee arthroplasty*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2013. **28**(8): p. 904-9.
- 146. Weber, P., C. Schröder, F. Schmidutz, M. Kraxenberger, S. Utzschneider, V. Jansson, and P.E. Müller, *Increase of tibial slope reduces backside wear in medial mobile bearing unicompartmental knee arthroplasty.* Clinical Biomechanics, 2013. **28**(8): p. 904-909.
- 147. Weber, P., C. Schröder, F. Schmidutz, M. Kraxenberger, S. Utzschneider, V. Jansson, and P.E.J.C.B. Müller, *Increase of tibial slope reduces backside wear in medial mobile bearing unicompartmental knee arthroplasty.* 2013. **28**(8): p. 904-909.
- 148. Weber, P., C. Schroder, J. Schwiesau, S. Utzschneider, A. Steinbruck, M.F. Pietschmann, V. Jansson, and P.E. Muller, *Increase in the tibial slope reduces wear after medial unicompartmental fixed-bearing arthroplasty of the knee*. Biomed Res Int, 2015.
- 149. Weber, P., C. Schröder, J. Schwiesau, S. Utzschneider, A. Steinbrück, M.F. Pietschmann, V. Jansson, and P.E. Müller, *Increase in the tibial slope reduces wear after medial unicompartmental fixed-bearing arthroplasty of the knee.* BioMed research international, 2015. **2015**.
- 150. Weber, P., C. Schröder, J. Schwiesau, S. Utzschneider, A. Steinbrück, M.F. Pietschmann, V. Jansson, and P.E.J.B.r.i. Müller, *Increase in the tibial slope reduces wear after medial unicompartmental fixed-bearing arthroplasty of the knee.* 2015. **2015**.
- 151. Weber, P., M. Woiczinski, A. Steinbruck, F. Schmidutz, T. Niethammer, C. Schroder, V. Jansson, and P.E. Muller, *Increase in the Tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the Effect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model.* Biomed Res Int, 2018. **2018**: p. 8743604.
- 152. White, D., K.L. Chelule, and B.B. Seedhom, *Accuracy of MRI vs CT imaging with particular reference to patient specific templates for total knee replacement surgery.* Int J Med Robot, 2008. **4**(3): p. 224-31.
- 153. Wilson, H.A., R. Middleton, S.G.F. Abram, S. Smith, A. Alvand, W.F. Jackson, N. Bottomley, S. Hopewell, and A.J. Price, *Patient relevant outcomes of unicompartmental versus total knee replacement: systematic review and meta-analysis.* 2019. **364**: p. I352.
- 154. Wimmer, M.A., W. Nechtow, T. Schwenke, and K.C. Moisio, *Knee flexion and daily activities in patients following total knee replacement: a comparison with ISO standard 14243.* BioMed research international, 2015. **2015**.
- 155. Woiczinski, M., M. Kistler, C. Schroder, C. Braun, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, *TKA design-integrated trochlea groove rotation reduces patellofemoral pressure.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2018.
- 156. Woiczinski, M., M. Kistler, C. Schröder, C. Braun, P. Weber, P.E. Müller, V. Jansson, and A. Steinbrück, *TKA design-integrated trochlea groove rotation reduces patellofemoral pressure.* Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2019. **27**(5): p. 1680-1692.
- 157. Woiczinski, M., C. Schroder, A. Paulus, M. Kistler, V. Jansson, P.E. Muller, and P. Weber, *Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixed-bearing knee arthroplasty does not increase wear.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2019.
- 158. Woiczinski, M., A. Steinbruck, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and C. Schroder, *Development and validation of a weight-bearing finite element model for total knee replacement.* Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016. **19**(10): p. 1033-45.
- 159. Woiczinski, M., C. Tollrian, C. Schroder, A. Steinbruck, P.E. Muller, and V. Jansson, *Calculation of the elastic properties of prosthetic knee components with an iterative*
finite element-based modal analysis: quantitative comparison of different measuring techniques. Biomed Tech (Berl), 2013. **58**(4): p. 369-76.

- 160. Zietz, C., J. Reinders, J. Schwiesau, A. Paulus, J.P. Kretzer, T. Grupp, S. Utzschneider, and R. Bader, *Experimental testing of total knee replacements with UHMW-PE inserts: impact of severe wear test conditions.* Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2015. **26**(3): p. 134.
- 161. Zihlmann, M.S., A. Stacoff, J. Romero, I.K. Quervain, and E. Stussi, *Biomechanical background and clinical observations of rotational malalignment in TKA: literature review and consequences.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(7): p. 661-8.

8 Liste der zu dieser kumulativen Habilitationsschrift beitragenden

Publikationen

- Bauer, L., M. Kistler, A. Steinbrück, K. Ingr, P.E. Müller, V. Jansson, C. Schröder, and M. Woiczinski, *Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load.* Applied Sciences, 2021. 11(7): p. 3161.
- 2. Fottner, A.*, **M. Woiczinski***, C. Schröder, F. Schmidutz, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, *Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament tensions in TKA: A numerical analysis.* J Mech Behav Biomed Mater, 2020. **103**: p. 103564.
- 3. Oefner, C., S. Herrmann, M. Kebbach, H.-E. Lange, D. Kluess*, and **M. Woiczinski***, *Reporting Checklist for Verification and Validation of Finite Element Analysis in Orthopedic and Trauma Biomechanics.* Medical Engineering & Physics, 2021.
- 4. Soodmand, E., D. Kluess, P.A. Varady, R. Cichon, M. Schwarze, D. Gehweiler, F. Niemeyer, D. Pahr, and **M. Woiczinski**, *Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data compared to reference optical 3D scan.* Biomed Eng Online, 2018. **17**(1): p. 29.
- Weber, P.*, M. Woiczinski*, A. Steinbruck, F. Schmidutz, T. Niethammer, C. Schroder, V. Jansson, and P.E. Muller, *Increase in the Tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the Effect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model.* Biomed Res Int, 2018. 2018: p. 8743604.
- 6. **M. Woiczinski**, C. Schroder, A. Paulus, M. Kistler, V. Jansson, P.E. Muller, and P. Weber, *Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixed-bearing knee arthroplasty does not increase wear.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2019.

* geteilte Autorenschaft

9 Gesamtes Publikationsverzeichnis

Originalarbeiten Erst- oder Letztautor

- 1. Bauer, L., M. Kistler, A. Steinbrück, K. Ingr, P.E. Müller, V. Jansson, C. Schröder, and **Woiczinski M.**, *Different ISO Standards' Wear Kinematic Profiles Change the TKA Inlay Load.* Applied Sciences, 2021. **11**(7): p. 3161.
- 2. A. Fottner*, **Woiczinski M.** *, C. Schröder, F. Schmidutz, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, *Impact of tibial baseplate malposition on kinematics, contact forces and ligament tensions in TKA: A numerical analysis.* J Mech Behav Biomed Mater, 2020. **103**: p. 103564.
- 3. Oefner, C., S. Herrmann, M. Kebbach, H.-E. Lange, D. Kluess*, and **Woiczinski M.***, *Reporting Checklist for Verification and Validation of Finite Element Analysis in Orthopedic and Trauma Biomechanics.* Medical Engineering & Physics, 2021.
- 4. Soodmand, E., D. Kluess, P.A. Varady, R. Cichon, M. Schwarze, D. Gehweiler, F. Niemeyer, D. Pahr, and **Woiczinski M.**, *Interlaboratory comparison of femur surface reconstruction from CT data compared to reference optical 3D scan.* Biomed Eng Online, 2018. **17**(1): p. 29.
- 5. Steinbruck*, A., **Woiczinski M.** *, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and C. Schroder, *Posterior cruciate ligament balancing in total knee arthroplasty: a numerical study with a dynamic force controlled knee model.* Biomed Eng Online, 2014. **13**: p. 91.
- 6. Thorwachter, C. *, **Woiczinski M.** *, I. Santos, F. Schmidutz, A. Paulus, V. Jansson, and P. Weber, *Optimisation of the drill-in behaviour of the EcoFit(R) SC threaded cup.* Biomed Tech (Berl), 2019.
- 7. Weber, P. *, Woiczinski M. *, A. Steinbruck, F. Schmidutz, T. Niethammer, C. Schroder, V. Jansson, and P.E. Muller, *Increase in the Tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the Effect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model.* Biomed Res Int, 2018. **2018**: p. 8743604.
- 8. **Woiczinski, M.**, M. Kistler, C. Schroder, C. Braun, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, *TKA design-integrated trochlea groove rotation reduces patellofemoral pressure.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2019. **27**(5): p. 1680-1692.
- 9. **Woiczinski, M.**, A. Maas, T. Grupp, C. Thorwachter, I. Santos, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, *[Realistic preclinical finite element simulation in knee and hip replacements].* Orthopade, 2020.
- 10. **Woiczinski, M.**, C. Schroder, A. Paulus, M. Kistler, V. Jansson, P.E. Muller, and P. Weber, *Varus or valgus positioning of the tibial component of a unicompartmental fixed-bearing knee arthroplasty does not increase wear.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2019.
- 11. **Woiczinski, M.***, A. Steinbruck*, P. Weber, P.E. Muller, V. Jansson, and C. Schroder, *Development and validation of a weight-bearing finite element model for total knee replacement.* Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016. **19**(10): p. 1033-45.
- 12. **Woiczinski, M.**, C. Tollrian, C. Schroder, A. Steinbruck, P.E. Muller, and V. Jansson, Calculation of the elastic properties of prosthetic knee components with an iterative finite element-based modal analysis: quantitative comparison of different measuring techniques. Biomed Tech (Berl), 2013. **58**(4): p. 369-76.

* geteilte Autorenschaft

Originalarbeiten Koautor

- Becker, C.A., C. Kammerlander, A. Cavalcanti Kussmaul, F. Dotzauer, M. Woiczinski, B. Rubenbauer, F. Sommer, C. Linhart, S. Weidert, C. Zeckey, and A. Greiner, *Minimally invasive screw fixation is as stable as anterior plating in acetabular T-Type fractures - a biomechanical study.* Orthop Traumatol Surg Res, 2018. 104(7): p. 1055-1061.
- Becker, C.A., C. Kammerlander, A.C. Kussmaul, M. Woiczinski, C. Thorwachter, C. Zeckey, F. Sommer, C. Linhart, S. Weidert, E.M. Suero, W. Bocker, and A. Greiner, Modified less invasive anterior subcutaneous fixator for unstable Tile-C-pelvic ring fractures: a biomechanical study. Biomed Eng Online, 2019. 18(1): p. 38.
- Becker, C.A., A.C. Kussmaul, E.M. Suero, M. Regauer, M. Woiczinski, C. Braun, W. Flatz, O. Pieske, C. Kammerlander, W. Boecker, and A. Greiner, *Tape suture for stabilization of incomplete posterior pelvic ring fractures-biomechanical analysis of a new minimally invasive treatment for incomplete lateral compression pelvic ring fractures.* J Orthop Surg Res, 2019. 14(1): p. 465.
- Cavalcanti Kussmaul, A., A. Greiner, C. Kammerlander, C. Zeckey, M. Woiczinski, C. Thorwachter, C. Gennen, C. Kleber, W. Bocker, and C.A. Becker, *Biomechanical comparison of minimally invasive treatment options for Type C unstable fractures of the pelvic ring.* Orthop Traumatol Surg Res, 2020. 106(1): p. 127-133.
- 5. Ficklscherer, A., A.Z. Zhang, T. Beer, M.F. Gulecyuz, R.M. Klar, E. Safi, **M. Woiczinski**, V. Jansson, and P.E. Muller, *The effect of autologous Achilles bursal tissue implants in tendon-to-bone healing of rotator cuff tears in rats.* J Shoulder Elbow Surg, 2020. **29**(9): p. 1892-1900.
- Fottner, A., M. Kistler, M. Woiczinski, C. Thorwachter, T.F. Schmidutz, V. Jansson, and F. Schmidutz, *Influence of different anteversion alignments of a cementless hip stem on primary stability and strain distribution.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2020. 80: p. 105167.
- Fottner, A., M. Woiczinski, M. Kistler, C. Schroder, T.F. Schmidutz, V. Jansson, and F. Schmidutz, *Influence of undersized cementless hip stems on primary stability and strain distribution.* Arch Orthop Trauma Surg, 2017. 137(10): p. 1435-1441.
- 8. Fottner, A., **M. Woiczinski**, M. Kistler, C. Schroder, T.F. Schmidutz, V. Jansson, and F. Schmidutz, *Varus malalignment of cementless hip stems provides sufficient primary stability but highly increases distal strain distribution*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2018. **58**: p. 14-20.
- Glogaza, A., C. Schroder, M. Woiczinski, P. Muller, V. Jansson, and A. Steinbruck, Medial stabilized and posterior stabilized TKA affect patellofemoral kinematics and retropatellar pressure distribution differently. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2018. 26(6): p. 1743-1750.
- 10. Greiner, A., A. Bongartz, **M. Woiczinski**, N. Befrui, O. Pieske, E.M. Suero, J. Bruder, C. Kammerlander, W. Bocker, and C.A. Becker, *Resomer C212(c) in vertebroplasty or kyphoplasty: A feasibility study on artificial bones with biomechanical and thermal evaluation.* Technol Health Care, 2020.
- 11. Holzer, A., C. Schroder, **M. Woiczinski**, P. Sadoghi, P.E. Muller, and V. Jansson, *The transport of wear particles in the prosthetic hip joint: a computational fluid dynamics investigation.* J Biomech, 2012. **45**(3): p. 602-4.
- 12. Holzer, A., C. Schroder, **M. Woiczinski**, P. Sadoghi, A. Scharpf, B. Heimkes, and V. Jansson, *Subject-specific finite element simulation of the human femur considering inhomogeneous material properties: a straightforward method and convergence study.* Comput Methods Programs Biomed, 2013. **110**(1): p. 82-8.
- 13. Mazoochian, F., A. Holzer, J. Jalali, F. Schmidutz, C. Schroder, **M. Woiczinski**, J. Maierl, P. Augat, and V. Jansson, *Finite element analysis of the ovine hip: development, results and comparison with the human hip.* Vet Comp Orthop Traumatol, 2012. **25**(4): p. 301-6.

- 14. Schmidutz, F., **M. Woiczinski**, M. Kistler, C. Schroder, V. Jansson, and A. Fottner, *Influence of different sizes of composite femora on the biomechanical behavior of cementless hip prosthesis.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2017. **41**: p. 60-65.
- 15. Schroder, C., A. Steinbruck, T. Muller, **M. Woiczinski**, Y. Chevalier, P. Weber, P.E. Muller, and V. Jansson, *Rapid prototyping for in vitro knee rig investigations of prosthetized knee biomechanics: comparison with cobalt-chromium alloy implant material.* Biomed Res Int, 2015. **2015**: p. 185142.
- 16. Steinbruck, A., A. Fottner, C. Schroder, **M. Woiczinski**, M. Schmitt-Sody, T. Muller, P.E. Muller, and V. Jansson, *Influence of mediolateral tibial baseplate position in TKA on knee kinematics and retropatellar pressure.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. **25**(8): p. 2602-2608.
- 17. Steinbruck, A., S. Milz, **M. Woiczinski**, C. Schroder, S. Utzschneider, V. Jansson, and A. Fottner, [Anatomy and biomechanics of the patellofemoral joint: physiological conditions and changes after total knee arthroplasty]. Orthopade, 2011. **40**(10): p. 848, 850-2, 854.
- 18. Steinbruck, A., C. Schroder, **M. Woiczinski**, A. Fottner, P.E. Muller, and V. Jansson, *The effect of trochlea tilting on patellofemoral contact patterns after total knee arthroplasty: an in vitro study.* Arch Orthop Trauma Surg, 2014. **134**(6): p. 867-72.
- 19. Steinbruck, A., C. Schroder, **M. Woiczinski**, A. Fottner, P.E. Muller, and V. Jansson, *Patellofemoral contact patterns before and after total knee arthroplasty: an in vitro measurement.* Biomed Eng Online, 2013. **12**: p. 58.
- 20. Steinbruck, A., C. Schroder, **M. Woiczinski**, A. Fottner, V. Pinskerova, P.E. Muller, and V. Jansson, *Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2016. **33**: p. 42-48.
- 21. Steinbruck, A., C. Schröder, **M. Woiczinski**, A. Glogaza, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Fottner, *A lateral retinacular release during total knee arthroplasty changes femorotibial kinematics: an in vitro study.* Arch Orthop Trauma Surg, 2018. **138**(3): p. 401-407.
- 22. Steinbruck, A., C. Schroder, **M. Woiczinski**, T. Muller, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Fottner, *Influence of tibial rotation in total knee arthroplasty on knee kinematics and retropatellar pressure: an in vitro study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016. **24**(8): p. 2395-401.
- Steinbruck, A., C. Schroder, M. Woiczinski, F. Schmidutz, P.E. Muller, V. Jansson, and A. Fottner, *Mediolateral femoral component position in TKA significantly alters patella shift and femoral roll-back.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2017. 25(11): p. 3561-3568.
- 24. Storz, C., H. Schulte-Gocking, **M. Woiczinski**, M. Azqueta-Gavaldon, S.C. Azad, and E. Kraft, *[Exergames for patients with complex regional pain syndrome : A feasibility study].* Schmerz, 2020. **34**(2): p. 166-171.
- 25. Suero, E.M., A. Greiner, C.A. Becker, A. Cavalcanti Kussmaul, S. Weidert, D. Pfeufer, **M. Woiczinski**, C. Braun, W. Flatz, W. Bocker, and C. Kammerlander, *Biomechanical stability of sacroiliac screw osteosynthesis with and without cement augmentation*. Injury, 2020.
- Yan, S.G., M. Woiczinski, T.F. Schmidutz, P. Weber, A.C. Paulus, A. Steinbruck, V. Jansson, and F. Schmidutz, *Can the metaphyseal anchored Metha short stem safely be revised with a standard CLS stem? A biomechanical analysis.* Int Orthop, 2017. 41(12): p. 2471-2477.
- Zeckey, C., A. Cavalcanti Kussmaul, E.M. Suero, C. Kammerlander, A. Greiner, M. Woiczinski, C. Braun, W. Flatz, W. Boecker, and C.A. Becker, *The T-pod is as stable as supraacetabular fixation using 1 or 2 Schanz screws in partially unstable pelvic fractures: a biomechanical study.* Eur J Med Res, 2020. 25(1): p. 26.
- Zhu, G., S. Mayer-Wagner, C. Schroder, M. Woiczinski, H. Blum, I. Lavagi, S. Krebs, J.I. Redeker, A. Holzer, V. Jansson, O. Betz, and P.E. Muller, *Comparing effects of perfusion and hydrostatic pressure on gene profiles of human chondrocyte.* J Biotechnol, 2015. 210: p. 59-65.

Reviews

- 1. Schroder, C., **M. Woiczinski**, S. Utzschneider, M. Kraxenberger, P. Weber, and V. Jansson, [The biomechanics of screws, cerclage wire and cerclage cable]. Orthopade, 2013. 42(5): p. 302-4, 306-8.
- 2. Weber, P., A. Steinbruck, A.C. Paulus, **M. Woiczinski**, F. Schmidutz, A. Fottner, and V. Jansson, [Partial exchange in total hip arthroplasty : What can we combine?]. Orthopade, 2017. 46(2): p. 142-147.

10 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Übersicht über den Ablauf. Links: Generierung des Referenzmodels. Rechts:	
Generierung der 3D Modelle aus [114]	12
Abb. 2: Übersicht über den 3D Scanner der AGP Rostock aus [114]	13
Abb. 3: Übersicht der Unterschiedlichen Bereiche aus [114]	15
Abb. 4: Visueller Vergleich der Abweichungen zum Referenzmodell [114]	16
Abb. 5: Analyse der Oberfläche der unterschiedlichen Labore aus [114]	16
Abb. 6: Übersicht der Simulation aus [11]	21
Abb. 7: Vergleich von der Kinematik zwischen Computermodell und Experiment [11]	23
Abb. 8: Übersicht der Ergebnisse aus den unterschiedlichen Normen und Inlaydesigns	
[11]	24
Abb. 9: Belastungsübersicht der unterschiedlichen Normen im CR Inaly bei a = 1.	
Maximum, b = 2. Maximum und c = 3. Maximum [11]	25
Abb. 10: Schema der Checkliste [89]	29
Abb. 11: Übersicht der Freiheitsgrade der Computersimulation aus [49]	33
Abb. 12: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Kräfte im	
mediale Seitenband aus [36]	36
Abb. 13: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Kräfte im	
laterale Seitenband aus [36]	36
Abb. 14: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Belastungen im	
Inlay [36]	36
Abb. 15: Beeinflussung der Unterschiedlichen Positionierungen auf die Belastungen im	
Inlay [36]	37
Abb. 16: Übersicht der femorotibialen Translation durch die unterschiedlichen	
Positionierungen [36]	37
Abb. 17: Sagittale Ansicht des Computermodells aus [151]	39
Abb. 18: Übersicht über die Kniegelenkskinematik der unterschiedlichen	
Simulationsmodelle modifiziert aus [64]	41
Abb. 19: Übersicht der Bandspannungen bei den unterschiedlichen	
Slopemodifikationen [64].	42
Abb. 20: Positionsveränderung des Inlays in Relation zur Tibiabasisplatte [64]	43
Abb. 21: Übersicht der unterschiedlichen Positionierungen der Unikondylären	
Schlittenprothesen im Verschleißsimulator (linkes Kniegelenk, Ansicht von dorsal) aus	
[157]. Links 5 Grad Valgus, Mitte neutral und rechts 5 Grad Varus [157]	45
Abb. 22: Lastprofile aus der ISO 14243-1	46
Abb. 23: Analyse der Verschleißflächen der medialen Inlay Komponente eines linken	
Kniegelenkes nach 5 Millionen Zyklen im Simulator aus [157]	48

11 Danksagung

Besonderer Dank gebührt Professor Dr. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson. Er hat mich zunächst für die Endoprothetik begeistert und dann für das Thema dieser Habilitation sensibilisiert. Während der Zeit meiner Habilitation stand er mir immer beratend zur Seite und hat mich in allen Belangen unterstützt. Ich freue mich auch weiterhin auf unseren Austausch in jedem Themenbereich.

Daran direkt anschließend bedanke ich mich bei Professor Dr. Peter Müller für die Förderung während meiner gesamten wissenschaftlichen Arbeiten und die Unterstützung auch in außerberuflichen Themen. Danke Peter, dass du immer ein offenes Ohr hattest!

Bei PD Dr. Arnd Steinbrück bedanke ich mich, dass ich ein Teil der Arbeitsgruppe sein durfte und aus der beruflichen Bekanntschaft eine freundschaftliche entstanden ist. Lieber Arnd, ich glaube wir haben unsere Ziele ganz gut umgesetzt!

Bei PD Dr. Patrick Weber bedanke ich für die Unterstützung in allen gemeinsamen Projekten und dass er ebenfalls früh an unsere Projekte geglaubt hat und mich mit gemeinsamen Drittmitteln unterstützt hat.

Dankbar bin ich auch Prof. Dr. Andreas Fottner für die Hilfe bei der Realisierung und Veröffentlichung einiger gemeinsamer Veröffentlichungen und die unkomplizierte Hilfe zu jeder Zeit.

Dr. Dipl. Ing. Christian Schröder danke ich für die guten Diskussionen. Wir waren nicht immer gleicher Meinung aber gerade aus diesem Punkt, war dies wichtig für meine wissenschaftliche Entwicklung.

Bei Christoph Thorwächter, Manuel Kistler, Ines Santos und Leandra Bauer bedanke ich mich dafür, dass wir einfach ein "sau gutes Team" sind und ich mich freue weiter mit diesem Team arbeiten zu dürfen! Ich werde euch in allen Themen immer gerne weiter unterstützen.

Professor Dr. Peldschus danke ich für die frühe Hilfe in der Computersimulation bei meiner Diplomarbeit, der freundschaftliche Umgang in allen Projekten und Themen und, dass er das Fachmentorat für diese Habilitation übernommen hat. Professor Dr. Dr. Thomas Grupp danke ich für den wissenschaftlichen Austausch und die erfolgreiche Zusammenarbeit in unseren gemeinsamen Projekten. Darüber hinaus danke ich dir, dass du mich auch in allen anderen Bereichen, die über unsere Projekte hinaus gingen, immer unterstützt hast.

Zu guter Letzt, aber umso wichtiger! Ohne die Unterstützung der ganzen Familie wäre dies nie möglich gewesen! Danke Mama und Papa, Anna, Vincent und Charlotte.