

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

TUM School of Engineering and Design

Ein Verfahren zur mechanischen Validierung von OP-Planungen in der Kniegelenk-Ersatz-Therapie

Alexandra L. V. Mercader

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Engineering and Design der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der Ingenieurwissenschaften genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Dr. Petra Mela

Prüfer*innen der Dissertation:

1. Prof. Dr. Tim C. Lüth
2. Prof. Dr.-Ing. Michael W. Gee

Die Dissertation wurde am 28.04.2022 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die TUM School of Engineering and Design am 27.02.2023 angenommen.

Vorwort

Ich danke allen Personen, die an dieser Arbeit beteiligt waren, aber auch denjenigen, die mich unterstützt haben, um die Ziele zu erreichen, die ich mir im Rahmen dieser Dissertation gesetzt habe.

Mein Dank gilt vor allem Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth dafür, dass er mich durch die verschiedenen Phasen dieser Dissertation geführt hat. Ich danke auch Dr. Heinz Röttinger und Dr. Amir H. Bigdeli für die klinischen Versuche am Chirurgischen Klinikum Süd in München, auch während der Zeit der Coronavirus-Pandemie. Ich danke allen von mir betreuten Studenten dafür, dass sie an wichtigen Teilen meiner Forschung teilgenommen haben.

Ich danke allen Kolleginnen und Kollegen, die von 2017 bis 2021 am Lehrstuhl tätig waren, insbesondere Yilun Sun, meinem Büronachbarn, dessen Gespräche mich sehr bereichert haben.

Ich danke Frau Renate Heuser für den administrativen Teil, Dr. Irlinger für die Lehre, und der Werkstatt für die Bauteile, die ich im Rahmen meiner Forschung gefertigt habe.

Ich danke meiner Familie für die Unterstützung und insbesondere meiner Schwester Lena dafür, dass sie mich immer begleitet hat.

Kurzfassung

Bei der Kniegelenkersatzoperation kann der Patient die ursprüngliche Funktion des Gelenks wiedererlangen, indem die Oberfläche des Knochens durch eine glatte Prothese, meist aus Titan oder aus einer Legierung aus Chrom und Kobalt, ersetzt wird. Die Position der Prothese beeinflusst das Ergebnis der Operation und führt zu einer Veränderung der Kinematik des Knies. Um die ursprüngliche Bewegung des Patienten so genau wie möglich zu reproduzieren, erstellt der Chirurg einen Operationsplan, der darin besteht, die Ausrichtung und Position der Prothese im Voraus festzulegen. Um diese Planung zu validieren, wurde eine neue Methode entwickelt, die eine 3D-Visualisierung der Kniekinematik und der Knochengeometrie ermöglicht. Diese Methode besteht darin, ein reales, gedrucktes 3D-Modell des Knies des Patienten zu verwenden, um die Operation im Vorfeld durchzuführen und Fehler zu korrigieren, bevor sie am Patienten vorgenommen wird. Parallel zu dieser Methode wurden zur Herstellung dieses Modells Computerwerkzeuge entwickelt, die dem Chirurgen eine umfangreiche Informationsquelle zum Verständnis des Kniegelenks bieten. Diese Methode wurde in einer Partnerklinik des Projekts (Chirurgisches Klinikum Süd in München) getestet und hat einen beispielhaften Fortschritt auf dem Gebiet der Kniechirurgie ermöglicht.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	ii
Kurzfassung.....	iii
Inhaltsverzeichnis.....	iv
1. Einleitung.....	1
2. Problemstellung	2
2.1 Kniegelenkersatzoperation.....	2
2.2 Hauptmethoden für die Ausrichtung der Knieprothese	2
2.2.1 Mechanisches Ausrichten	2
2.2.2 Anatomische Ausrichtung.....	2
2.2.3 Gemessene Resektion	3
2.2.4 Andere Techniken.....	4
2.3 Problemstellung	4
3. Stand der Forschung und Technik	5
3.1 Forschung an der Kniekinematik	5
3.1.1 Das Femur-Tibia-Gelenk	5
3.1.2 Das Femur-Patella-Gelenk.....	6
3.2 Die Positionierung der Prothese.....	7
3.2.1 Position des Tibia-Implantats	8
3.2.2 Position des Femurimplantats	8
3.2.3 Allgemeiner Einfluss der Prothesenposition auf die Kinematik des Knies und der Patella	10
3.3 Werkzeuge zur Unterstützung der Operation.....	11
3.3.1 Schnittschablonen	11
3.3.2 Navigation.....	11
3.3.3 Robotische Unterstützung.....	12
3.3.4 Planungs-Software	13
3.4 Knie-Modelle	13
3.4.1 Modelle und Materialien für echte Knochen	13
3.4.2 Computergestützte Kniemodelle.....	13
3.4.3 Modelle aus Kadaverbein	14
3.5 Zusammenfassung des Verfahrens zur chirurgischen Unterstützung	14
3.6 Methoden zur Messung der Kniekinematik	16
3.7 Aktuelle Forschung zu Mechanismen zur Nachbildung der Kniebewegung.....	17
3.8 Verfahren zur Computersimulation der Kniebewegung	19
4. Defizite an dem Stand der Technik	21
4.1 Keine Validierung der Planung.....	21
4.2 Keine 3D Visualisierung der Kniekinematik	21
4.3 Invasive Methoden und Dauer des Eingriffs.....	21
4.4 Mangelndes Verständnis der Gründe für die Schmerzen.....	22
4.4.1 Mangel an Untersuchungen des Einflusses der Prothese auf die Kinematik der Patella.....	22
5. Eigener Ansatz.....	23

6.	Struktur/Konzept	25
6.1	Messung am Patienten	25
6.1.1	Vorhandene Technologien und Systemauswahl	25
6.1.2	Verwendete Messmethode	25
6.1.3	Berechnung der kinematischen Parameter der Kniebewegung	28
6.2	Hilfe bei der Vorbereitung der Operation	29
6.2.1	Viergelenk Modell	29
6.2.2	Kinematisches Modell	36
6.2.3	Mechanisches Modell	38
7.	Experimente und Ergebnisse	43
7.1	Patientenmessung	43
7.1.1	Experimente	43
7.1.2	Ergebnisse	49
7.2	Genauigkeit der Kniemessung	50
7.2.1	Experimente	50
7.2.2	Ergebnisse	52
7.3	Untersuchung der Genauigkeit der Approximation unter Verwendung des Viergelenkmechanismus	54
7.3.1	Experimente	54
7.3.2	Ergebnisse	55
7.4	Untersuchung der prä- und postoperativen Kinematik des Knies: Rollback	58
7.4.1	Experimente	58
7.4.2	Ergebnisse	60
7.5	Untersuchung der pre- und postoperativen Kinematik des Knies: Patella.....	61
7.5.1	Experimente	61
7.5.2	Ergebnisse	63
7.6	Untersuchung der pre- und postoperativen Kinematik des Knies: Lift-off	66
7.6.1	Experimente	66
7.6.2	Ergebnisse	66
7.7	Untersuchung der Tibiakinematik am Computermodell.....	67
7.7.1	Experimente	67
7.7.2	Ergebnisse	68
7.8	Diskussion	70
7.8.1	Messung der Drehwinkeln des Kniegelenks.....	70
7.8.2	3D-Visualisierung der Kniekinematik des Patienten.....	70
7.8.3	Beobachtung am gedruckten Modell der prä- und postoperativen Unterschiede	70
7.9	Zusammenfassung	72
	Literaturverzeichnis.....	73
	Anhang	79
	Herstellung der Schale - Prototypen	79
	Messung der Kniebewegung	81
	Konstruierte Teile	83
	Unterlagen zur Messung	84

Zusätzliche Herausforderungen bei der automatischen Konstruktion des Viergelenks ..	90
Positionierung der 3D Daten im Raum	90
Lesen der Messdaten	91
Analyse der Polkurve der Bewegung	92
Manuelles Auswählen der Verbindungsposition des Viergelenks.....	94
Mögliche Fehler bei der Erstellung des Modells	95
Fehler bei der Positionierung des Oberflächenmodells	95
Fehler bei der virtuellen Konstruktion des Viergelenks	95
Fehler beim 3D-Druck	97

1. Einleitung

Jedes Jahr werden rund 200.000 Patienten für eine Kniegelenkersatzoperation im Krankenhaus stationär behandelt (Destatis, 2021). Der Ersatz des Gelenks durch eine Prothese ermöglicht die Wiederherstellung der Funktionalität eines Knies mit Arthrose. Diese aus den 1950er Jahren stammende Technik bestand zunächst darin, die Oberfläche von Oberschenkel- und Unterschenkelknochen zu ersetzen, ohne die Kinematik des Knies zu berücksichtigen. Das operierte Knie ist dann ein gerades Knie, das in einer Linie mit der Hüfte und dem Sprunggelenk liegt (Walldius, 1957). In Abbildung 1 ist eine der ersten Knieprothesen zu sehen. Zahlreiche innovative Techniken haben es heute ermöglicht, so nah wie möglich an die Kinematik des Knies heranzukommen. Jeder Chirurg hat eine bevorzugte Methode zur Anpassung der Prothesenposition an das Knie des Patienten. Dennoch sind viele Patienten immer noch unzufrieden, und einer der Hauptgründe für diese Unzufriedenheit ist die mechanische Fehlfunktion des Gelenks.

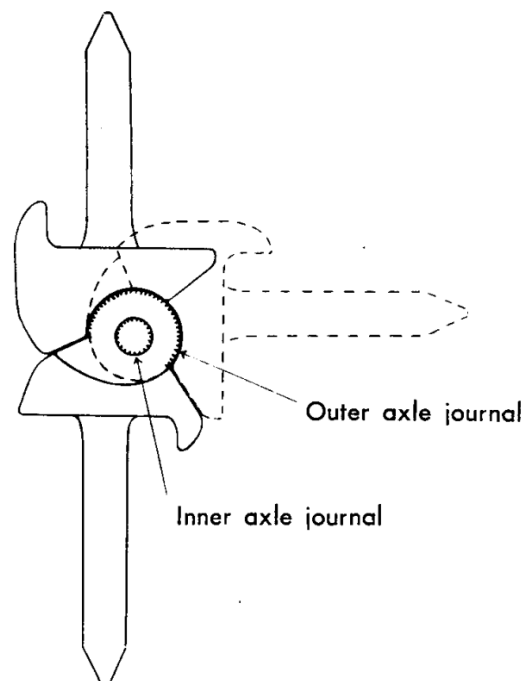


Abbildung 1: Darstellung einer der ersten Prothesen, die in den 50er Jahren implantiert wurde und aus einem Femur- und einem Tibiateil besteht, die durch ein ebenes Drehgelenk miteinander verbunden sind (Walldius, 1957).

2. Problemstellung

2.1 Kniegelenkersatzoperation

Eine Kniegelenkersatzoperation wird in der Regel bei Osteoporose bei älteren Menschen durchgeführt. In diesem Fall ist die Knochenoberfläche nicht mehr so gleitfähig wie bei einem gesunden Knie, und das Gelenk ist geschädigt, was zu starken Schmerzen führen kann. Diese Sperre reduziert die Mobilität und führt zu noch weiteren Schmerzen. In diesem Fall hat sich gezeigt, dass der Ersatz der Knochenoberfläche durch eine glatte Prothese die Probleme verringert und dem Patienten eine fast normale Mobilität ermöglicht (Bellemans et al., 2005).

Die Operation besteht aus dem Aufsetzen der Prothese auf die Knochenoberfläche. Um die Ausrichtung der Prothese zu kontrollieren, wird die Oberfläche von Oberschenkelknochen und Unterschenkels in Ebenen geschnitten, die in einem Winkel von plus oder minus 10 Grad zur Hauptachse des Knochens ausgerichtet sind. Die Winkel, die die Position der Prothese bestimmen, werden in der Planungsphase der Operation festgelegt. Während der Operation schneidet der Chirurg mit einer oszillierenden Säge. Die Ausrichtung der Säge wird durch manuelle oder computergesteuerte chirurgische Führungen gesteuert. Die Ausrichtung der Knieprothese wird nach dem Schnitt des Knochens validiert. Die Überprüfung der Position der Prothese erfolgt vorerst nur visuell durch den Chirurgen, indem er das geöffnete Kniegelenk beugt und streckt.

2.2 Hauptmethoden für die Ausrichtung der Knieprothese

2.2.1 Mechanisches Ausrichten

Die Ausrichtung entlang der mechanischen Achse des Knies ist die älteste und am weitesten verbreitete Methode der Kniegelenkersatzoperation. Die mechanische Achse ist die Achse, die durch die Mitte des Hüftgelenks und die geometrische Mitte, die dem Hohlraum zwischen den beiden Kondylen des Oberschenkelknochens entspricht. Der Schnitt erfolgt rechtwinklig zu dieser Achse. Für den Schnitt auf der hinteren Ebene der Kondylen wird dieselbe Achse als Referenz genommen, so dass die Parallelität der Bewegung erhalten bleibt. Dazu wird die Tibia vor den letzten Schnitten, die den internen Rotationswinkel des Femurs relativ zur Tibia definieren, abgeschnitten. Diese Technik erlaubt es, das Knie mechanisch auszurichten, indem eine gerade Linie zwischen der Hüfte, der Mitte des Kniegelenks und der Mitte des Sprunggelenks gezogen wird. Viele Patienten haben jedoch kein gerades Knie, und diese Operation kann die natürliche Geometrie des Knies des Patienten verändern (Niki et al., 2017).

2.2.2 Anatomische Ausrichtung

Bei der anatomischen Ausrichtung wird versucht, die Ausrichtung des natürlichen Kniegelenks wiederherzustellen. Zu diesem Zweck beträgt der Schnittwinkel etwa 3 Grad zum mechanischen Schnitt, was dem Durchschnitt der Gelenklinie der Bevölkerung entspricht. Die Tibia wird parallel zum Oberschenkelknochen geschnitten (Cherian et al., 2014). Diese Schnitte bestimmen die Rotation um die Anteroposteriorachse, die auch in der Abbildung 3 dargestellt ist. Diese Schnitte werden alle in gebeugter Position des Knies durchgeführt, um einen vollständigen Zugang zu den Knochen zu ermöglichen. Abbildung 2 verdeutlicht die Unterschiede zwischen anatomischer und mechanischer Ausrichtung.

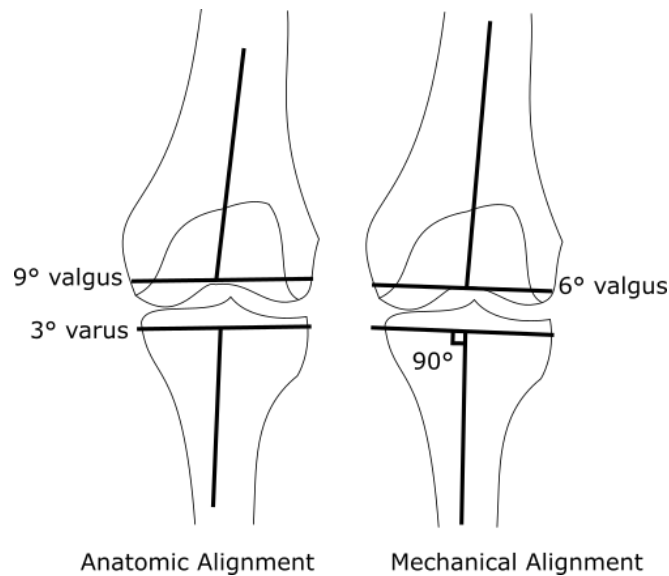


Abbildung 2: Erläuterung der anatomischen und mechanischen Ausrichtung. Der Unterschied zwischen den beiden Methoden ist ein Schnitt mit einer Winkeldifferenz von 3 Grad.

2.2.3 Gemessene Resektion

Bei der gemessenen Resektion führt der Chirurg den Schnitt entsprechend der Geometrie der Oberschenkel- und Unterschenkelknochen durch. Das Ziel dieser Technik ist es, die Geometrie des Knies des Patienten so natürlich wie möglich zu rekonstruieren und sich auch an die Kinematik anzupassen, da das Knie eine Roll- und Gleitbewegung der Knochen untereinander durchführt. Die Geometrie ist daher eng mit der Kinematik verbunden. Der Schnitt erfolgt entsprechend der anatomischen Achsen, die Transepicondylarachse (TEA), die Posterior Condylarachse (PCA) und die Anteroposteriorachse (AP). Diese drei Achsen sind in der Abbildung 3 dargestellt. Die Anteroposteriorachse verbindet den Eintrittspunkt des Patellabandes und den Eintrittspunkt des hinteren Kreuzbandes. Diese Linie ist wichtig, weil sie die beiden Gelenke, das Femur-Patella-Gelenk und das Femur-Tibia-Gelenk, virtuell betrachtet. Sie definiert die Wirkungslinie der Summe der beiden Bänderkräfte und ermöglicht die Ausrichtung der Prothese auf die beiden Gelenke (Dennis et al., 2010).

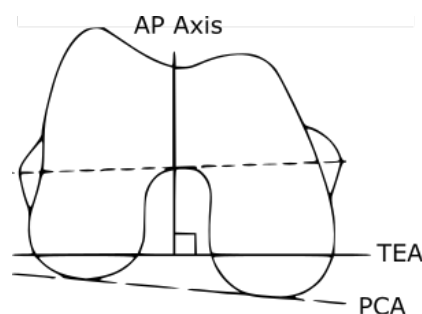


Abbildung 3: Veranschaulichung der verschiedenen anatomischen Achsen an den Kondylen des Oberschenkels in der transversalen Ansicht, die der Chirurg für die gemessene Resektion verwendet.

2.2.4 Andere Techniken

Außerdem werden zahlreiche weitere Techniken für Knieoperationen angeboten, die alle unterschiedliche Vorteile für das Gelenk haben. Die Techniken sind zum Beispiel gapbalancierte Resektion zur Reduzierung der Spannung in den medialen und lateralen Bändern oder angepasste anatomische Ausrichtung (Dennis et al., 2010). Bis heute gibt es keinen Beweis für eine positive Wirkung der einen Technik gegenüber der anderen. Jede Technik hat Vor- und Nachteile für jede Art von Patienten und Krankheitsgrad.

2.3 Problemstellung

Heutzutage besteht das Problem trotz all dieser definierten Techniken darin, dass keine dieser Methoden patientenspezifisch ist. Jeder Patient hat ein genau definiertes Knie, das als ein von mehreren Variablen abhängiges Gesamtsystem betrachtet werden kann. Diese Variablen sind die Geometrie, die Anordnung der Muskeln und Bänder um das Knie herum oder die Größe und das Gewicht des Körpers, die die Kinematik des Knies beeinflussen. Jede dieser Variablen hat Einfluss auf das System und damit auf die Position der Knieprothese. Wenn die Position, die von diesem komplexen System abhängt, falsch definiert ist, kann der Patient Schmerzen verspüren. Dieses Positionierungsproblem tritt in rund 20% der Fälle wieder auf, und es gibt immer noch keine konkrete Erklärung dafür (Reimann et al., 2019). Die durchgeführten Studien zeigen, dass alle diese Techniken zu den gleichen Ergebnissen führen und dass im Durchschnitt jeder Chirurg mit Fällen von Fehlstellungen konfrontiert wird, ohne den genauen kinematischen Grund dafür zu verstehen. Auch die neuesten technologischen Fortschritte, die eine sehr präzise und genaue Operation nach ärztlicher Planung ermöglichen, bringen keine besseren Ergebnisse (Kamat et al., 2009). Außerdem besteht keine Möglichkeit, die Kompatibilität der Prothesenposition mit der natürlichen Kinematik des Patienten zu überprüfen. Ein System, das einen schnellen und effizienten Vergleich und eine Analyse der Kniekinematik ermöglicht, könnte die Diagnose des Kniegelenks revolutionieren und das Ergebnis von Knieersatzoperationen verbessern.

3. Stand der Forschung und Technik

3.1 Forschung an der Kniekinematik

Das Knie ist ein komplexes System, das aus zwei Hauptgelenken besteht, dem Femur-Tibia-Gelenk und dem Femur-Patella-Gelenk. Das Femur-Tibia-Gelenk führt eine Roll- und Gleitbewegung zwischen den Kondylen des Oberschenkelknochens und dem Tibiaplateau aus. Dieses Hauptgelenk wird durch Bänder gestützt. Insgesamt sind vier für das Abrollen der Kniebeugung wichtig: die beiden Kreuzbänder, das vordere Kreuzband (ACL) und das hintere Kreuzband (PCL), sowie die beiden lateralen, das mediale Kollateralband (MCL) und das laterale Kollateralband (LCL) (Abbildung 4) (Ludolph and Hierholzer, 1980).

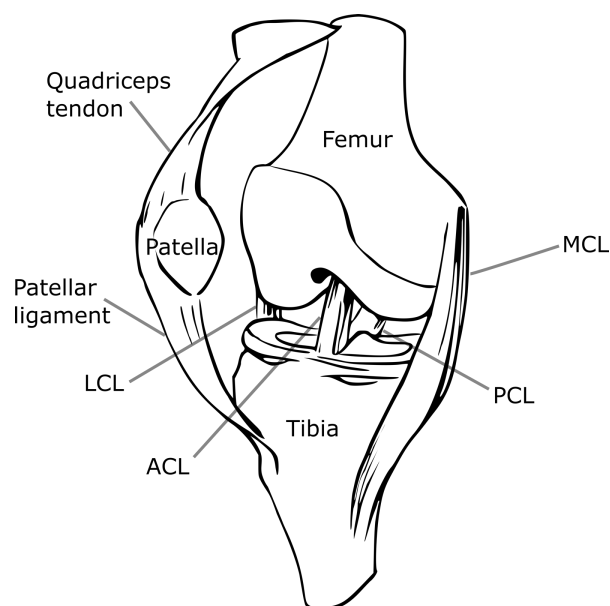


Abbildung 4: Illustration von einem rechten Knie mit dem Femur-Tibia-Gelenk und dem Femur-Patella-Gelenk, und die verschiedenen Bänder.

3.1.1 Das Femur-Tibia-Gelenk

Diese Bänder dienen dazu, die Freiheitsgrade des Knies zu verringern, indem sie dafür sorgen, dass die Knochen bei voller Bewegung in Kontakt bleiben. Die Form der Kondylen gewährleistet eine Abrollbewegung, und die Bänder ziehen die Tibia entlang des Oberschenkelknochens. Zu Beginn der Beugung aus der voll gestreckten Position führt die Tibia zunächst eine translatorische Bewegung relativ zum Femur aus. Anschließend dreht sich die Tibia um die Femurkondylen. Die Form der Kondylen und die Geometrie der das Gelenk umgebenden Muskeln und Bänder führen beim gesunden Knie zu einer internen Drehbewegung des Unterschenkels (Goodfellow and O'Connor, 1978). Diese Rotation ist zum Teil darauf zurückzuführen, dass der laterale Kondylus kleiner als der mediale ist, obwohl diese Bewegung in der Literatur noch nicht vollständig erklärt wird.

Viele Forschungen auf dem Gebiet der Kniekinematik haben die Ähnlichkeit der Bänder mit einem Viergelenk-Mechanismus gezeigt (Menschik, 2013; Nietert, 1975). Da die Bänder sehr

unelastisch sind, ist diese Approximation durchaus denkbar und würde auch die komplexe Bewegung des Schienbeins im Verhältnis zum Oberschenkelknochen erklären, sowie die wichtigen Unterschiede, die zwischen zwei Knien mit einem leichten Unterschied in der Bandlänge festgestellt wurden. Tatsächlich führen zwei Viereckmechanismen mit einem leichten Unterschied in der Gliedlänge völlig unterschiedliche Bewegungen aus (McCarthy and Soh, 2010). Mathematisch ist die allgemeine Bewegung des Knies bereits erklärt worden, aber diese Definition ist immer noch allgemein und nicht patientenspezifisch.

Dank der Messung der Kniebeugung des Patienten wird im Rahmen der in dieser Arbeit vorgestellten Forschung eine 2D-Projektion der Position und Ausrichtung der Bewegung durchgeführt. Der Mittelpunkt von drei endlich benachbarten Positionen in der Ebene entspricht dem Drehpunkt dieser drei Positionen. Alle Drehpunkte einer Patientenmessung sind in der Abbildung 5 gezeichnet. Die ruhende Polkurve wird anhand der Ausrichtung und Krümmung der Bewegung in der Ebene berechnet. Diese Polkurve entspricht den Punkten, um die sich die Tibia momentan als starrer Körper dreht. Diese Kurve ist ortsfest und veranschaulicht in dem Fall die beiden Phasen der Bewegung, wobei die erste die Translation und die zweite die Rotation ist. Diese Kurve zeigt auch, dass ein Viereck-Mechanismus mit einer ähnlichen ruhenden Polkurve die Bewegung in der Ebene annähern würde. Die meisten Rotationszentren sowie der Wendepunkt der ruhenden Polkurve befinden sich an den Kondylen des Femurs.

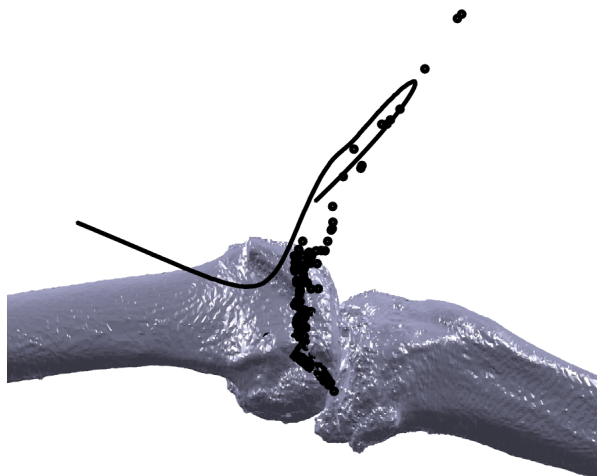


Abbildung 5: Visualisierung der ruhenden Polkurve und der Zentren von den Messpunkten in der Sagittalebene des Knies eines mit unserem Messsystem gemessenen Patienten.

3.1.2 Das Femur-Patella-Gelenk

Das Gelenk zwischen Oberschenkelknochen und Kniescheibe ist in der Literatur weniger erforscht als das Femur-Tibia-Gelenk, aber eine der Hauptursachen für Schmerzen bei Patienten, die eine Knieoperation hinter sich haben und zwar seit vielen Jahrzehnten (Lynch et al., 1987; Putman et al., 2019). Die Patella führt eine Gleitbewegung entlang des Oberschenkelknochens aus und folgt dabei der Geometrie des Knochens. Die Form der Patella erleichtert die Führung dieses Knochens in die Femurrinne. Beide Knochen haben eine natürlich angepasste Form. Bei der Beugung straffen sich die Sehnen des Quadrizeps und die Kniescheibe gleitet am Oberschenkelknochen entlang, bis die Patella in der Kontinuität des Oberschenkelknochens positioniert ist,

was von den Bändern als Umwicklungseffekt bezeichnet wird. In dieser Position nimmt die Kniescheibe eine stabile Position ein, und die Kräfte, die auf die die Kniescheibe umgebenden Bänder ausgeübt werden, werden kompensiert. Wenn der Patient eine sehr hohe Patella hat, ist dieser Effekt immer vorhanden, aber die Form des Oberschenkelknochens ist natürlich angepasst, damit die Patella während der Beugung in die stabilste Position zurückkehren kann (Gobbi et al., 2014).

3.2 Die Positionierung der Prothese

Die Positionierung der Knieprothese hängt von zwölf Parametern ab, da die Position des Femurimplantats und des Tibiaimplantats jeweils sechs Freiheitsgrade haben. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass sich die zwölf Parameter während der Flexion gegenseitig beeinflussen. Es ist darauf zurückzuführen, dass die vom Gelenk ausgeführte Bewegung durch die Muskeln und Sehnen des Knies sowie durch die Geometrie kanalisiert wird und somit einer sehr präzisen Bahn folgt. Die Bewegung der Tibia ist abhängig von der Bewegung des Femurs, und eine gleichzeitige Positionsänderung beider Implantate kann die gleiche Auswirkung auf die Kinematik haben. Dadurch ist es schwierig zu verstehen, welche Parameter zu welchen Auswirkungen auf die Kinematik führen. In der Abbildung 6 sind die verschiedenen Schnitte der Operation abgebildet, zusammen mit dem geometrischen Zentrum des Knies.

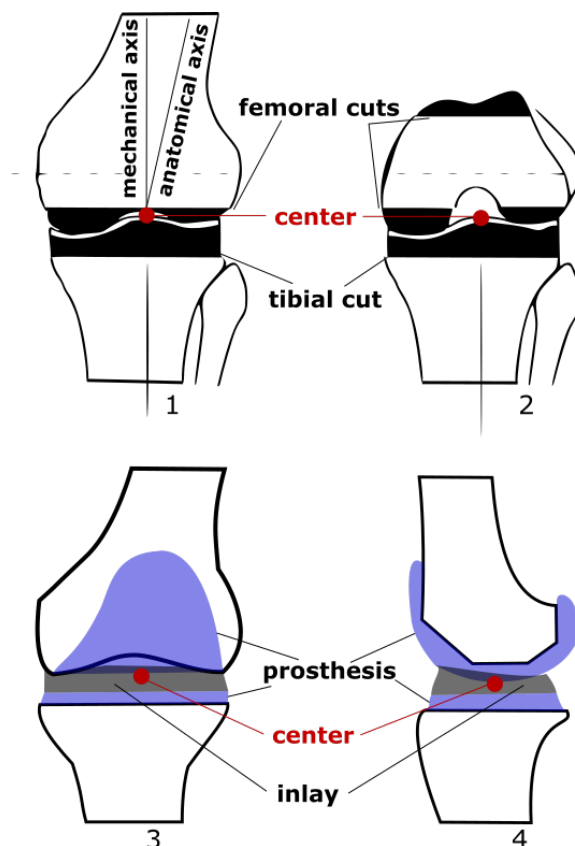


Abbildung 6: Darstellung der verschiedenen Schritte einer Kniegelenkersatzoperation zur Platzierung einer Prothese in der Mitte des Gelenks. Die Schnittpläne werden mit Hilfe von chirurgischen Schablonen definiert und sind während der präoperativen Planungsphase festgelegt worden.

3.2.1 Position des Tibia-Implantats

Das Tibia-Implantat wird im Allgemeinen auf das Femur-Implantat ausgerichtet. Die Positionierungsparameter der Tibia sind dann von denen des Femurs abhängig. Je nach Position der Femurprothese müssen die Kondylen des Femurimplantats immer über das Tibiaimplantat gleiten können und ohne Dislokation des Gelenks geführt werden können. Die Translation der Prothese wird durch die Geometrie der Tibia bestimmt, und daher ist es bei der derzeitigen Form des Implantats unmöglich, diese Parameter zu verändern. Es bleiben nur die Rotationen, die oft auch an die Geometrie angepasst sind, abgesehen von der externen Innenrotation, die um einige Grad modifiziert wird, um das Implantat in der Ausrichtung des Femurimplantats zu orientieren.

3.2.2 Position des Femurimplantats

Um die Geometrie des Oberschenkelknochens zu reproduzieren, wird die Oberschenkelknochenprothese zunächst in Translation positioniert, indem das geometrische Zentrum des Gelenks berechnet wird, das sich in der Mitte zwischen den beiden Kondylen befindet. Diese drei Parameter der Translation werden selten in Frage gestellt, da die derzeitige Form der Prothese es nicht erlaubt, diese Parameter zu verändern, ohne die Qualität der Fixierung der Prothese am Oberschenkelknochen zu verringern. Die Prothese sollte nämlich gut befestigt sein, damit sie nicht Gefahr läuft, sich vom Oberschenkelknochen zu lösen. Das Implantat muss also perfekt auf dem Oberschenkelknochen positioniert und dann auf der gesamten Oberfläche mit Knochenzement befestigt werden. Jeder Rotations- und Translationsparameter kann separat erläutert werden, jedoch sind sie bei der Rekonstruktion der Kniekinematik alle voneinander abhängig.

Rotation um die Femurachse

Die Ausrichtung der Prothese auf die posteriore Kondylenachse führt theoretisch dazu, dass die Prothese so ausgerichtet wird, wie es der Geometrie am besten entspricht und somit eine möglichst natürliche Bewegung erzielt wird. Die geometrische Form des Oberschenkelknochens an der Rückseite der Kondylen bestimmt die Rückrollbewegung und damit die Kinematik der Beugung. Eine Innenrotation der Femurprothese kann zu einer Fehlausrichtung des vorderen Teils der Femurprothese mit der Patella führen. Eine Außenrotation der Prothese kann eine reibungslosere Bewegung der Kniescheibe ermöglichen, kann aber auch zu einer Fehlstellung und damit zu Schmerzen führen (Manning et al., 2018). Die Rotation um die Femurachse ist in der Abbildung 7 dargestellt

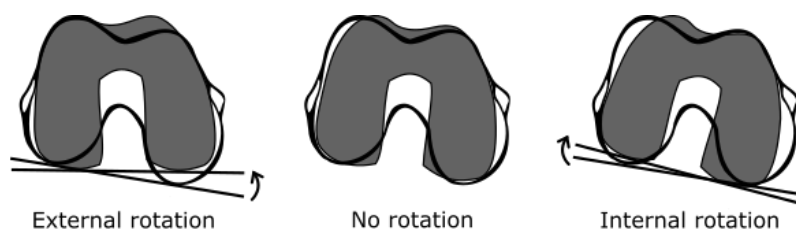


Abbildung 7: Darstellung der Rotation der Femurprothese um die intramedulläre Hauptachse des Femurs und relativ zur posterioren Achse der Kondylen. Keine Rotation bedeutet, dass die Prothese auf diese Achse ausgerichtet ist.

Laterale/mediale Translation der Femurkomponente

Die laterale oder mediale Translation der Femurkomponente (Abbildung 8) wird in der Literatur sehr wenig diskutiert, da sie eine Verschiebung zwischen der Prothese und dem geometrischen Zentrum des Femurs verursacht. Diesen Parameter zu verändern ist ungewöhnlich, da der Chirurg zunächst eine Führung entlang der Achse in der Mitte des Oberschenkelknochens durchführt. Wenn die Führung zu weit von der Mitte des Oberschenkelknochens entfernt ist, besteht die Gefahr einer schlechten Fixierung der Prothese und einer Verlagerung der Kräfte auf den seitlichen Teil des Knochens, was zu Frakturen führen kann. Die Translation kann auch mögliche Spannungen in den mit der Kniescheibe verbundenen Bändern reduzieren und die Bewegung der Kniescheibe verbessern, indem die Befestigungspunkte dieser Bänder mit der als Trochlea bezeichneten Rinne des Femurs ausgerichtet werden (van de Groes et al., 2014).



Abbildung 8: Darstellung der Translation der Femurprothese entsprechend der Transepicondylarachse.

Anteriore/posteriore Rotation der Femurkomponente

Die Prothese kann auf verschiedene Art und Weise ausgerichtet werden, relativ zur mechanischen Achse oder zur anatomischen Achse des Kniegelenks, aber auch individuell nach dem Fall des Patienten. Dies kann das Flexionsverhalten verändern und bei Fehlstellung der Prothese mit dem Tibiaplateau (Schienbeinkopf) das Phänomen des Abhebens hervorrufen. Diese Rotation bewirkt dann einen Spannungsunterschied zwischen den Außenbändern. In der Abbildung 9 ist diese Rotation der Prothese dargestellt.

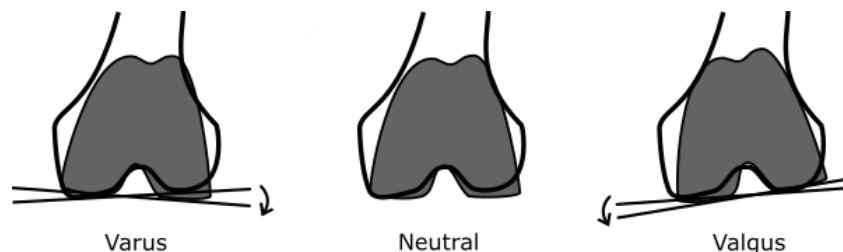


Abbildung 9: Darstellung der Rotation der Femurprothese entsprechend der Anteroposteriorachse.

Beugstellung und Höhe des Gelenks

Bei Patienten mit einer sehr hohen Patellalage kann der Umwicklungseffekt der Patella, dargestellt in der Abbildung 10, im vorderen Raum des Oberschenkelknochens in der Beugung beeinträchtigt sein. Wenn die Patella oberhalb des Oberschenkelknochens in Beugung eingeklemmt ist, kommt es zu einer Spannung in den Patellabändern. Dieses Problem kann gelöst werden, indem die Gelenklinie höher positioniert wird als die natürliche Gelenklinie. Eine andere Möglichkeit besteht darin, die Prothese stärker zu beugen, indem die Prothese entlang der Achse der Epikondylen des Oberschenkelknochens gedreht wird. Diese Position erleichtert den Umwicklungseffekt und reduziert die Spannung der Patellabänder.

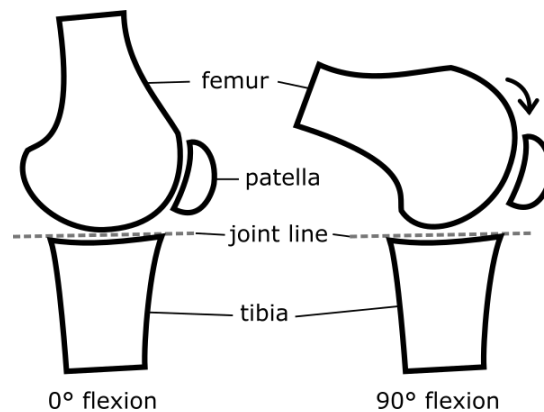


Abbildung 10: Darstellung des Umwicklungseffekts der Patella im vorderen Raum des Oberschenkelknochens in der Beugung.

3.2.3 Allgemeiner Einfluss der Prothesenposition auf die Kinematik des Knies und der Patella

Zahlreiche Studien (Bull et al., 2008) haben den Einfluss der Prothese auf die Kinematik des Knies und der Patella untersucht. Im Allgemeinen ist die erste und häufigste Beobachtung in der Literatur, dass die Prothese zu einer Reduzierung des Rollbacks führt. Unter Rollback wird die Abrollbewegung der Kondylen des Oberschenkels nach hinten verstanden. Eine Verringerung des Rollbacks reduziert auch den gesamten Flexionswinkel des Knies des Patienten.

Eine weitere Auswirkung der Prothese ist die Veränderung der Trajektorie der Patella. Laut einer Studie von Yoshii et al., wird diese beibehalten, wenn die Dicke der Patella nach dem Oberflächenersatz unverändert bleibt (Yoshii et al., 1991). Allerdings wird diese Trajektorie oft verändert und kann bei einer Fehlplatzierung der Femurkomponente zum Nachteil des Patienten sein (Armstrong et al., 2003). Die Untersuchung des Einflusses der Prothese auf die Kinematik findet an Kniemodellen von Kadaverbeinen statt.

3.3 Werkzeuge zur Unterstützung der Operation

3.3.1 Schnittschablonen

Die Operation wird in den meisten Fällen mit Hilfe von Schnittschablonen durchgeführt, die es dem Chirurgen ermöglichen, die oben beschriebenen Winkel zu kontrollieren. Diese Schablonen werden nach einem Protokoll direkt am Knochen angebracht, was den Schnitt sehr präzise macht und es ermöglicht, die Planung während der Operation zu modifizieren. Die Schnittschablonen können auch so angepasst werden, dass der Chirurg den Winkel nicht mehr während der Operation wählen muss, sondern mit Hilfe eines Softwareprogramms im Voraus plant. Die Schablonen werden dann in 3D ausgedruckt und an die Geometrie der Knochen des Patienten sowie an die Planung des Schnittes angepasst. Dies hat Vorteile wie erhöhte Genauigkeit, patientenindividuelle Anpassung der Operation und Verkürzung der Gesamtoperationszeit durch maßgeschneiderte Planung (Catanzarite and Schoenefeld, 2014; Stronach et al., 2014). Eine Schnittschablone aus dem TC-PLUS PRIMARY Set von Smith & Nephew (London, United Kingdom) für das Femur wird in Abbildung 11 gezeigt.



Abbildung 11: Schnittschablone (TC-PLUS PRIMARY Set von Smith & Nephew (London, United Kingdom)) für das Femur auf eine Kunststoff-Knochenkopie eines Patienten gesetzt.

3.3.2 Navigation

In den letzten Jahren hat die Navigation es ermöglicht, die Genauigkeit der Operation drastisch zu verbessern. Die Verfolgung der Instrumente über das Navigationssystem (Abbildung 12) ermöglicht eine sehr präzise Steuerung des Schnittes, der je nach System mit oder ohne Schnittschablonen durchgeführt werden kann. Die aktuellen Navigationssysteme sind eine Hilfe bei der

Operation, wobei das 3D-Modell des Knies sowie die während der Operation aktualisierten Schnittbereiche visualisiert werden. (Beal et al., 2016)

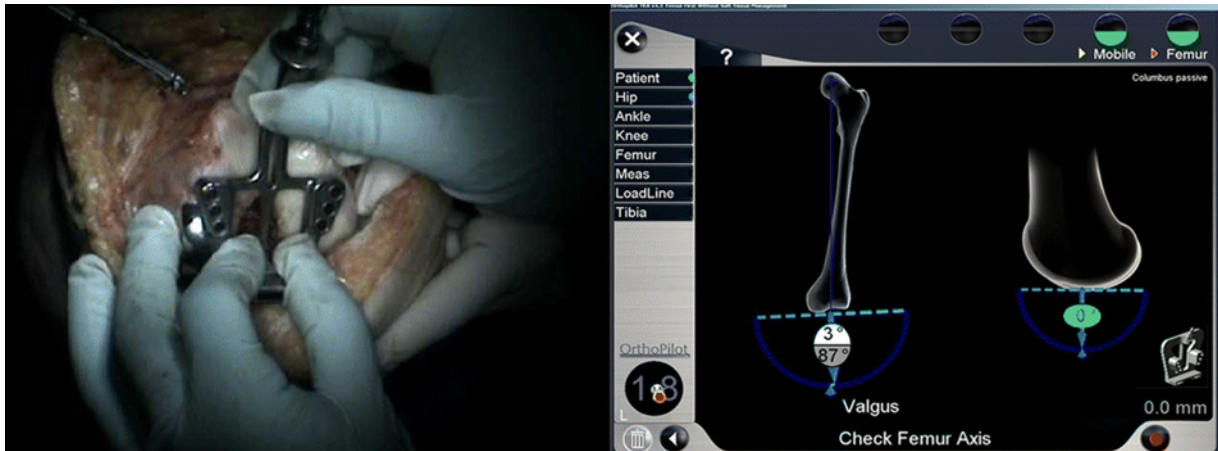


Abbildung 12: Beispiel eines Navigationssystems für die Platzierung einer Femurprothese. (Han-Jun Lee et al., 2019)

3.3.3 Robotische Unterstützung

Seit dem ersten Roboter, der vollautomatisch schneidet, wurden die Roboter verbessert und sind jetzt kooperativ. Der neueste Roboter von Stryker, MAKO, unterstützt den Chirurgen bei der Durchführung des präoperativen Plans mit Hilfe der integrierten Software (Abbildung 13). Der Chirurg benötigt keine Führungen, um die Operation durchzuführen. Der Roboter verfügt über eine Visualisierung des gesamten Arbeitsbereichs sowie der einzelnen Operationsschritte und unterstützt den Chirurgen bei allen Schritten, indem er das Instrument in den bei der Planung vorgegebenen Winkeln ausrichtet. (Lonner, 2019)



Abbildung 13: Beispiel für eine robotergestützte Operation. (Kim et al., 2020)

3.3.4 Planungs-Software

Zusätzlich zu all diesen Techniken wird häufig Planungssoftware hinzugefügt, die es dem Chirurgen ermöglicht, die Position der Prothese zu definieren und die Schnittpläne automatisch zu berechnen. Vorhandene Software verwendet entweder 2D- oder 3D-Bilder aus dem CT oder ein vorhandenes Kniemodell, damit der Chirurg vor der Operation eine 3D-Visualisierung vornehmen kann. Die 3D-Modelle werden in Flexions- und Extensionspositionen dargestellt, um die Ausrichtung von Femur und Tibia zu kontrollieren. Es werden einige Softwareprogramme entwickelt, um eine vollständige Simulation der Beugung dank der aus den Gesetzen der Mechanik realisierten Modelle anzubieten (Nogueira et al.).

3.4 Knie-Modelle

3.4.1 Modelle und Materialien für echte Knochen

Die meisten Experimente zum Testen der verschiedenen Prothesenpositionen und der Auswirkungen auf die Biomechanik des Knies werden mit menschlichen Kadaverknochen durchgeführt. Das hat viele Vorteile, denn die Nachbildung des menschlichen Körpers ist eine Herausforderung, wenn man die Komplexität der Weichteile bedenkt, die die Knieknochen umgeben. Aber es wirft ein Problem der Ethik und der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse auf. Es gibt viele Modelle auf dem Markt, um für die Operation zu trainieren, als Ersatz für Leichen. Diese Modelle sind oft aus Polyurethan gefertigt. Die mechanischen Eigenschaften und die einfache Herstellung sind Vorteile für diese Art von Modellen. Ein Beispiel für am Lehrstuhl erstellte Knochenmodelle ist in der Abbildung 14 dargestellt. (Marter et al., 2019)



Abbildung 14: Beispiel für am Lehrstuhl erstellte Knochenmodelle. Das verwendete Material ist für die Oberfläche G27 Biresin und für den Innenraum Bioresin.

3.4.2 Computergestützte Kniemodelle

Computergestützte Kniemodelle ermöglichen die Visualisierung der Biomechanik des Knies, mit oder ohne Prothese, und die Möglichkeiten der Prothesenplatzierung sind unendlich. Diese Computermodelle werden mit der Software Abaqus für die Finite-Elemente-Simulation, aber auch beispielsweise mit Dymola oder OpenSim für die Mehrkörpersimulation erstellt. Bis heute

sind diese Modelle nicht patientenspezifisch, sondern werden mit verallgemeinerten Kniegelenkmodellen von mehreren Patienten hergestellt, so dass Experimente an einem Durchschnittsmodell durchgeführt werden können. Diese Modelle sind jedoch noch nicht für die Planung der Operation mit computergestützten Methoden kommerzialisiert. Die computergestützten Modelle werden im folgenden Abschnitt beschrieben.

3.4.3 Modelle aus Kadaverbein

Um den Einfluss der Prothese auf die Druckkräfte und auf die Kinematik von Tibia und Patella zu beurteilen, werden in vielen Studien die Ergebnisse verschiedener Operationstechniken an einem Kadaverbein verglichen (Tanikawa et al., 2017). Das Experimentieren an Kadavern liefert ein echtes Modell mit der realen Beschaffenheit der Bänder. Die Bewegung kann aber auch gestört sein, weil die Muskeln nicht mehr aktiv sind. Untersuchungen haben gezeigt, dass die Prothese die Bewegung des Knies modifiziert und dass eine Innenrotation der Femurkomponente die Bewegung stärker modifiziert als die natürliche Bewegung (Thomas J. Heyse et al., 2018). Zusätzlich kann durch eine Modifikation der Patella-Oberfläche die Bewegung der Patella so verbessert werden, dass sie der natürlichen Bewegung möglichst nahekommt (Yuenyongviwat et al., 2016). Diese Untersuchungen werden an zuvor nicht diagnostizierten Knien durchgeführt, und obwohl sie einige der Probleme aufdecken können, die bei Knieersatzoperationen auftreten, sind die Ergebnisse spezifisch für diese Kadaver.

3.5 Zusammenfassung des Verfahrens zur chirurgischen Unterstützung

Zusammengefasst handelt es sich bei den verschiedenen Kategorien bestehender Systeme um manuelle Schablonen, bildbasierte Navigation, Roboterarme, bildlose Navigation, patientenspezifische Schablonen und in jüngster Zeit in der Forschung die Computersimulation. Navigationstechnologien und Roboterlösungen haben eine längere Operationszeit als klassische manuelle Methoden gezeigt. Diese assistierten Methoden ermöglichen jedoch trotz höherer Kosten eine größere Genauigkeit (Kayani et al., 2018). Die einzigen aktuellen Technologien, die eine biomechanische Betrachtung zur Planung der Prothesenposition ermöglichen, sind das Mako-System (Stryker, Mahwah, New Jersey) und Computersimulationen, die jedoch derzeit nicht patientenspezifisch sind. Tabelle 1 fasst die aktuellen Techniken zusammen.

Tabelle 1: Darstellung der Vorteilen der verschiedenen Verfahren zur chirurgischen Unterstützung bei TKA (Khlopas et al., 2018; Mehliß et al., 2019; Perlick et al., 2004)

Kategorie	Name	Zeit	Präzision	Kosten	Patient-spezifisch	Bio-mech. Analyse
Manuelle Schnitt-schablonen	Triathlon Knee System (Stryker, Mahwah, New Jersey)	+	-	+	-	-
	Attune Knee System (DePuy Synthes, Warsaw, Indiana)					
Bildba-sierte Navi-gation	VectorVision® (BrainLAB AG, Munich, Germany),					
	Navitrack-OS Knee system (Zimmer CAS),	-	+	-	+	-
	Surgeotics® system (PRAXIM MediVision, La Tronche, France)					
Roboterarm	Active: TSolution One ® Total Knee Application (THINK Surgical, Inc., Fremont, CA, USA) (previously ROBODOC® (ISS, Integrated Surgical Systems, Sacramento, CA, USA))	-	+	-	+	+
	Hands-on: Mako (Stryker, Mahwah, New Jersey)					
Bildlose Navigation	BlueBelt Navio (Blue Belt Technologies, Plymouth, Minnesota),					
	iBlock robotic cutting guide (OMNIlife Science, Raynham, MA, USA)	-	+	-	-	-
Patienten-spezifische Schablonen	PSI guides (Materialise, Leuven, Belgium)	+	+	-	+	-
Computer-simulation	FEM-Methoden, Mehrkör-persimulationen	-	-	+	-	+

3.6 Methoden zur Messung der Kniekinematik

Für die Messung der Kniekinematik stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung. Röntgenmethoden können eine hohe Genauigkeit erreichen und werden oft in einer Ebene oder in zwei Ebenen durchgeführt (Gale and Anderst, 2019; Gasparutto et al., 2017; Nielsen et al., 2018; Saadat et al.). Optische Messverfahren werden in der Regel mit einer großen Anzahl von Markern und Kameras durchgeführt, um die Genauigkeit zu erhöhen und Artefakte aufgrund von Hautbewegungen zu reduzieren (Hume et al., 2018; Wang et al., 2020). Darüber hinaus existieren weitere Sensoren zur Bewegungsmessung, wie zum Beispiel Trägheitssensoren (Wouda et al., 2018). Alle diese Methoden erlauben eine Messung der Kniekinematik, wobei die genaueste Messung die Röntgenaufnahme ist, die jedoch nicht uneingeschränkt verwendet werden kann. Eine Darstellung der Messung der Kniekinematik an einer Leiche mit einem Röntgengerät ist in Abbildung 15 zu sehen. Abbildung 16 zeigt ein Beispiel für die Messung der Kniebewegung an einem Patienten unter Verwendung eines Navigationssystems.

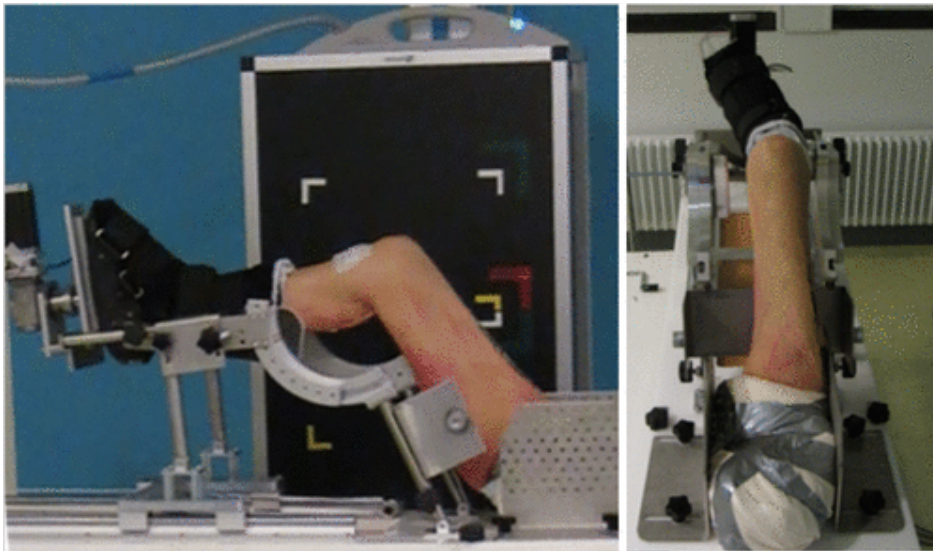


Abbildung 15: Messung der Kniekinematik an einem Kadaverbein mit der Röntgenmethode. (Nielsen et al., 2018)

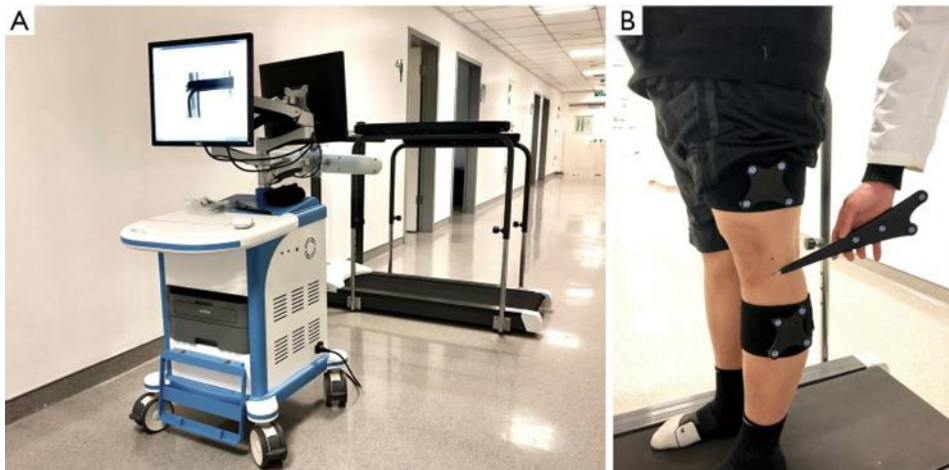


Abbildung 16: Verfahren zur Erfassung der Gangkinematik. (A) Das 3D-Kniekinematik-Analysegerät; (B) Identifizierung der femoralen und tibialen anatomischen Knochenmarker mit einem Infrarotlicht reflektierenden Probe zur Einrichtung der lokalen Kniekoordinatensysteme vor der Kinematikdatenerfassung. (Yan et al., 2019)

3.7 Aktuelle Forschung zu Mechanismen zur Nachbildung der Kniebewegung

Ein Großteil der Forschung konzentriert sich auf die Reproduktion des Knies durch einen Mechanismus. Seit vielen Jahren wird der Viergelenksmechanismus als ein Mechanismus zur Beschreibung der planaren Trajektorie des Knies (Abbildung 17) untersucht (Menschik, 2013; Nietert, 1975). Diese Untersuchung wurde zu der Zeit an einer 2D-Zeichnung durchgeführt. Aus diesem Grund war die Forschung durch die Technik begrenzt, die keine Simulation des Viergelenkmechanismus in 3D ermöglichte. Die Bewegung des Knies war schon sehr realitätsnah, allerdings konnte nur die Flexion simuliert werden, nicht aber die Innen-/Außenrotation der Tibia und auch nicht die Adduktion/Abduktion. Seitdem hat Parenti-Castelli (Parenti-Castelli and Di Gregorio) die Möglichkeit gezeigt, das Knie durch einen parallelen Mechanismus zu modellieren, der die Tibia- und Femurknochen durch nicht dehnbare Linien verbindet (Abbildung 18). Andere Mechanismen können die Bewegung des Knies nachbilden, wie zum Beispiel das polyzentrische Gelenk, das heute oft für Prothesen oder Orthesen verwendet wird (Lee et al., 2020).

3.8 Verfahren zur Computersimulation der Kniebewegung

Die Computersimulation der Kniebewegung erlaubt Fortschritte bei der Suche nach der idealen Prothese, der idealen Position der Prothese (Kang et al., 2017) und bei der Analyse der Auswirkungen auf die Kinematik und Kinetik (Koh et al., 2020). Die Kräfte, die auf die Kniebewegung einwirken, entstehen durch die Spannung der Bänder, oft in Form von Feder-Dämpfer-Systemen, sowie durch Kontaktkräfte. Für die Modellierung der Mechanik des Knies gibt es mehrere Methoden. Die erste ist die Finite-Elemente-Methode, die die Oberfläche der Modellelemente diskretisiert und im Allgemeinen mit Hilfe von Simulationssoftware wie Abaqus oder Modelica implementiert wird (Arab et al., 2020). Die zweite ist die Mehrkörpersimulationmethode (Abbildung 19), bei der die Knieknochen als Festkörper betrachtet werden (Kebbach et al., 2020). Software, die eine solche Lösung ermöglichen, sind zum Beispiel OpenSim oder SimPack. Für die Kniesimulation wird angesichts der Komplexität und Vielfalt des Gewebes am häufigsten die Finite-Elemente-Methode verwendet. Eine Vielzahl von Forschungsarbeiten ermöglichen anhand eines Kniemodells, das einen Durchschnitt darstellt, die Auswirkung der Position der Prothese auf das tibiofemorale, aber auch das patellofemorale Gelenk zu verstehen (Abbildung 20). Andere Forschungen befassen sich mit den Druckkräften und den Risiken einer Kniefraktur im Zusammenhang mit dem Einsetzen von Prothesen. Finite-Elemente-Methoden sind komplexer in Bezug auf die Anzahl der Berechnungen, da die Domäne diskret definiert ist. In der Regel ist die Anzahl der Parameter dadurch höher und die Validierung des Modells wird somit schwieriger. Allerdings sind solche Modelle genauer als das Mehrkörpermodell.

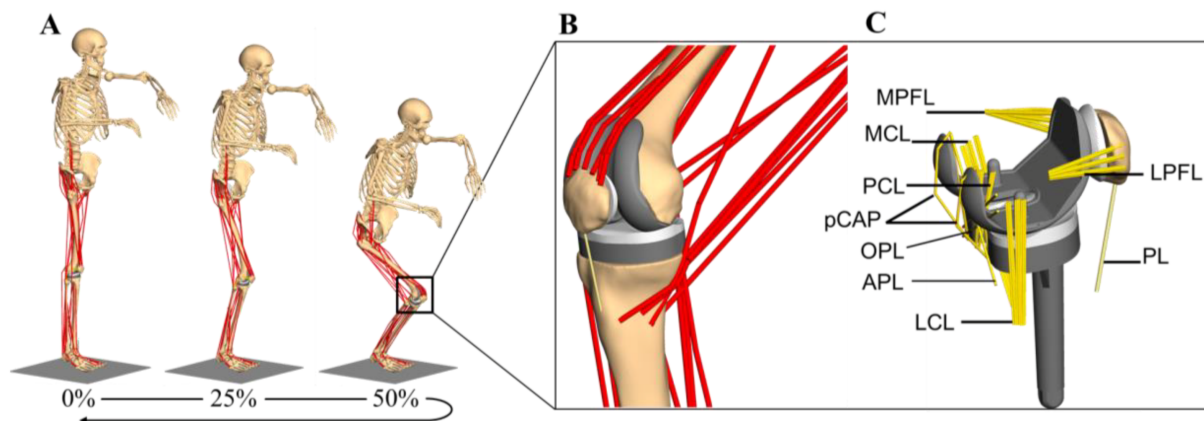


Abbildung 19: Beispiel eines Mehrkörpermodells für das Knie. (Kebbach et al., 2020)

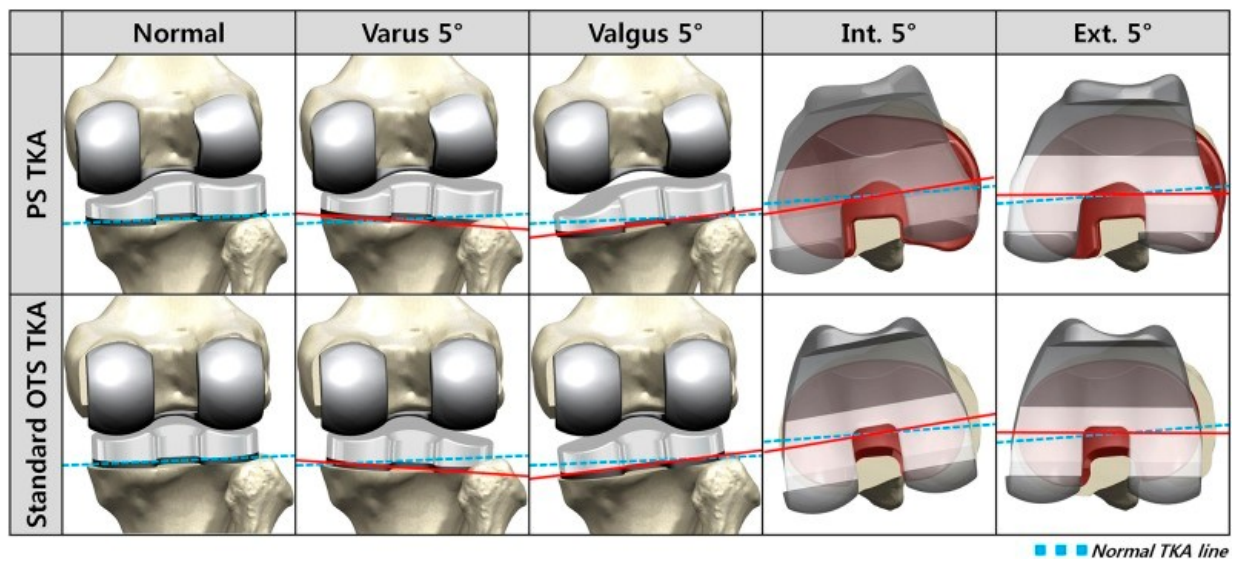


Abbildung 20: Illustration der verschiedenen Schnitten in der Studie des Einflusses der Prothese auf die Kinematik des Knies. (Kang et al., 2017)

4. Defizite an dem Stand der Technik

4.1 Keine Validierung der Planung

Obwohl diese Techniken die Qualität der Operation erheblich verbessert haben und die Ärzte in ihrem Verständnis des Kniegelenks inzwischen weiter fortgeschritten sind, gibt es immer noch kein Werkzeug, um zu überprüfen, ob die vom Chirurgen gewählten Schnittwinkel an das Knie des Patienten angepasst sind.

Die vorhandenen Instrumente sind hauptsächlich intraoperativ, um die Spannung der Bänder und den Lift-off zu überprüfen. Für die Bänderspannung können Spreizer (Ferreira et al., 2017) manuell verwendet werden. Für den Druck zur Erkennung eines möglichen Lift-offs werden Drucksensoren (Samuel J MacDessi et al., 2019; Wood et al., 2021) verwendet, um die Ausrichtung der Prothese zu überprüfen. Da die Form des Oberschenkelknochens nicht mit der Form der Prothese identisch ist, reicht die geometrische Positionierung nicht aus, um das Kniegelenk zu rekonstruieren, ohne die natürliche Kinematik zu verändern. Angesichts der Unzufriedenheitsrate der Patienten ist ein mangelndes Verständnis für die Ursachen des Versagens zu beobachten. Allerdings haben Chirurgen in den letzten zwanzig Jahren viele verschiedene Techniken ausprobiert und ihre Ergebnisse veröffentlicht, aber die Zufriedenheit hat sich nicht verbessert. Es ist immer noch sehr schwierig, den Einfluss der Parameter auf das Ergebnis zu verstehen, insbesondere wenn jeder Patient anders ist.

4.2 Keine 3D Visualisierung der Kniekinematik

Die Geometrie der am Kniegelenk beteiligten Knochen variiert häufig stark und verändert auch die Kinematik, was die Analyse des Patienten komplexer macht. Probleme in 3D zu begreifen ist von großer Bedeutung, und nur wenige Lösungen auf dem aktuellen Markt bieten eine Visualisierung in 3D. Darüber hinaus werden wegen der hohen Strahlungsintensität durch die CT nicht systematisch 3D-Modelle für die Anamnese erstellt. Eine Visualisierung des Knies in allen Flexionspositionen wäre ebenfalls erforderlich, um den Einfluss der Prothese auf das Kniegelenk vollständig zu verstehen.

Gegenwärtig gibt es in der Forschung keine spezifischen Modelle für den Patienten, der die Beugung durchführen würde und bei dem eine Prothese mit verschiedenen Methoden implantiert würde. Die Entwicklung neuer Technologien ermöglicht bereits eine intraoperative 3D-Visualisierung der Bewegung des Patienten (Jakopec et al., 2001). Die Navigationswerkzeuge ermöglichen eine computergestützte Validierung der Kinematik während der Operation, bieten jedoch keine preoperative Validierung, mit der die vollständige Beugung des Knies überprüft werden kann (Bontempi et al., 2017).

4.3 Invasive Methoden und Dauer des Eingriffs

Die Dauer der Operation steht in direktem Zusammenhang mit dem Risiko einer lokalen Infektion und damit auch mit dem Risiko der Unzufriedenheit des Patienten. Im Rahmen einer Studie von Peersman et al. mit 353 Patienten wurde diese Aussage belegt (Peersman et al., 2006). Heutzutage können dank der neuesten Fortschritte in der Navigations- und Robotertechnologie die

genauen Bewegungen der Knochen während der Operation beobachtet werden. Trotz einer größeren Informationszufuhr während der Operation, beispielsweise mithilfe eines Navigationssystems (Weber et al., 2018) oder eines Robotersystems (Kayani et al., 2019), verlängert sich die Dauer des Eingriffs.

Zusätzlich zur Verlängerung der Operationszeit kann die in diesen Systemen angebotene Computervisualisierung nur mit Hilfe von invasiv platzierten Trackern durchgeführt werden. Diese invasive Technik könnte vermieden werden, wenn der Patient vor der Operation mithilfe nicht-invasiver Messsysteme untersucht würde.

Trotz dieser Schwierigkeiten darf die Bedeutung computergestützter Hilfsmittel nicht vernachlässigt werden. Die Prothese kann nämlich nur auf einen vorgeschrittenen Knochen implantiert werden, was bedeutet, dass der Chirurg zuerst den Schnitt machen und dann die verschiedenen Prothesen ausprobieren muss. Diese Methode verlängert die Dauer des Eingriffs und nach dem Schneiden des Knochens besteht nur wenig Bewegungsfreiheit, um den Winkel der Implantation zu ändern. Eine computergestützte Vorbereitung ermöglicht es daher, die endgültige Position der Prothese besser vorzubereiten.

4.4 Mangelndes Verständnis der Gründe für die Schmerzen

Obwohl einige Chirurgen vermuten, dass der Schmerz von der Patella ausgeht (Scott et al., 2019), ist jeder Teil des Knies miteinander verbunden und kann ein neues Problem in einem anderen Teil des Knies oder des Beins verursachen. Eine gute oder schlechte Position der Prothese gibt es nicht, und daher ist es fast unmöglich, die Ursache der Unzufriedenheit des Patienten zu ermitteln. Bis heute kann kein System vorhersagen, ob der Patient Schmerzen erleiden wird, wenn die Prothese in einem bestimmten Winkel oder mit einer bestimmten Methode eingesetzt wird. Die Position der Prothese hat einen Einfluss auf die postoperative Kinematik des Knies, aber das Fehlen einer Patientennachsorge und eines pre- und postoperativen Vergleichs führt zu keiner Verbesserung des Ergebnisses der Operation.

4.4.1 Mangel an Untersuchungen des Einflusses der Prothese auf die Kinematik der Patella

Aktuelle Forschungen werden an Knie-Modellen aus einem gesunden Knie oder direkt an Kniekadavern durchgeführt (Putman et al., 2019; Tanikawa et al., 2017). Diese Untersuchungen bestätigen, dass die Kinematik der Patella nach dem Einsetzen einer Prothese verändert wird. Prä- und postoperative Vergleiche dieser Bewegung sind jedoch selten und es gibt keine patientenspezifischen Beobachtungen, da die Modelle nicht aus den CT-Daten eines Patienten erstellt werden. Dadurch kommt es zu Widersprüchen in der Literatur über die tatsächliche Wirkung der Prothese. Darüber hinaus sind die Position der Prothese und die Technik des Schneidevorgangs umstritten. Es gibt derzeit keine Methode, um die Position der Prothese in Bezug auf ihren Einfluss auf die Trajektorie der Patella zu validieren.

5. Eigener Ansatz

Um die Forderung des Kniechirurgen nach einer allgemeinen Verbesserung des Verständnisses der Auswirkungen einer Veränderung der Position der Prothese auf die Kinematik des Knies zu erfüllen, stellt diese Arbeit ein innovatives System vor.

Zunächst ist dieses System nicht invasiv und dadurch kann die Planung des Chirurgen vor der Operation vorbereitet und validiert werden. Bei dieser Vorbereitung wird ein 3D-Modell des Knies, das operiert werden soll, erstellt, sodass der Chirurg an diesem Modell arbeiten kann, um in Echtzeit zu beobachten, welche Auswirkungen die Veränderung der Position der Prothese hat. Das Modell bildet eine Kniebeuge nach und kann für einen bestimmten Patienten angefertigt werden. Da die Kinematik durch einen gelenkexternen Mechanismus erhalten wird, kann die Operation durchgeführt werden, ohne die durch den gerechneten Mechanismus vorgegebene Kniebewegung zu verändern. Das Design des Mechanismus basiert auf dem gleichen Patienten, der für das Modell ausgewählt wurde. Zu diesem Zweck wird die Bewegung der Tibia relativ zum Femur mit einer Infrarot-Stereokamera gemessen, wie in der Abbildung 21 dargestellt. Um sicherzustellen, dass die Bewegung der Muskeln relativ zu den Knochen vernachlässigt werden kann, sind die Tracker auf stabilen zylindrischen Schalen befestigt, die fest mit dem Oberschenkel- und Schienbein verbunden sind. Die Bewegung wird anschließend für die Konstruktion des 3D-Mechanismus verwendet. Die gemessene Bewegung eignet sich auch für die Simulation eines virtuellen Modells. Das virtuelle Knie ist lediglich die Computervisualisierung des geometrischen Modells aus dem CT in Kombination mit der Messung der Kniebewegung des Patienten. Um es von der aktuellen Forschung zu diesem Thema zu unterscheiden, ist das Modell ein konkretes, in 3D gedrucktes Objekt, das es dem Chirurgen erlaubt, direkt daran wie an einem Patienten zu arbeiten. Daraufhin wird die Patella integriert, um die Schmerzen zu verstehen, die bei einer Veränderung der Kinematik des Knies und der Oberfläche des Oberschenkelknochens auftreten können. Dadurch besteht ein großer Unterschied zu aktuellen Modellen, die die Bewegung der Patella nicht berücksichtigen. Die Visualisierung der tatsächlichen Patellabewegung in Bezug auf die Position der Prothese ist noch sehr wenig erforscht. Zusätzlich zum realen Modell wird ein virtuelles kinematisches Modell implementiert, um die Behauptungen, die am realen Modell aufgestellt wurden, mit einer virtuellen Umgebung zu vergleichen, in der die Möglichkeiten der Prothesenplatzierung unendlich zu testen sind.

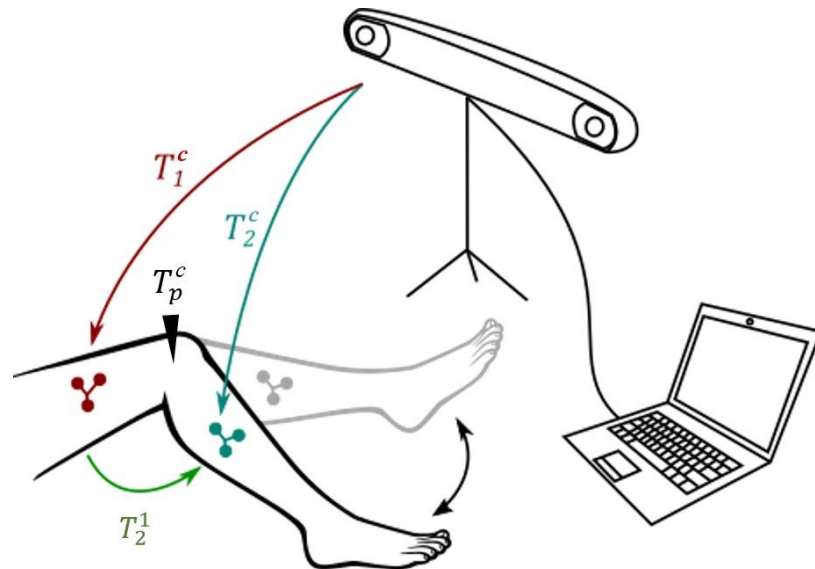


Abbildung 21: Illustration der Messung am Patienten mit der Stereokamera und die verschiedenen Transformationsmatrizen die aus der Position von Tracker 1, 2 und der Probe p gerechnet werden

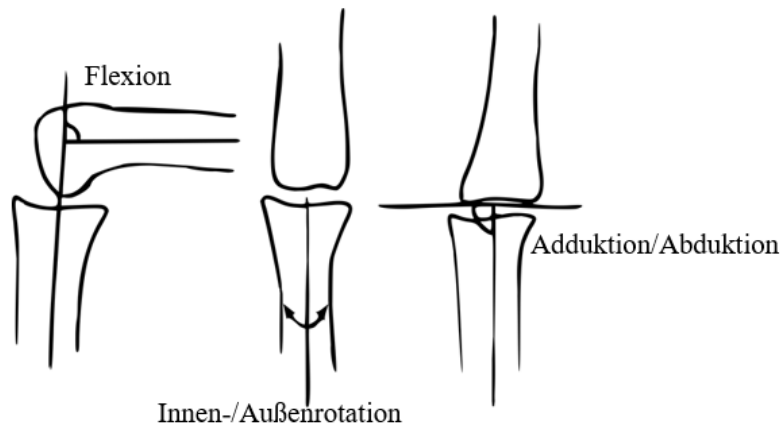


Abbildung 22: Illustration von den verschiedenen Winkeln, die mit der Stereokamera im Knie gemessen wurden.

6. Struktur/Konzept

6.1 Messung am Patienten

Mithilfe der Stereokamera und der Schalen werden die spezifischen Drehwinkel des Knies um die drei Achsen, die die Kniebewegung definieren, gemessen. Die Messung ist in der Abbildung 21 illustriert. Die Winkel der Beugung, der Innen-Außen-Rotation und der Adduktion-Abduktion sind für jeden Patienten spezifisch. Durch den Vergleich dieser Winkel zwischen den einzelnen Patienten ist es möglich, die Patienten zunächst miteinander zu vergleichen und mögliche Probleme zu erkennen. Anschließend möchte der Chirurg die beiden Seiten eines Patienten vergleichen, um Bewegungsanomalien zu erkennen. Der menschliche Körper soll in der Tat symmetrisch sein, deshalb kann ein postoperativer Vergleich der beiden Seiten das Verständnis für die Fehler verbessern, die während der Operation bei der Platzierung der Prothese auftreten können. In der Abbildung 22 werden die wichtigen Winkeln von der Kniebewegung dargestellt.

6.1.1 Vorhandene Technologien und Systemauswahl

Zur Messung von Patientenbewegungen stehen viele Möglichkeiten zur Verfügung, sei es durch magnetische oder optische Tracking-Verfahren, aber die am wenigsten umständliche Methode ist die Messung mit einer Stereokamera. Diese Kamera, die bereits für die Navigation im Operationssaal eingesetzt wird, verfügt über eine hohe Genauigkeit von etwa einem Zehntel Millimeter (Northern Digital Inc.) und ermöglicht die Echtzeit-Verfolgung der Bewegungen von optischen Trackern. Ein optischer Tracker, der direkt auf die Haut aufgesetzt wird, erhöht den Fehler durch die Bewegungen der Muskeln und der Haut im Verhältnis zu den Knochen. Deshalb sind an den Patienten angepasste zylindrische Schalen besser geeignet, um die Kinematik der Knochen des Knies zu rekonstruieren. Die Bewegung der Tracker ist dann stabiler und die Messung hat weniger Fehler, es ist keine Nachbearbeitung mehr nötig. Dies erleichtert die Datenverarbeitung zur Verwendung in der Kniebewegungssimulation.

6.1.2 Verwendete Messmethode

Die Bewegung des Knies des Patienten wird mit einer Infrarot-Stereokamera gemessen, um Bewegungen im Raum, wie zum Beispiel Position und Orientierung, aufzuzeichnen.

Die Tracker werden auf Schalen platziert, die in 3D hergestellt und mit der SLS-Technologie in einem Stück gedruckt werden. Die Schalen werden mit der SG-Library konstruiert. Die SG-Library ist eine Matlab-Bibliothek, die die Konstruktion von Modellen für den 3D-Druck ermöglicht und am Institut entwickelt wurde (<https://sg-lib.org/>). Durch die spezielle Form können die Schalen an der Oberfläche des Beins fest anliegen. Auch der Radius der Schale wird für jeden Patienten angepasst. Die Konstruktion ist automatisiert, parametrisiert durch den Beindurchmesser des Patienten. Die Kontur wird zunächst in 2D (Abbildung 23) erstellt und dann zu einer 3D-Struktur extrudiert (Abbildung 24). Schließlich wird diese Struktur virtuell um einen Zylinder gebogen und das 3D-gedruckte Ergebnis, gepolstert mit einer Schicht Neopren für mehr Komfort, ist in der Abbildung 25 dargestellt.

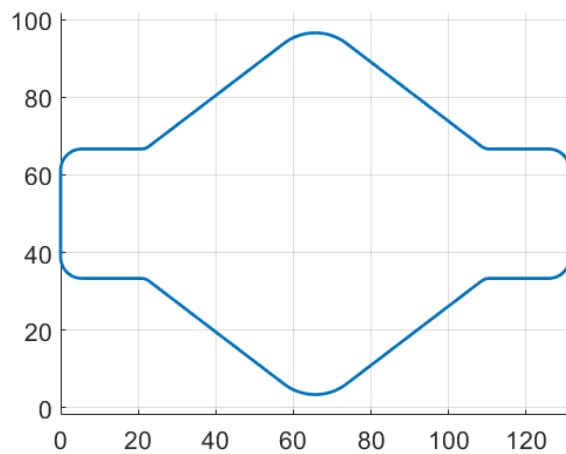


Abbildung 23: 2D-Kontur zur Konstruktion der Schale.

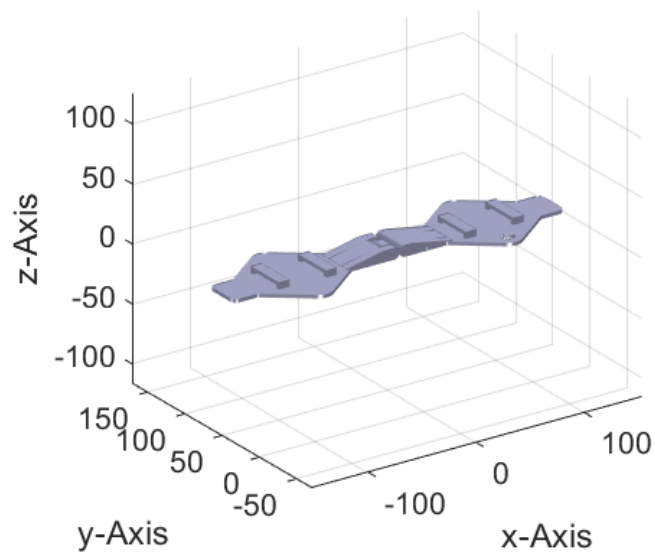


Abbildung 24: 3D-Struktur der Schale vor dem Biegen.

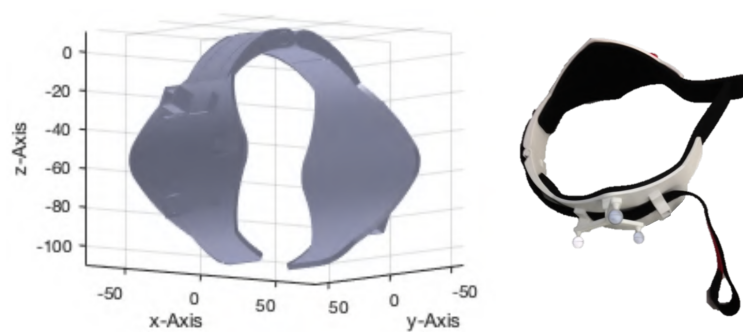


Abbildung 25: Patientenspezifische 3D Schale nach dem Biegen (links) und gedruckt (rechts) für die Messung an Patienten.

Die Schalen werden auf den Oberschenkel und das Schienbein gelegt (Abbildung 26). Um die Position und Orientierung der einzelnen Tracker zu messen, sind die Tracker aus drei reflektierenden Kugeln zusammengesetzt. Aus diesen drei Sphären erhält man ein Koordinatensystem. Zwei Koordinatensysteme werden verwendet, um die Bewegung der Tibia relativ zum Femur zu messen. Die homogenen Transformationsmatrizen cT_1 des Femurs und cT_2 der Tibia in der Kamerakoordinatensystem c werden zur Berechnung der Relativbewegung:

$${}^1T_2 = {}^cT_1^{-1} * {}^cT_2 \quad (6.1.2.1)$$

benötigt. Der Patient führt während der Messung mehrere Kniebeugungen durch, ohne den Fuß auf den Boden zu stellen. Der Patient sitzt in hoher Position auf einem Stuhl, um externe Kräfte zu minimieren, die die Form der Beinmuskeln und damit die Bewegung der Schalen relativ zu den Oberschenkel- und Schienbeinknochen beeinflussen können.

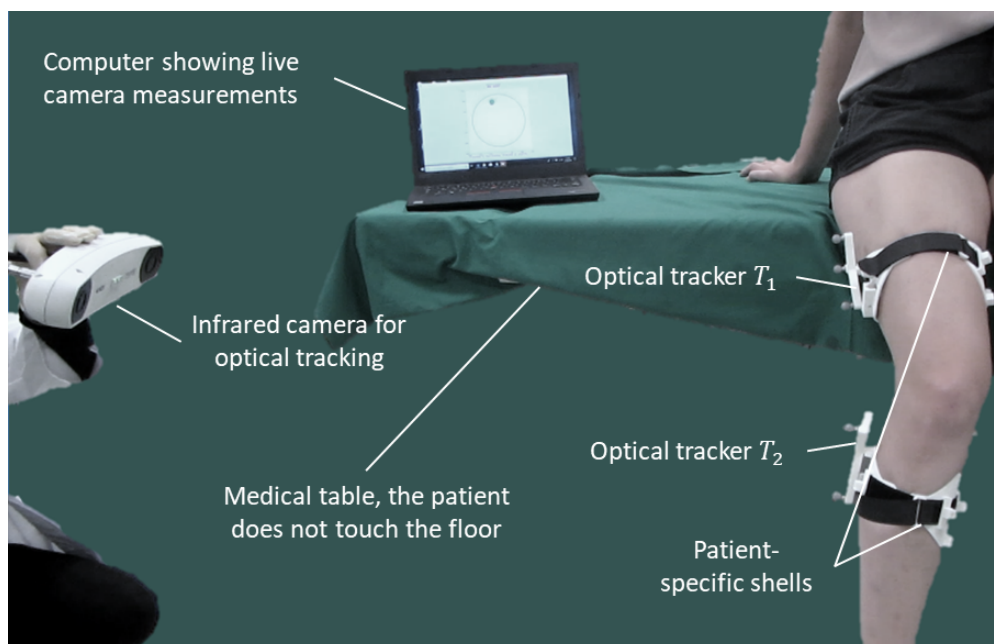


Abbildung 26: Darstellung des Messsystems mit den optischen Trackern, Tracker 1 für den Oberschenkel, Tracker 2 für den Unterschenkel.

6.1.3 Berechnung der kinematischen Parameter der Kniebewegung

Die Untersuchung von Transformationsmatrizen ermöglicht eine bessere Analyse der Bewegung des Schienbeins im Verhältnis zum Oberschenkelknochen. Drei Winkel und drei Translationen beschreiben die Bewegung. Der Vergleich dieser Winkel zwischen den einzelnen Patienten ist schwierig und erfordert die Entwicklung einer Methode, die eine Normalisierung zwischen den einzelnen Patienten ermöglicht. Der Grund dafür ist in erster Linie die Geometrie der Knochen der Patienten, die drastisch variiert und die Position der anatomischen Referenzpunkte verändert, die zur Fixierung der Bezugsachsen des Knies dienen. Die drei Hauptachsen nach Grood und Suntay (Grood and Suntay, 1983) sind die interkondyläre Achse des Oberschenkelknochens, die Hauptachse der Tibia und die Senkrechte zu diesen beiden Achsen. Diese Achsen werden zur Berechnung der Flexionswinkel, der Innenrotation der Tibia um ihre eigene Achse und der Abduktion der Tibia verwendet. Zusätzlich zu den anatomischen Unterschieden zwischen den Patienten variiert die Position der Schalen an jedem Patienten, da sich die Form des Beines und die Größe sowie die Platzierung beim Fixieren der Schalen zwischen den einzelnen Messungen und zwischen den Patienten ändert. Dies macht es schwierig, die Messungen reproduzierbar zu machen. Eine Methode, dem entgegenzuwirken, wird im Rahmen dieser Forschung entwickelt.

Die Methode besteht darin, die Beugungsebene des Patienten zu berücksichtigen. Diese Beugungsebene ist in der Abbildung 27 dargestellt. Zu diesem Zweck wird eine Hauptkomponentenanalyse an den Positionen der Tracker durchgeführt. Sobald die Ebene berechnet ist, werden die Winkel der Flexion, Innen-/Außenrotation und Abduktion/Adduktion relativ zur Ebene bestimmt. Bei demselben Patienten wird angenommen, dass die Ebene unabhängig von der Ausrichtung der Tracker gleichbleibt, da der Patient die Beugung ohne den Einfluss externer Kräfte ausführt. Dadurch ist es möglich, die Bewegung des Patienten zu vergleichen, zum Beispiel vor und nach der Operation sowie das rechte und linke Bein, die anatomisch symmetrisch sind.

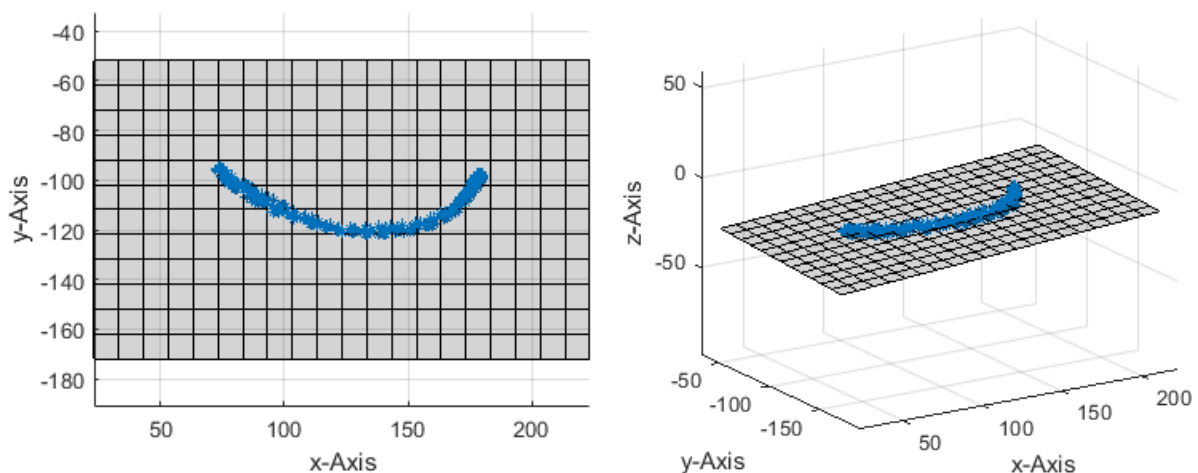


Abbildung 27: Beugungsebene (grau) berechnet aus einer 3D Messung der Position von dem Tracker (blau)

Nachdem die Beugungsebene bestimmt worden ist, wird als Matrix die der relativen Transformation in Bezug auf diese gestreckte Beinposition 1T_s betrachtet:

$${}^sT_2 = {}^1T_s^{-1} * {}^1T_2 \quad (6.1.3.1)$$

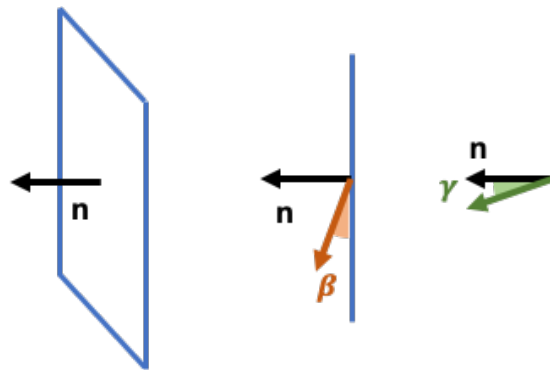


Abbildung 28: Darstellung der Beugungsebene (links) und der Adduktion β von oben (Mitte) und Externe Rotation γ von vorne (rechts) relativ zur Beugungsebene für die gestreckte Lage

Die Berechnung der Winkel der Innen-/Außenrotation und der Adduktion/Abduktion (Abbildung 28) erfolgt im Verhältnis zur Normalen auf die Beugungsebene:

$${}^sT_2 = \begin{pmatrix} x & y & z & t \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & t_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & t_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.1.3.2)$$

$$\alpha = -\operatorname{atan}\left(\frac{x_2}{x_1}\right) \quad (6.1.3.3)$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} - \operatorname{acos}(n \cdot x) \quad (6.1.3.4)$$

$$\gamma = \operatorname{sign}(n \cdot y) \operatorname{acos}(n \cdot z) \quad (6.1.3.5)$$

Der Adduktionswinkel β und der Außenrotationswinkel γ , ausgedrückt als Funktion des Flexionswinkels α , ermöglichen einen Vergleich der Kniebewegung zwischen den einzelnen Patienten. Die Außenrotation steht in direktem Zusammenhang mit der Qualität des Rollbacks des Patienten zwischen dem medialen und dem lateralen Kondylus, die Adduktion mit der Geometrie der Kondylen und der Spannung der Bänder. Diese beiden Winkel sind in der Theorie Indikatoren, mit denen die Gesundheit des Knies des Patienten überprüft und vor und nach der Operation verglichen werden kann.

6.2 Hilfe bei der Vorbereitung der Operation

6.2.1 Viergelenk Modell

Das eigentliche Modell besteht aus einem Vier-Gelenk-Mechanismus, der die von der Kamera gemessene Bewegung nachbildet. Dieser Mechanismus ist direkt mit dem Femur und der Tibia aus den CT-Bildern des Patienten mechanisch verbunden. Dieses Modell kann ausgeschnitten und für die Anpassung einer Prothese vorbereitet werden. Dieses Modell ist für den Vergleich der pre- und postoperativen Kniekinematik von Interesse. Ein Patientenmodell ist in der Abbildung 29 dargestellt.

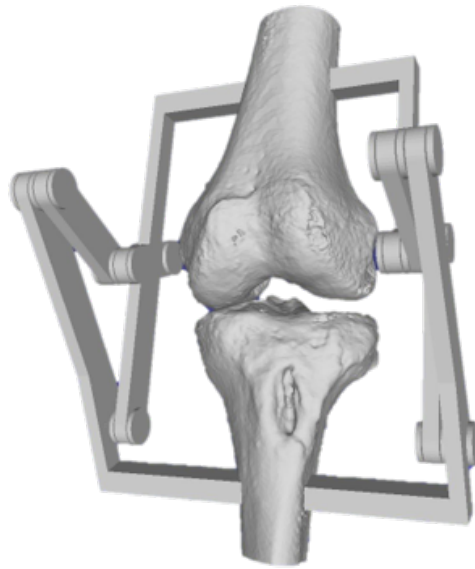


Abbildung 29: 3D druckbares Modell für die Validierung der Planung am Patient. Dieses Modell ist patientspezifisch und durch einen Viergelenkmechanismus geführt, das mit der Patientennmessung erzeugt wurde.

Patientendaten

Die in dieser Forschung verwendeten Patientendaten sind alle retrospektiv. Dank des CT-Scans des Patienten konnte der Arzt ein 3D-Modell der Knochen von Femur, Tibia und Patella erstellen, das mit einer medizinischen Bildsegmentierungssoftware (Materialise) segmentiert wurde. Beide Knie sind bei allen Patienten in dieser Studie erkennbar und mit der Software segmentiert. Die häufigste Methode zur Aufzeichnung der Position des Scans in Bezug auf den Patienten ist die optische Registrierung, die mit einer Probe durchgeführt wird. Dafür sind jedoch Knochen erforderlich, die hervorstehend und sichtbar sind, das heißt mit wenig oder keiner Weichteildeckung. Für Patienten mit Knieschmerzen ist das sehr kompliziert. Um dem Problem entgegenzuwirken, wurde in dieser Studie eine Methode zur Registrierung der Kondylen des Oberschenkelknochens sowie eine manuelle Feineinstellung verwendet. Die Genauigkeit dieser Methode wird in den folgenden Kapiteln diskutiert. Ein Beispiel von CT Daten wird in der Abbildung 30 angezeigt. Die verwendeten CT-Daten stammen sowohl von verschiedenen Patienten als auch von verschiedenen Geräten, so dass die Größe und Genauigkeit der Kniemodelle für jeden Patienten spezifisch ist. Das gezeigte Beispiel ist ein Modell mit einer Größe von 512x512x431 Pixels und einer Genauigkeit von 0.7383x0.7383x0.5 mm.



Abbildung 30: Beispiel CT Daten vom Knie, in der Frontalebene (oben links), Transversalebene (oben rechts) und Sagittalebene (unten)

Interpolation der gemessenen Daten

Bei den gemessenen Daten handelt es sich um Transformationsmatrizen des Tibiatracker im Femurkoordinatensystem 1T_2 . Dieser entspricht einer Orientierung und Position, die anhand eines der Vektoren der 3D-Rotationsmatrix und der im Translationsvektor gemessene Position bestimmt wird. Um das von der Messung ausgehende Rauschen zu reduzieren, ist es notwendig, die Trajektorie zu interpolieren. Da die Synthese eines zweidimensionalen Mechanismus die erste in Betracht gezogene Lösung ist, müssen die Daten dann in einer Ebene interpoliert werden, die ebenfalls unter Berücksichtigung der Messung am Patienten berechnet wird.

Die Interpolation der Position erfolgt automatisch durch eine Hauptkomponentenanalyse der Positionen. Diese Positionen ergeben sich aus der Translation der Transformationsmatrizen. Dank der Hauptkomponentenanalyse wird ein neues Koordinatensystem erkannt, das auf die Messung zentriert ist, und das aus zwei orthogonalen Vektoren besteht und die Ebene definiert, in der sich die Daten statistisch befinden. Die Analyse zeigt, dass sich ein sehr großer Teil der Daten in dieser Ebene befindet und dass die Daten in 2D ohne großen Informationsverlust interpoliert werden können. Die Hauptkomponentenanalyse zeigte, dass für 30 Messungen, über 95% der Gesamtenergie in der berechneten Ebene liegt. Die Hypothese wurde mit einem t-test mit einem Signifikanzniveau von 5% überprüft.

Die Positionen sind, nach der 2D Interpolation, nicht kontinuierlich. Um die Daten zu glätten und zur besseren Interpretation der Bewegung wird eine Polynominterpolation durchgeführt. Die beste Interpolation mit geringstem quadratischem Fehler durch Testen von Polynomen der Grade 2 bis 6 wird automatisch für die endgültige Interpolation gewählt.

Die Orientierungsinterpolation ist komplexer, da die gemessenen Koordinatensysteme nicht in der durch die Hauptkomponentenanalyse berechneten Ebene ausgerichtet sind. Um die Rotationsmatrizen in Bezug auf die Flexion zu normalisieren, wird das Koordinatensystem der Hauptkomponentenanalyse, das dem Messzentrum und der Flexionsebene des Patienten entspricht, als Referenz verwendet. Die Orientierung der gestreckten Lage 1T_s des Beines des Patienten wird entsprechend dem Koordinatensystem der Hauptkomponentenanalyse festgelegt. Alle gemessenen Transformationsmatrizen 1T_2 werden modifiziert, indem die mit der aus der Streckposition berechneten konstanten Drehung ${}^sT_{PCA}$ multipliziert wird. Diese Normalisierung bringt einen der Vektoren der Rotationsmatrix so nahe wie möglich an die Beugungsebene:

$${}^1T'_2 = {}^sT_{PCA} {}^1T_2 \quad (6.2.1.1)$$

Diese Transformation ist in der Abbildung 31 dargestellt. Die x und y Vektoren von ${}^1T_{PCA}$ und ${}^1T'_2$ liegen in der Ebene.

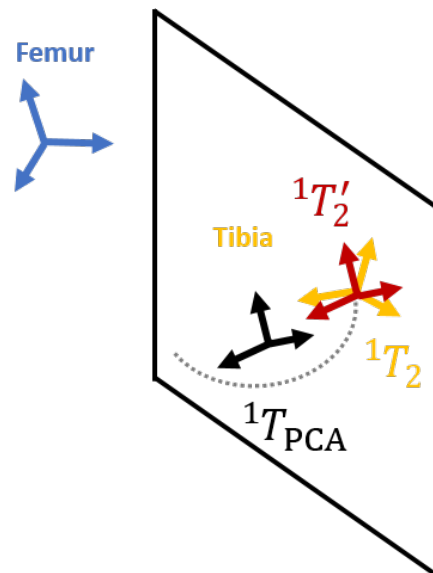


Abbildung 31: Normalisierung der Transformationsmatrizen in der Flexionsebene des Patienten. ${}^1T'_2$ ist die normierte Matrix

Nachdem diese Normalisierung durchgeführt wurde, kann der erste Vektor der erhaltenen Rotationsmatrix als Orientierung der Tibia verwendet werden. Diese Ausrichtung ist ein 3D-Vektor. Eine einfache Projektion auf die Flexionsebene eliminiert die dritte Dimension des Vektors, die im Vergleich zu den beiden anderen Dimensionen nach der durchgeführten Normalisierung vernachlässigbar ist. Sobald die Projektion durchgeführt wird, werden die Vektoren auch nach dem besten Polynom automatisch interpoliert, das unter den Graden 2 bis 6 gefunden wurde. Anschließend wird eine 2D-Positions- und Orientierungskurve in der Ebene erhalten, die statistisch durch die Hauptkomponentenanalyse berechnet wurde.

Synthese des Vieregelinks

Die Synthese des Vieregelinks erfolgt nach dem Prinzip der Drei-Posen-Synthese. Die drei gewählten Posen sind die gestreckte Lage, die maximale Beugungsposition und eine Pose dazwischen, bei halber Beugung des Knies des Patienten. Die drei Posen sind in der Abbildung 32

abgebildet. Die Posen sind als zwei Punkte beschrieben, die genutzt werden, um alle möglichen Lösungen der Viergelenksynthese zu berechnen. Diese zwei Punkte werden aus der Diskretisierung von einem Bereich von 250x250mm um das Zentrum der ursprünglichen Pose ausgewählt.

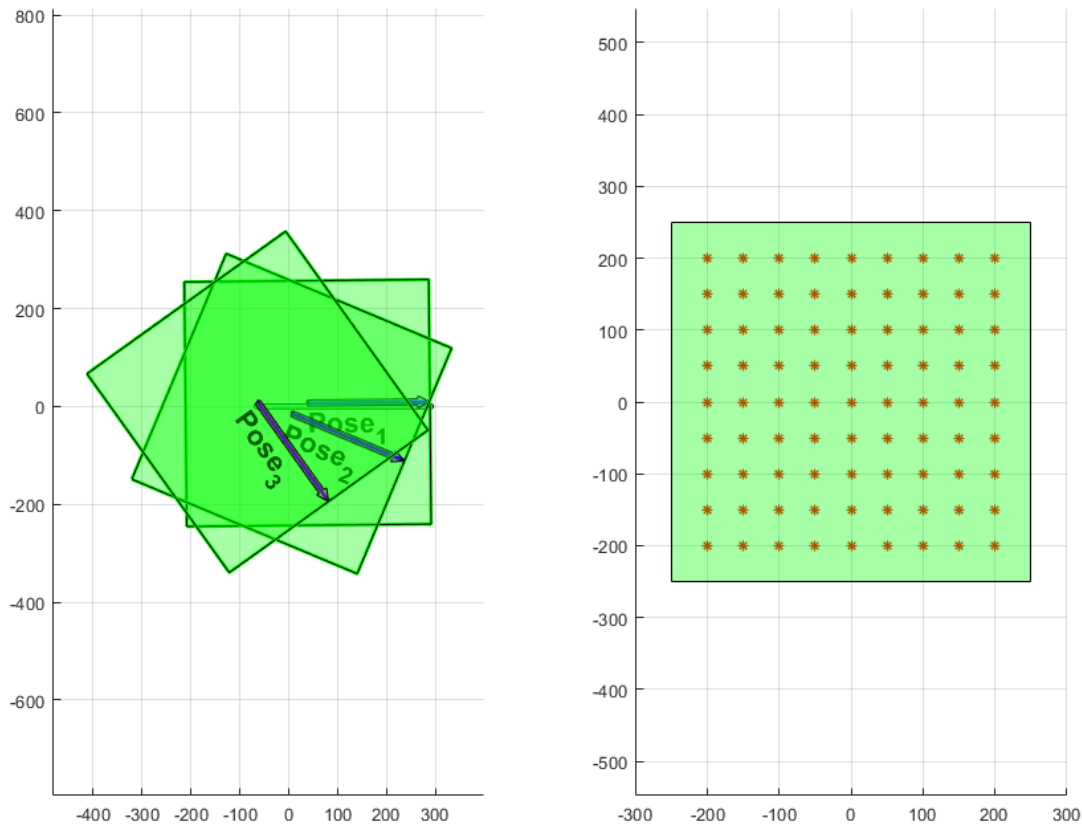


Abbildung 32: Abbildung von drei ausgewählte Posen (links) von dem Unterschenkel in 2D. Pose 1 ist die gestreckte Lage, Pose 2 die halbe Beugung, und Pose 3 die maximale Beugung des Patienten. Die grüne Fläche wird diskretisiert (rechts) für die Viergelenksynthese

Durch die Auswahl von drei wichtigen Posen lässt sich die Bewegung kontrollieren und die Lösungen der Viergelenk-Synthese vermeiden, die eine zu starke Abweichung von der gemessenen Bewegungsbahn zwischen Beginn und Ende der Messung verursachen. Die Drei-Posen-Synthese hat eine direkte Lösung, die nach der Mittelsenkrechte-Methode berechnet wird. Die Anzahl der Lösungen entspricht der Anzahl der möglichen Kombinationen von zwei Punkten auf dem bewegten Körper in der Ebene. Diese Lösungsliste wird mit Hilfe der SG-Library erstellt. Sobald die Liste zusammengestellt ist, wird die Auswahl entsprechend den Einschränkungen des Mechanismus getroffen. Der Mechanismus muss zunächst die drei Posen in der gewünschten Reihenfolge und auch kontinuierlich und ohne sich von der Kurve zu entfernen erreichen. Die erste Optimierungsfunktion ist daher der Abstand zur Kurve, berechnet als durchschnittlicher euklidischer Abstand zwischen dem Kopplungspunkt des Mechanismus und der nächstgelegenen Messung am Patienten zu einem gegebenen Zeitpunkt. Dieser Positionsfehler ist der wichtigste Fehler bei der Wahl des Viergelenks, da das Knochenmodell hängen bleiben würde, wenn eine zu große Abweichung von der ursprünglich am Patienten gemessenen Kurve auftritt. Es wird auch der Orientierungsfehler gemessen, der für jedes Punktpaar berechnet wird, das bei der Berechnung des Abstands zur Kurve verwendet wird. t_{des} ist die gewünschte Positionen aus der Messung und t_{fb} die Position des Koppelpunktes des Viergelenkmechanismus.

α_{des} ist die gewünschte Orientierung des bewegten Körpers aus der Messung und α_{fb} die Orientierung der Koppel aus dem Viereck. Schließlich werden noch die Beschränkungen hinsichtlich der Größe des Vierecks hinzugefügt, da ein zu großes Viereck aufgrund von Beschränkungen im Druckraum des Druckers und generell für die Handhabung des Modells nicht gewünscht ist. Zusätzlich muss die Länge jedes Stabs mindestens zwei Kugellagerdurchmesser aufweisen. Die Optimierung ist wie folgt:

$$\begin{aligned} \text{Minimize: } & \frac{1}{n} \left(100 * \sum_n |t_{des} - t_{fb}|^2 + \sum_n |\alpha_{des} - \alpha_{fb}|^2 \right) & (6.2.1.2) \\ \text{Subject to: } & 40mm < l_1, l_2, l_3, l_4 < 100mm \end{aligned}$$

Das Viereck, für den die Optimierungsfunktion minimiert wird, wird anschließend für die Konstruktion verwendet. Dieser Algorithmus automatisiert die Konstruktion des Vierecks, beginnend mit der am Patienten gemessenen Kurve bis hin zur Konstruktion des mechanischen Modells.

Modellplatzierung und 3D-Konstruktion

Die Platzierung des Vierecks im Raum erfolgt durch eine Transformation des Mechanismus in den Koordinatenraum, der aus der Berechnung der Hauptkomponentenzerlegung berechnet wird. Der Mechanismus wird anschließend durch einfache Verbindungen mit den Knochen des Patienten im Raum verbunden. Der Mechanismus wird ebenfalls symmetrisch in Bezug auf die PCA-Ebene nachgebaut und umgedreht. Sobald der Mechanismus verdoppelt und mit den Knochen des Patienten im Raum verbunden ist, erhält man eine geschlossene kinematische Kette. Diese geschlossene Kette stabilisiert die Bewegung, die aufgrund der Flexibilität der 3D-Druckteile, aufgrund der Montage oder aufgrund von Anpassungen an den Gelenken instabil sein kann.

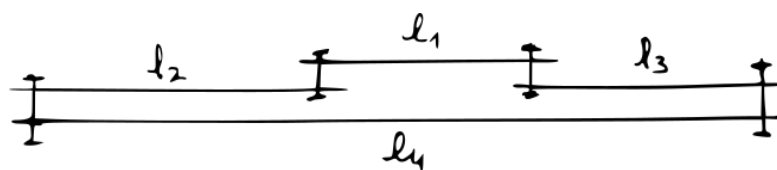


Abbildung 33: Darstellung der drei Ebenen des Viereckmechanismus

Genauer gesagt, das Viereck wird in drei parallelen Ebenen hergestellt. (Abbildung 33) Dadurch können die Kugellager eingefügt werden und Kollisionen mit den eigenen Elementen vermieden werden. Um das Einsetzen der Prothese zu ermöglichen, ist es notwendig, die Knochen leicht aus dem Mechanismus entfernen zu können. Zu diesem Zweck werden mit Hilfe der SG-Library ebenfalls Ausschnitte in Form des Oberschenkel- und Unterschenkelknochens konstruiert. Die Oberfläche am Ende der Knochen wird verwendet, um eine Form zu schaffen, in der die Knochen des Patienten eingesetzt werden. Der Mechanismus ist schließlich mit diesen Negativformen verbunden. Die Knochen des Patienten sind dabei leicht austauschbar (Abbildung 34).

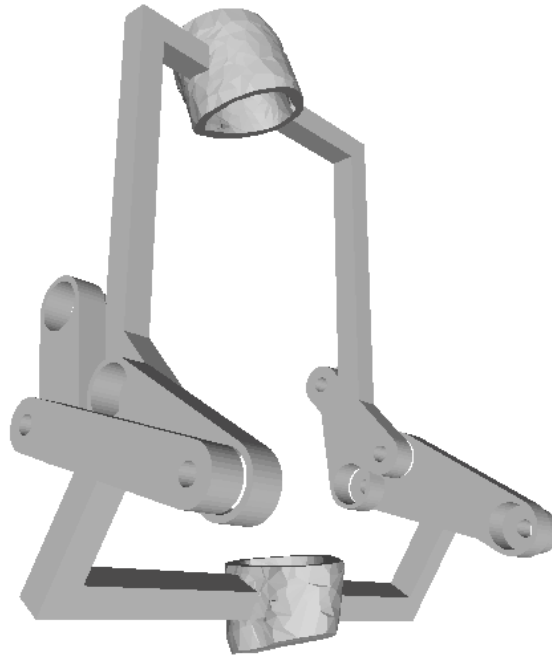


Abbildung 34: Modell der Viergelenkmechanik aus den Messungen des Patienten als Ersatz für die Kniebänder. Kopien des Femurs und der Tibia können einfach in die Negativformen eingefügt werden.

Gießen

Die Knochen des Patienten aus dem CT werden segmentiert, um das 3D-Oberflächenmodell zu erhalten. Die Knochen werden zunächst in 3D aus Polyamid PA2200 gedruckt. Dieses Material ist sehr dicht und schwer zu schneiden. Um die Prothese zu implantieren, benötigt der Chirurg ein Material, das leicht zu schneiden und porös ist, genau wie die Struktur des menschlichen Knochens. Die getesteten Materialien sind Polyurethanharz und Epoxidharz, die beide im trockenen Zustand sehr hart sind und aufschäumen können, um eine Knochenporosität zu erzeugen. Das ausgewählte Material ist Bioresin, ein weißer Polyurethanschaum, der die Eigenschaft hat, sehr hart und auch im geschäumten Zustand nicht spröde zu sein. Diese Härte ist erwünscht, weil die Oberfläche des Knochens nach dem Einsetzen der Prothese nicht leicht verformbar sein sollte. Zur Herstellung der Knochenmodelle wird aus dem 3D-gedruckten Knochen eine Silikonform hergestellt. Dann wird das Silikon-Negativ zur Herstellung des Kunststoffknochens verwendet. Der Zusammenbau erfolgt dann in der Beugeposition des Modells, wo die Knochen, in die bei der 3D-Konstruktion des Mechanismus vorgesehenen Ausschnitte eingesetzt werden (Abbildung 35).

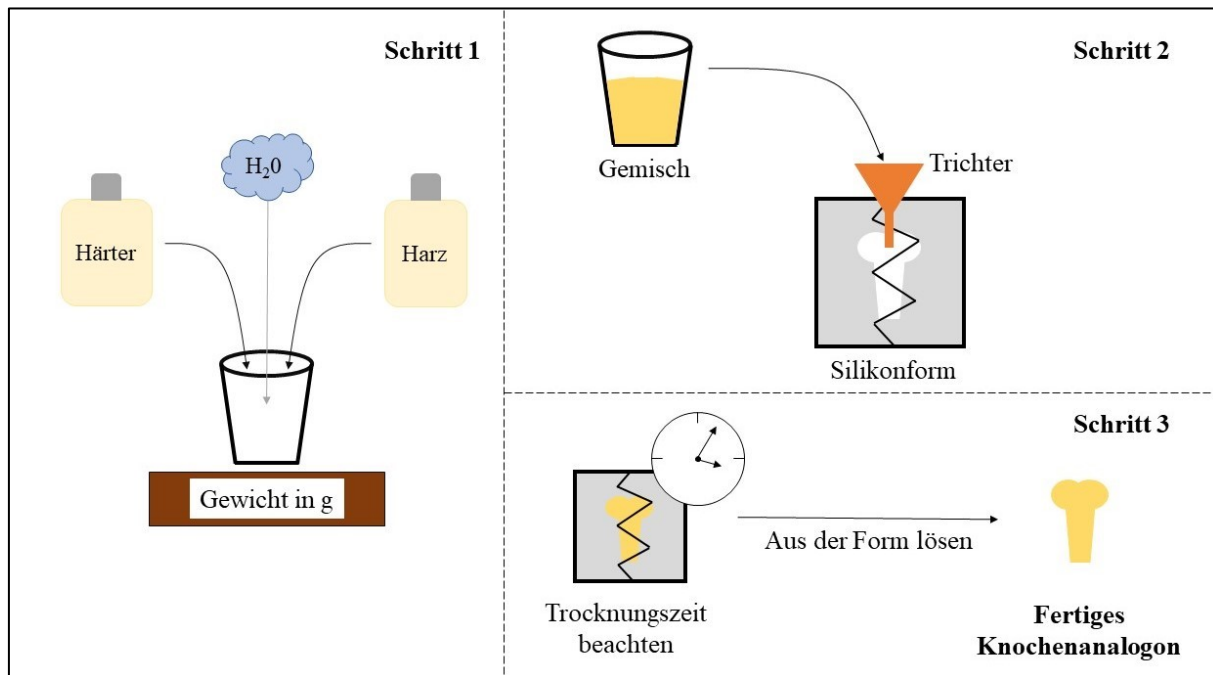


Abbildung 35: Darstellung der verschiedenen Schritte zur Erstellung der Kopie des Oberschenkelknochens. Die Silikonform wird aus dem 3D-gedruckten Modell hergestellt.

6.2.2 Kinematisches Modell

Dasselbe Modell kann auf einem Computer betrachtet und auch für einen virtuellen Prothesentest verwendet werden. Dieses Modell berücksichtigt nicht die bei der Kniebeugung auftretenden Kräfte. Es ist aber ein nützliches Werkzeug für den Arzt, um die Probleme der abnormalen Knieverschiebung während der Beugung besser anzugehen. Die Software zur Visualisierung der Bewegung ist in der Abbildung 36 nachgebildet.

Die virtuelle Simulation der Kniebewegung des Patienten erfolgt einerseits über das 3D-Modell von Femur und Tibia und andererseits über die 3D-Messung mit der Stereokamera. Dadurch kann die Beugung des Knies des Patienten sofort simuliert werden. Die Genauigkeit dieses Modells wird anhand eines Phantoms eines Beins berechnet. Zur Berechnung der Genauigkeit werden die kinematischen Parameter der Kniebeugung für die Messung am Phantom verglichen, indem das Bein in mehreren verschiedenen Beugungspositionen eingescannt wird. Die Tibia wird im Koordinatensystem des an dem Schienbein des Phantoms angebrachten Tracker positioniert. Zusätzlich zu dieser anschaulich animierten Visualisierung des 3D-Modells kann der Abstand zwischen Tibia und Femurknochen berechnet werden, um den Abstand zwischen den Kondylen des Femurs und dem Tibiaplateau zu verdeutlichen. Anhand dieser Ergebnisse lassen sich mögliche Druckpunkte oder laterale Verschiebungen zwischen Femur und Tibia besser erkennen. Der Arzt kann anschließend, zusätzlich zur Bewegung, Knieprobleme feststellen, die bei dem leidenden Patienten auftreten können. Mit diesem Modell ist es auch möglich, Veränderungen in den Druckzonen aufgrund der Prothesenplatzierung zu verfolgen.

Wir betrachten die 3D-Objekte des Oberschenkels f und des Unterschenkels t , sowie des Knies k . Die Transformationsmatrizen des Messtasters p im Kamerakoordinatensystem c und im Welt-system w werden mit cT_p und wT_p bezeichnet. Die Transformationsmatrizen des Trackers im Kamerakoordinatensystem sind cT_1 und cT_2 .

Das primäre Ziel ist es, das Oberflächenmodell des Knies in der von der Probe gemessenen Position zu platzieren und dabei die beiden Kondylen des Oberschenkels zu erfassen.

$$k^p = ({}^wT_p)^{-1}k^w \quad (6.2.2.1)$$

Gleichzeitig wird die Position der Probe im Koordinatensystem von Tracker 1 berechnet, was dann die Berechnung der neuen Koordinaten des Unterschenkels im System 1 ermöglicht.

$${}^1T_p = ({}^cT_1)^{-1}{}^cT_p \quad (6.2.2.2)$$

$$k^1 = {}^1T_p k^p \quad (6.2.2.3)$$

Der simulierte Unterschenkelknochen $t^1(i)$ wird mit den Messwerten der Transformationsmatrix von Tracker 2 in System 1 ${}^1T_2(i)$ für jede Messung i transformiert.

$$t^2 = ({}^cT_2(scan))^{-1}{}^cT_1(scan)t^1 = ({}^1T_2(scan))^{-1}t^1 \quad (6.2.2.4)$$

$$t^1(i) = {}^1T_2(i)t^2 \quad (6.2.2.5)$$

Die Druckverteilung im Kniegelenk hängt mit dem Abstand zwischen dem Femur- und dem Tibiaknochen zusammen. Liegen die beiden Knochen nahe beieinander, ist der Druck höher. Die Kontaktfläche gibt einen Hinweis auf die Unterschiede in der Druckverteilung zwischen den beiden Kondylen. Eine ungleiche Verteilung ist nicht unbedingt ein Zeichen für Schmerzen, sondern zeigt bestimmte Aspekte der Kinematik des Knies des Patienten. Eine ungeeignete Kinematik führt zu einem Lift-off-Effekt und damit zu einer ungleichmäßigen Druckverteilung zwischen den Kondylen des Oberschenkels. Dieser Lift-Off-Effekt wirkt sich direkt auf die Anpassung der Prothese aus, da er berücksichtigt werden muss, um eine starke Veränderung des Muskel- und Sehnensystems im Knie zu vermeiden. Wenn die Kinematik nach der Operation erhalten bleiben soll, dürfen die Druckveränderungen in der Flexion, vor allem zwischen 0 und 30 Grad Flexion, nicht vernachlässigt werden. Zu diesem Zweck wird der Abstand des Oberschenkels f zur Tibia t wie folgt berechnet, um die Oberfläche des Oberschenkels und der Tibia zu färben:

$$d(i) = \min_j |t_j - f_i|^2 \quad (6.2.2.6)$$

Diese Distanz wird für jeden Indexpunkt i des Oberschenkels berechnet, indem das Minimum unter allen Indexpunkten j der Tibia gesucht wird. Nur Punkte mit einem Abstand von weniger als 5 Zentimetern sind blau eingefärbt. Die Beziehung zwischen der Farbe und dem Abstand ist quadratisch und wird in Blautönen dargestellt, um die Farbe der Punkte auf dem Oberschenkelknochen, die näher am Tibiaknochen liegen, hervorzuheben. Die Visualisierung der nahen Bereiche zwischen Femur und Tibia ermöglicht eine bessere 3D-Darstellung des Gelenks und erlaubt es dem Chirurgen, sich direkt auf die empfindlichen Bereiche des Knies zu konzentrieren, wie in der Abbildung 37 dargestellt. Das Lift-off-Phänomen kann viel schneller beobachtet werden und ermöglicht es dem Arzt, mögliche Druckstörungen zu erkennen. Der Vergleich kann bei

allen Patienten, mit oder ohne Prothese, durchgeführt werden, sofern die CT-Daten bereits vorliegen. Diese Visualisierung der Kontaktflächen ist ein weiterer Beitrag zum Verständnis der Kniekinematik.

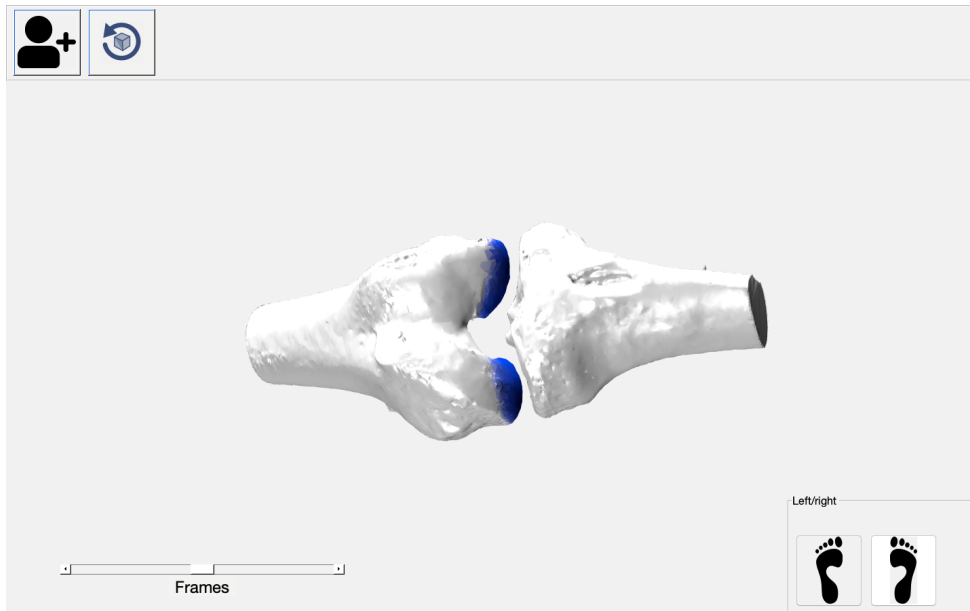


Abbildung 36: Computergestütztes Modell aus der Messung am Patienten und dem CT- Modell. Das Modell wird zur Visualisierung der Kinematik und der Kontaktbereiche des Femorotibialgelenks verwendet.

6.2.3 Mechanisches Modell

Darüber hinaus wird ein mechanisches Modell auf der Grundlage der Überlegungen des Viergelenk Modells erstellt. Alle Elemente des realen Modells, die während der Handhabung und Vorbereitung des Einsetzens der Prothese beobachtet werden, erlauben die Realisierung eines vereinfachten Modells des Knies, das effizient ist und die Grundlage für eine zukünftige Planungssoftware für den Arzt sein kann. Dieses Modell basiert auf den Gesetzen der Mechanik, die die von den Kniebändern und den Kontaktflächen des Gelenks induzierten Kräfte und Momente definieren. Die Abbildung 37 illustriert das mechanische Modell.

Um das gemessene Modell mit einem mechanischen Modell zu vergleichen, wird das 3D-Modell des Kniegelenks des Patienten für eine 3D-Simulation verwendet, wobei die oben mit dem Viergelenkmechanismus erzielten Vereinfachungen berücksichtigt werden. Das bedeutet, dass zur Erstellung des mechanischen Modells nur die Bänder und die Knochenoberfläche berücksichtigt werden. Eventuelle Probleme bei der Platzierung der Prothese sollten in der Tat sofort sichtbar sein, wenn die Prothese die Bewegung blockiert. Im Falle des virtuellen Modells verursacht die Oberfläche der Knochen die Bewegung, da die Bänder als flexibel gelten und es der Tibia ermöglichen, mit dem Femur in Kontakt zu bleiben. Diese Simulation ist also eine andere Darstellung als die des 3D-Modells mit dem Viergelenksmechanismus. Bei dem Viergelenk wird die Bewegung durch die Bänder des Knies bestimmt, wodurch die Tibia nicht unbedingt der Oberfläche des Femurs folgt. Bei der Computersimulation spielen die Bänder die Rolle der Stütze,

aber nicht mehr die einer starren mechanischen Begrenzung. Das gedruckte 3D-Modell ermöglicht die Beobachtung des Einflusses der Bewegung auf den Femur-Tibia-Kontakt, und das Modell simuliert den Einfluss der Femur- und Tibia-Geometrie auf die Kräfte, die auf die Kniebänder wirken.

Die Simulation wird durch die Erstellung eines mechanischen Modells nach den Grundgesetzen der Mechanik durchgeführt. Das Diagramm des Algorithmus ist in der Abbildung 38 dargestellt. Die Tibia ist ein fester Körper, der von vier Bändern an der Oberfläche des Femurs gestützt wird. Das Femur ist fixiert. Der Bereich des Femurs ist nicht zugelassen, da die Tibia nicht innerhalb des Femurs liegen kann. Die Tibia wird unter der Schwerkraft, unter der Spannung der Bänder, die Feder- und Dämpferelemente sind, und unter den Kräften des Kontakts mit dem Femur gebeugt. Die Gleichung nach den Newtonschen Gesetzen wird nach der Eulerschen Methode gelöst. Die Orientierung und Position der Tibia sind die Parameter, die unter den Bedingungen der Bewegungsgleichung zu lösen sind. Auf die gleiche Weise wird die Patella zusätzlich simuliert, jedoch ohne Masse, da sie vollständig vom Patellaband gehalten wird, das die Patella mit der Tibia verbindet, und vom Quadrizeps, der sie nach oben zieht. Dieses Modell wird auf Matlab simuliert. Die Parameter der Gleichungen, wie die Konstanten der Feder- und Dämpferelemente, werden automatisch optimiert, um Schwingungen zu minimieren. Die Optimierung erfolgt durch Testen mehrerer Widerstandswerte, ausgehend von einem Wert, der das Gleichgewicht zwischen der Masse und der Festigkeit der Bänder ermöglicht. Diese Optimierung ermöglicht es, während der Simulation eine weniger sprunghafte Bewegung zu erzeugen, indem die Amplitude und die Frequenz der erhaltenen Schwingungen reduziert werden.

m ist die Masse des Unterschenkelknochens, x seine Position, R seine Orientierung, L sein Drehimpuls. F_{ext} sind die externe Kräfte und T_{ext} die externen Drehmomente, die sich aus den externen Hebelkräften relativ zum Trägheitszentrum der Tibia errechnen. Die Bewegungsgleichung nach dem Newtonschen Gesetz und Momentensatz lautet wie folgt:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = \sum F_{ext} \quad (6.2.3.1)$$

$$\frac{dL}{dt} = \sum T_{ext} \quad (6.2.3.2)$$

k ist die Federkonstante und λ die Dämpferkonstante. Δx ist der Abstand $x - x_0$, wo x_0 die Streckung in der ursprüngliche Knieposition im CT entspricht. Δv ist die Geschwindigkeit der Federdehnung als $\Delta x(t + 1) - \Delta x(t)$ berechnet. Die externen Kräfte, die auf den Unterschenkel einwirken, sind wie folgt:

- Die Feder-Dämpfer Kraft aus dem vorderen Kreuzband (ACL): $k_{ACL}\Delta x_{ACL} + \lambda_{ACL}\Delta v_{ACL}$
- Die Feder-Dämpfer Kraft aus dem hinteren Kreuzband (PCL): $k_{PCL}\Delta x_{PCL} + \lambda_{PCL}\Delta v_{PCL}$
- Die Feder-Dämpfer Kraft aus dem beiden Seitenbänder (MCL, LCL): $k_{MCL}\Delta x_{MCL} + \lambda_{MCL}\Delta v_{MCL} + k_{LCL}\Delta x_{LCL} + \lambda_{LCL}\Delta v_{LCL}$
- Die Kontaktkraft zwischen dem Unterschenkel und dem Oberschenkelknochen: $k_c\Delta x_c$

Δx_c wird so berechnet, dass der Punkt des Unterschenkels, der am weitesten innen im Oberschenkelknochen liegt, für die Berechnung der Kontaktkraft berücksichtigt wird. Die Kontakt-

kraft wird dann so berechnet, dass sie in der Richtung des Vektors liegt, der den Punkt der Unterschenkeloberfläche und den Punkt der Oberschenkeloberfläche, der ihm am nächsten liegt, verbindet.

Das Gleichungssystem wird einfach durch Umkehrung der Newton-Euler-Gleichung gelöst. Der Winkelgeschwindigkeitsvektor ω wird wie folgt berechnet, unter Verwendung der Trägheitsmatrix I :

$$\omega = RI^{-1}R^{-1}L \quad (6.2.3.3)$$

Die Ableitung der Rotationsmatrix kann auch aus der Winkelgeschwindigkeit berechnet werden:

$$\frac{dR}{dt} = \begin{pmatrix} 0 & -\omega(3) & \omega(2) \\ \omega(3) & 0 & -\omega(1) \\ -\omega(2) & \omega(1) & 0 \end{pmatrix} R \quad (6.2.3.4)$$

Die Werte der Variablen zum Zeitpunkt $t + 1$ können dann auf folgende Weise angenähert werden, $dx(t+1)$ ist die approximative Geschwindigkeit im Zeitpunkt $t+1$:

$$L(t + 1) = L(t) + \Delta t \frac{dL}{dt} \quad (6.2.3.5)$$

$$R(t + 1) = R(t) + \Delta t \frac{dR}{dt} \quad (6.2.3.6)$$

$$dx(t + 1) = dx(t) + \Delta t \frac{d^2x}{dt^2} \quad (6.2.3.7)$$

$$x(t + 1) = x(t) + \Delta t \frac{dx}{dt} \quad (6.2.3.8)$$

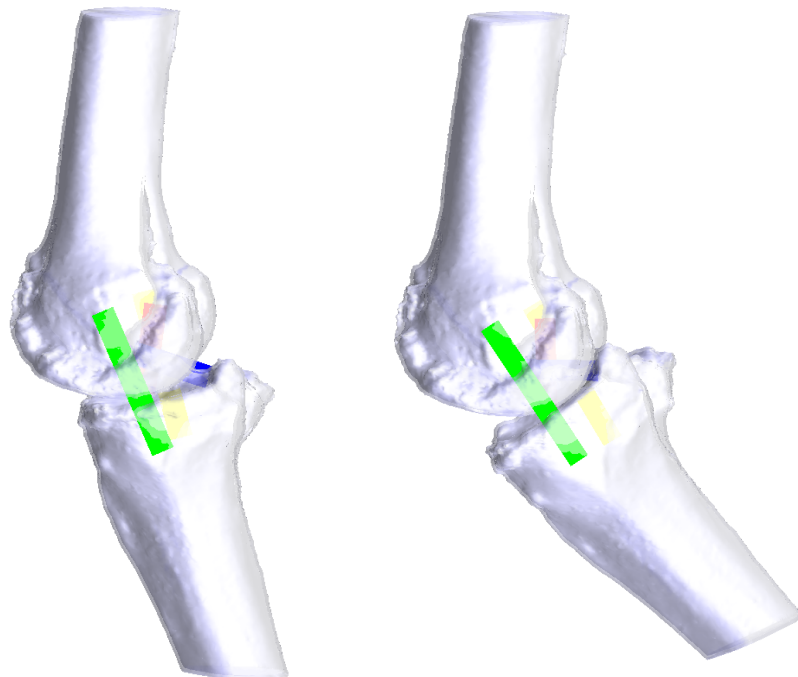


Abbildung 37: 3D dynamisches Kniemodell aus den CT Daten von dem Patienten mit den vier Bändern (grün: MCL, gelb: LCL, blau: PCL, rot: ACL).

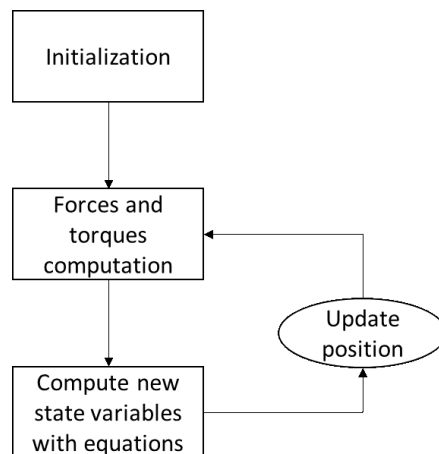


Abbildung 38: Blockdiagramm des Simulationsalgorithmus des mechanischen Modells des Knies.

Die Wahl der Konstanten ist aufgrund der unterschiedlichen Bändereigenschaften der einzelnen Patienten und der Komplexität der Messung der realen Werte der Materialien des menschlichen Körpers schwierig. Für eine erste Abschätzung der Werte der beteiligten Konstanten ermöglicht die Berücksichtigung der bereits in der Literatur ermittelten Werte, in Kombination mit Werten, die die Newtonsche Gleichung nicht beeinträchtigen, die Realisierung eines ersten Modells. Die Werte in der Literatur sind immer unterschiedlich, in der Größenordnung von 100N/m für die Federkonstanten und bei einem Verhältnis von 0,5 für die Dämpferkonstante. (Orozco et al., 2018; Schneider et al., 2017; Völlner et al., 2019)

Die Patella wird in ähnlicher Weise modelliert wie die Tibia. Die Patella wird jedoch als freier Körper betrachtet, der nicht der Gewichtskraft unterliegt. Die Kniescheibe wird einerseits durch den Quadrizeps gehalten, der mit dem Oberschenkelknochen verbunden ist, und andererseits durch das Patellaband, das mit dem Unterschenkelknochen verbunden ist. Durch diese Vereinfachung ist es möglich, die Komplexität des Systems so weit wie möglich zu reduzieren, wobei versucht wird, so nah wie möglich an der Realität zu bleiben. Die äußeren Kräfte, die auf die Patella wirken, sind wie folgt:

- Die Feder-Dämpfer Kraft aus dem Quadriceps: $k_Q \Delta x_Q + \lambda_Q \Delta v_Q$
- Die Feder-Dämpfer Kraft aus dem Patellaband: $k_P \Delta x_P + \lambda_P \Delta v_P$
- Die Kontaktkraft zwischen der Patella und dem Oberschenkelknochen: $k_{pc} \Delta x_{pc}$

Das Modell besteht aus der Berechnung der Kräfte zu jedem Zeitpunkt t , wodurch die Position von Unterschenkel und Patella iterativ aktualisiert werden kann. Das Kniemodell mit Patella ist in der Abbildung 39 dargestellt.

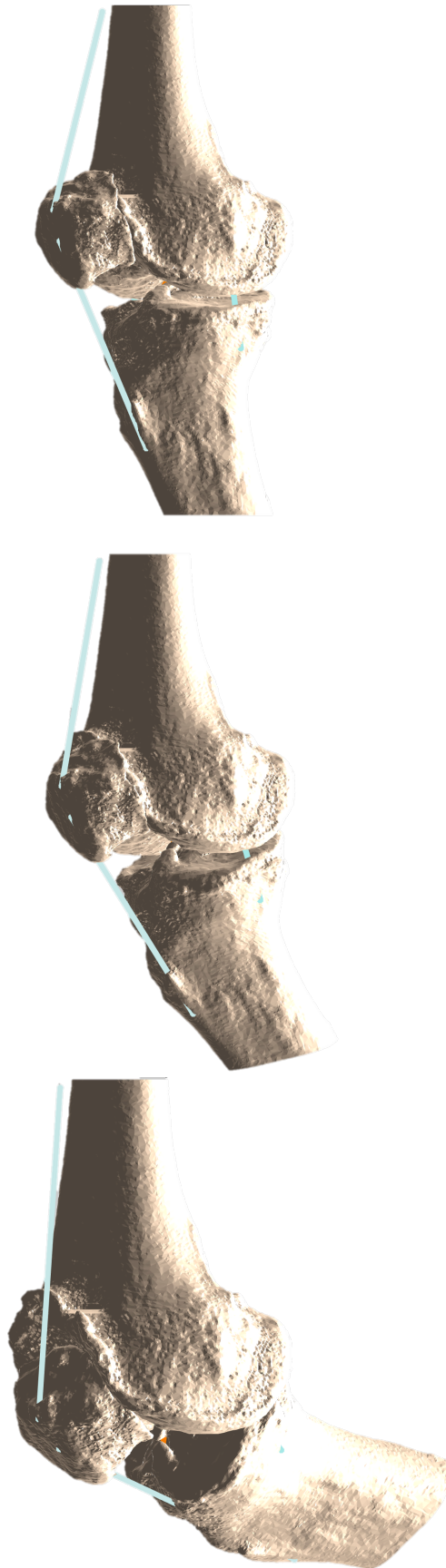


Abbildung 39: Simuliertes Kniemodell mit Patella für drei unterschiedlichen Beugungswinkel.

7. Experimente und Ergebnisse

7.1 Patientenmessung

7.1.1 Experimente

Die Vermessung des Knies von operierten Patienten hilft dabei, mögliche Veränderungen der Kniekinematik durch die Prothese zu verstehen.

Um die Reproduzierbarkeit und Zuverlässigkeit der Messung zu überprüfen, werden mehrere Experimente durchgeführt. Zunächst ist es wichtig, zwei Messungen vergleichen zu können, die zu zwei verschiedenen Zeiten und mit zwei verschiedenen Schalenpositionen durchgeführt wurden. Die Schalen werden auf zehn verschiedene Arten am Bein des Patienten angebracht. Die Drehwinkel werden durch ein Polynom dritten Grades interpoliert, wie in der Methode vorgestellt. Der erste Vergleich wird mit einem Kniephantom der Firma Synbone durchgeführt (Abbildung 40). Das zweite und dritte Experiment wird an zwei verschiedenen Patienten durchgeführt, die nicht unter Knieschmerzen leiden (Abbildungen 41 und 42). Für jedes Experiment werden zehn verschiedene Messungen durchgeführt, wobei die Schalen vor jeder neuen Messung neu positioniert werden. Die Ähnlichkeit der verschiedenen Kurven ist zu erkennen, was die Reproduzierbarkeit der Messung zeigt. Die Adduktion/Abduktion weist jedoch eine höhere Variabilität auf. Der Grund dafür ist, dass das Knie ohne den Einfluss äußerer Kräfte ausbalanciert wird und der Patient bei jeder Messung durch Muskelkontraktion die Trajektorie seiner Beugung verändern kann.

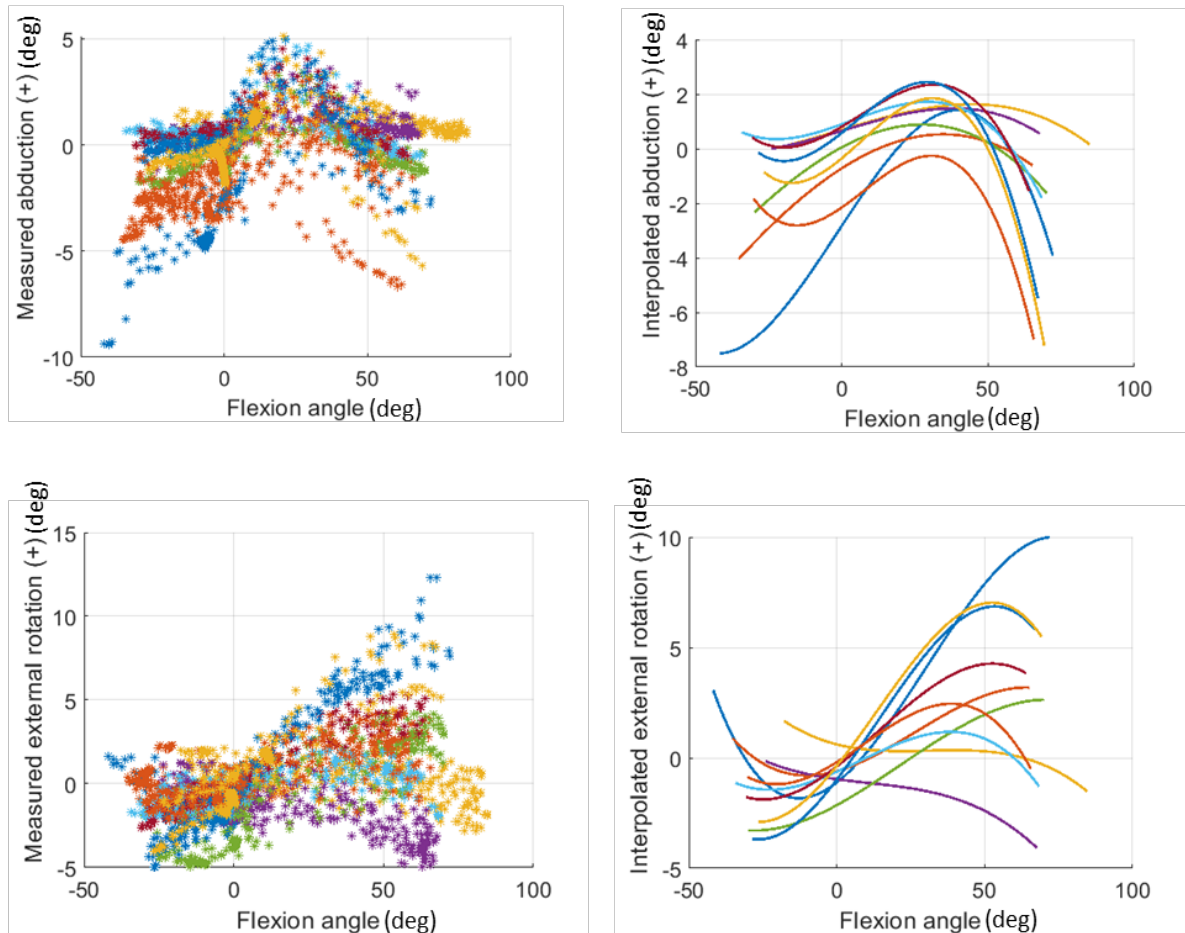


Abbildung 40: Messung der Außenrotation und Abduktion für das Synbone-Modell (links: Messdaten, rechts: Interpolation).

Das Synbone-Modell enthält die vier wichtigsten Bänder des Knies, und die Messung zeigt eine Tendenz zur Adduktion und Außenrotation des Schienbeins gegenüber dem Oberschenkelknochen während der Beugung. Bei der Messung der Bewegung für eine Schalenposition entspricht eine Farbe mehreren Beugungen und Streckungen. Die maximale Abweichung beträgt etwa 10 Grad. Die Messdaten zeigen eine Regelmäßigkeit in der Beugung, die mehrmals durchgeführt wird, um die Interpolation zu berechnen.

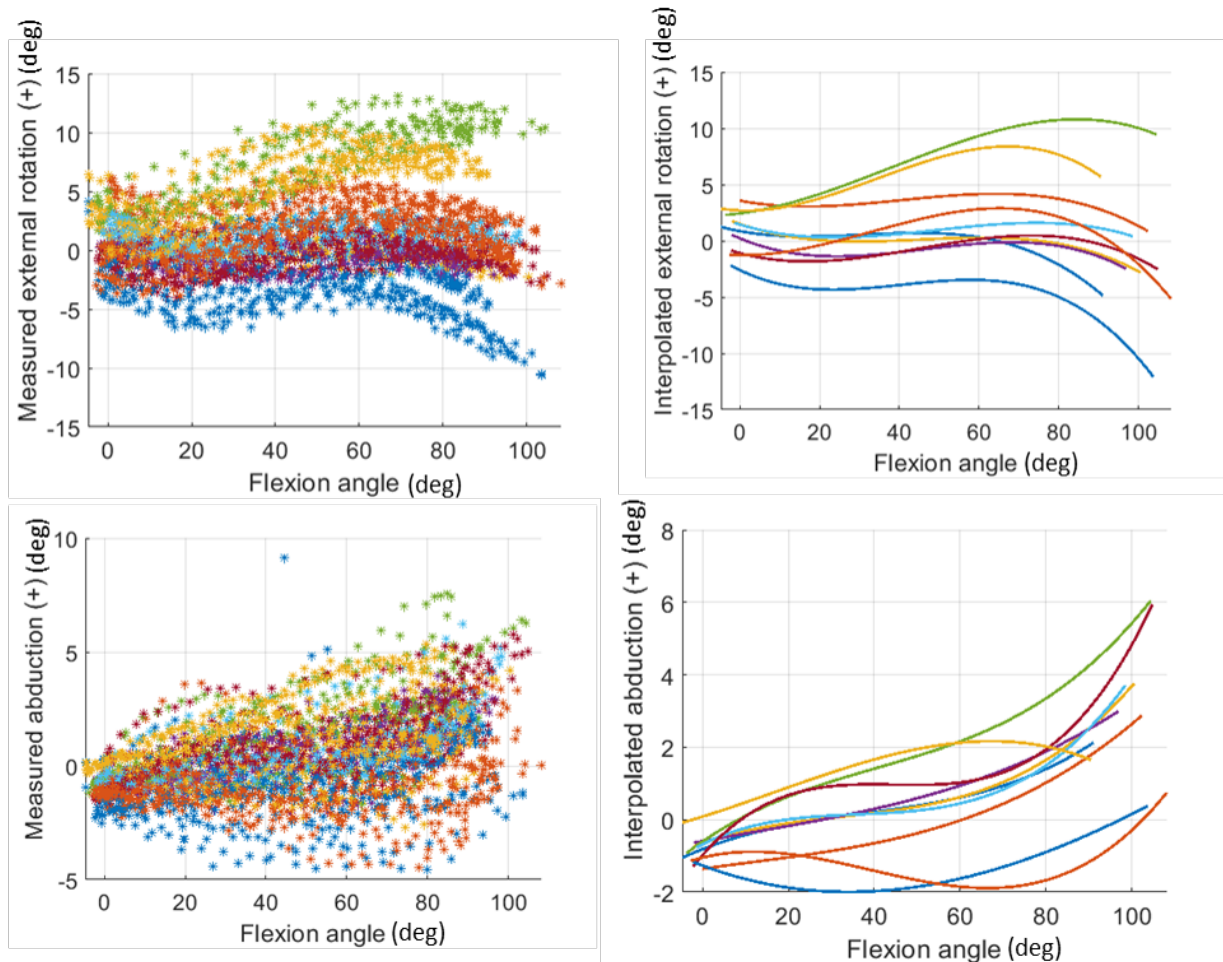


Abbildung 41: Messung der Außenrotation und Abduktion für den ersten Patienten (links: Messdaten, rechts: Interpolation).

Wie beim Synbone-Modell werden diese Messungen am Knie eines Patienten durchgeführt. Das Knie des Patienten, an dem die Messung vorgenommen wird, ist in Abduktion und eher nach außen gedreht, wobei die Außenrotation zwischen -5 Grad und 10 Grad variiert. Die interpolierten Kurven des Patienten sind im Vergleich zum Synbone-Modell viel flacher. Der Grund dafür ist eine gewisse Instabilität des Synbone-Modells, die einer manuell durchgeführten Beugung durch Manipulation des Modells entspricht. Der Patient führte verschiedene Beugungen und Streckungen durch, wobei er sich des Experiments bewusst war und versuchte, bei jeder Messung eine ähnliche Beugung zu reproduzieren.

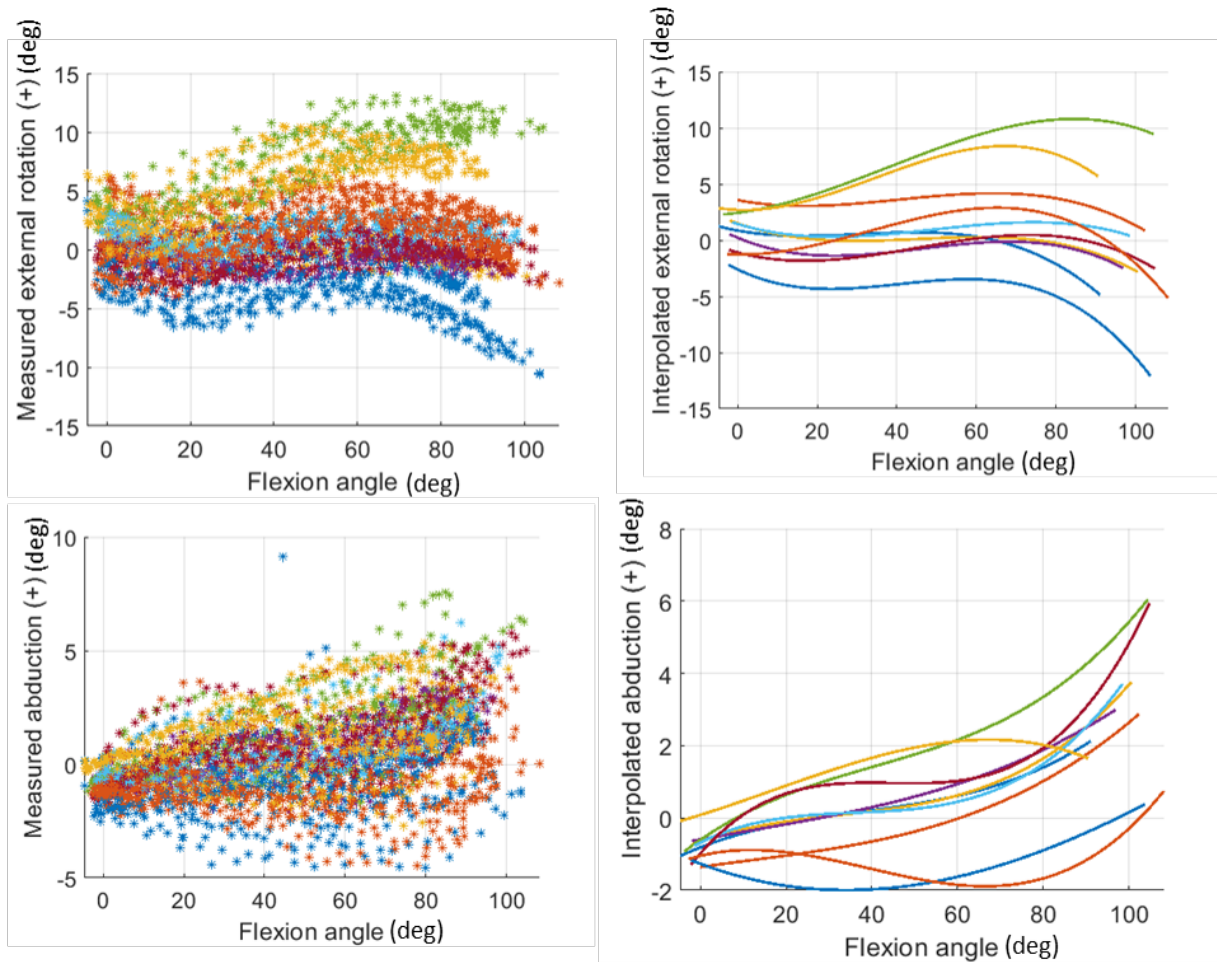


Abbildung 42: Messung der Außenrotation und Abduktion für den zweiten Patienten (links: Messdaten, rechts: Interpolation).

Auch bei diesem zweiten Patienten sind die Kurven eher flach und es sind Außenrotation und Abduktion zu erkennen. Diese beiden Patienten, die für die Messung der Reproduzierbarkeit des Systems ausgewählt wurden, haben keine Schmerzen und ein gesundes Knie.

Das zweite Experiment ist der Vergleich von gesunden Knien, wobei das rechte Knie mit dem linken Knie verglichen wird. Mit diesem Experiment können wir feststellen, ob gesunde Knie generell symmetrisch sind. Das Experiment zeigte eine gewisse Symmetrie zwischen zwei gesunden Knien, aber die Stichprobe ist nicht groß genug, um Schlussfolgerungen zu ziehen. Der größte Fehler aller Messungen beträgt 12,71 Grad für die Innen-/Außenrotation der Tibia, was die Grenzen dieser Aussage zeigt. Die statistische Untersuchung dieser Maßnahmen wird im Abschnitt Ergebnisse ausgewertet. Die Interpolation der Messungen von zwei Patienten, für die der Fehler am kleinsten und der Fehler am größten für die Innen-/Außenrotation des Unterschenkels ist, ist in Abbildung 43 dargestellt.

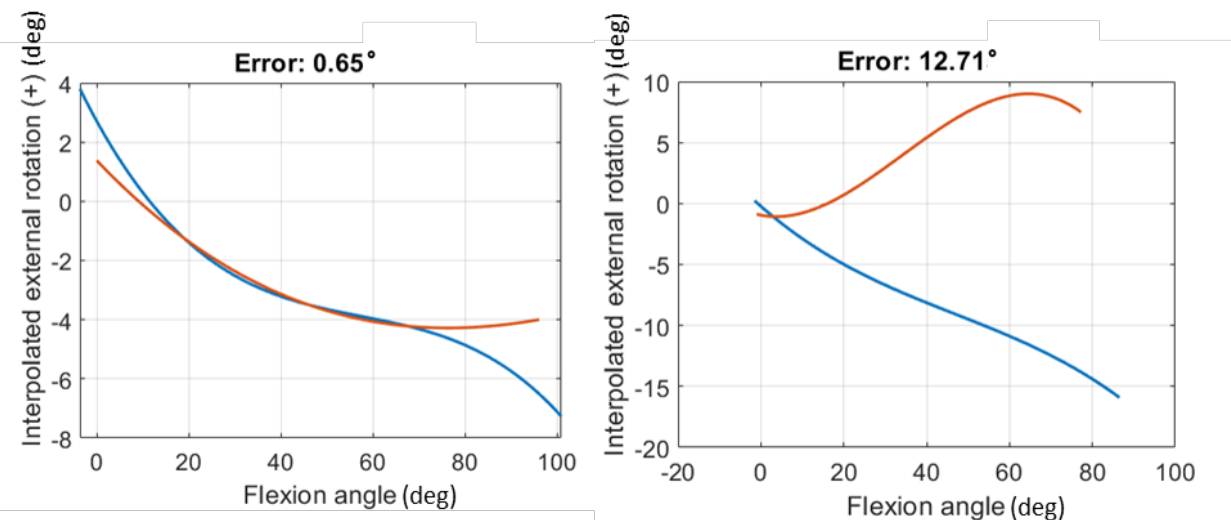


Abbildung 43: Darstellung der Interpolation der Messungen von zwei Patienten für den rechten Bein (rot) und den linken Bein (blau), für die der Fehler am kleinsten (links) und der Fehler am größten (rechts) für die Innen-/Außenrotation des Unterschenkels ist.

Der Fehler, der beim Vergleich der beiden Knie von Patienten beobachtet wurde, ist auf die Qualität der Messung am Patienten mit Hilfe der externen Schalen zurückzuführen, aber auch auf den Unterschied, der durch eine Asymmetrie verursacht wird. Die Asymmetrie wird in der Regel nicht durch die Geometrie der Knochen, sondern durch die von den Bändern gesteuerte Kinematik verursacht.

Das dritte Experiment besteht in der Messung von Krankenhauspatienten, mit oder ohne Prothese. Ziel ist es, zu überprüfen, ob es einen Zusammenhang zwischen den Schmerzen des Patienten und der Art der Rotation der Tibia relativ zum Femur gibt. Es ist zu beobachten, dass es in der ausgewählten Stichprobe keinen direkten Zusammenhang zwischen Schmerz und Bewegungsart gibt. Jedes Knie ist einzigartig und je nach Art des Gelenks und der Ursache der Schmerzen sind viele verschiedene Verlaufsmöglichkeiten zu beobachten (Abbildung 44).

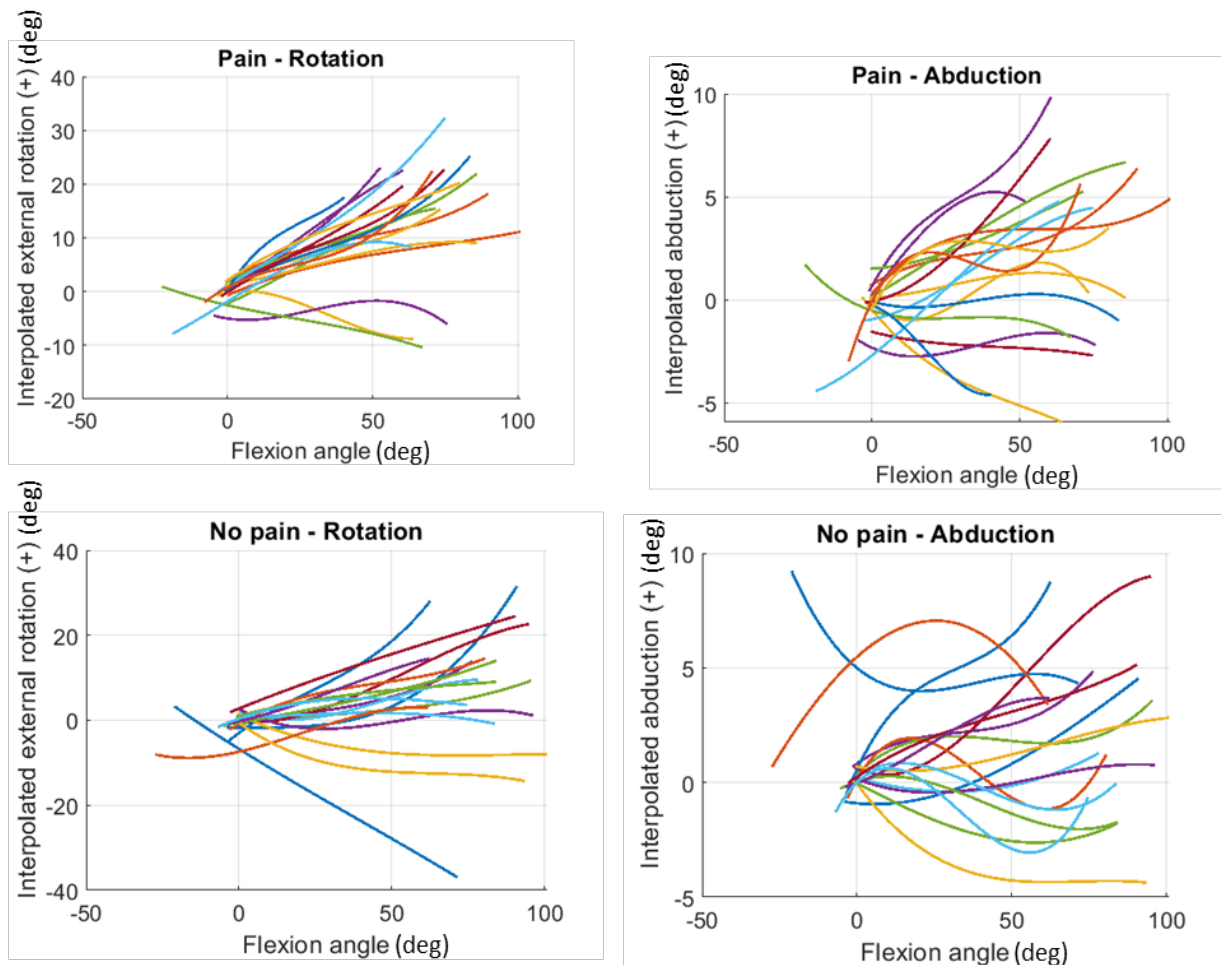


Abbildung 44: Darstellung der Interpolation der Messungen von 18 Patienten. Die Kurven sind eingeteilt, je nachdem, ob der Patient Schmerzen hat (oben) oder keine Schmerzen hat (unten).

7.1.2 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Versuche sind in der Tabelle 2 zusammengefasst. Diese Tabelle ist das Ergebnis der Berechnung des Maximalwertes des Mittelwertes des Fehlers zwischen den einzelnen Kurven. Dieser Fehler ist lediglich der euklidische Fehler zwischen den interpolierten Winkeln β der beiden Kurven 1 und 2 mit Länge l :

$$e = \frac{1}{l} \sum_{i=1}^l \sqrt{(\beta_1(i) - \beta_2(i))^2} \quad (7.1.2.1)$$

Die Werte in der Tabelle, die dem maximalen Fehler entsprechen, wurden mit einem t-Test für 95% Zuverlässigkeit ($\alpha = 0.05$) und n Messungen berechnet:

$$\mu_{e,max} = \frac{t\left(\frac{\alpha}{2}, n-1\right)\sigma_e}{\sqrt{n}} + \mu_e \quad (7.1.2.2)$$

Abbildung 45 veranschaulicht die Berechnung des Maximalwertes μ_{max} des durchschnittlichen Fehlers μ . Tabelle 2 stellt die Ergebnisse dar. Der Fehler zwischen den Messungen des linken und rechten Beins für 13 verschiedene Patienten ist größer als die Maximalwerte des mittleren Fehlers zwischen zwei Messungen bei Änderung der Schalenposition. Daraus geht hervor, dass die Knie desselben Patienten nicht unbedingt symmetrisch sind, was auch in Abbildung 43 dargestellt wurde. Die Messungen sind jedoch reproduzierbar mit einem maximalen Fehler von 1,9 Grad für Abduktion/Adduktion und einem Fehler von 4,9 Grad für Innen-/Außenrotation. Diese Ergebnisse bestätigen, dass dieses System eine schnelle Analyse der tibialen Rotationswinkel ermöglicht, unabhängig von der Position der Schale am Bein des Patienten.

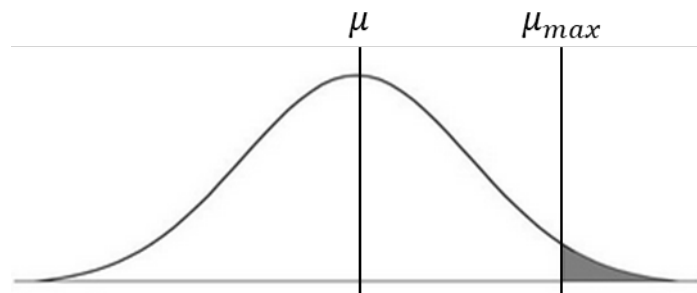


Abbildung 45: Darstellung der Berechnung des Maximalwertes des durchschnittlichen Fehlers.

Tabelle 2: Berechnung des Maximalwertes des durchschnittlichen Fehlers für die verschiedenen Experimente

	β (°) (Abduktion/Adduktion)	γ (°) (interne/externe Rot.)
Vergleich Rechts/Links (n=13 Patienten)	3.7	6.2
Reproduzierbarkeit Synbone (n=10 Messungen)	1.9	2.8
Reproduzierbarkeit Patient 1 (n=10 Messungen)	1.6	4.9
Reproduzierbarkeit Patient 2 (n=10 Messungen)	1.7	3.9

Die statistischen Ergebnisse zeigen, dass der Adduktions- und Abduktionsfehler geringer ist als der Fehler bei der Innen- und Außenrotation. Dieser Fehler ist auf die Veränderung der Position der Schale auf dem Bein des Patienten zurückzuführen. Der Adduktions- und Abduktionswinkel, der in Bezug auf die Flexionsebene gemessen wird, wird von dieser Positionsänderung weniger beeinflusst, da der Winkel der Innen- und Außenrotation zunimmt, wenn die Schale in Richtung des Knöchels des Patienten platziert wird, und die Beinmuskeln eine größere Variabilität dieses Wertes verursachen.

7.2 Genauigkeit der Kniemessung

7.2.1 Experimente

Um die Genauigkeit der Messung in Bezug auf eine CT-Aufnahme mehrerer Kniepositionen zu berechnen, die zu einer zu hohen Strahlenbelastung für den Patienten führen würde, wird ein Phantomkniemodell (Abbildung 46) vermessen und anschließend in vier verschiedenen Positionen gescannt. Zur Durchführung des Experiments wird das Bein zunächst in gestreckter Position gescannt, so wie der Patient im Krankenhaus gescannt werden würde. Anschließend wird mit Hilfe des Kniemesssystems die Beugebewegung am Computer aufgezeichnet. Die mit den um den Oberschenkel und den Unterschenkel positionierten Schalen gemessene Position und Orientierung wird zur Bewegungssimulation des zuvor gescannten 3D-Modells verwendet. Anschließend werden vier Positionen gescannt und erneut mit der Kamera gemessen, um die Position aus der Messung mit der tatsächlichen Position des CT-Scans zu vergleichen. (Abbildung 47)

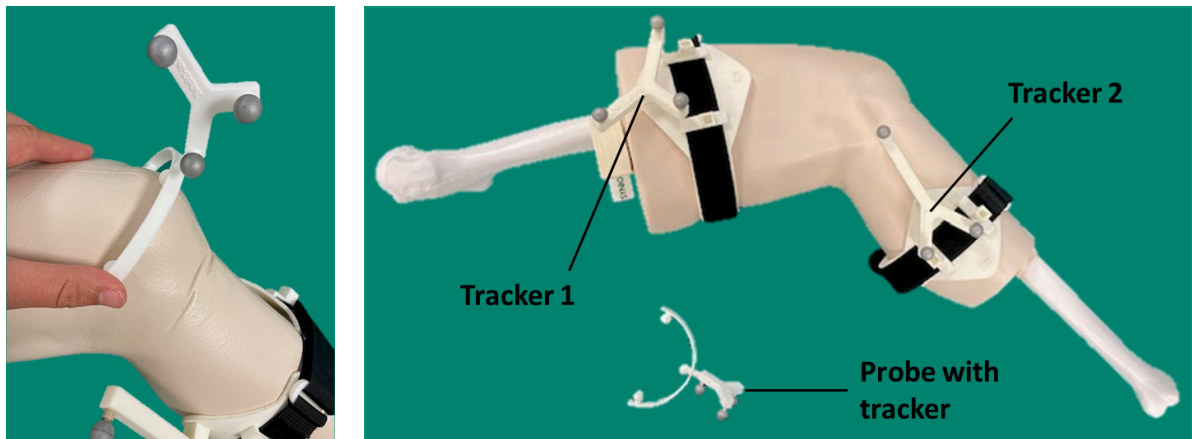


Abbildung 46: Synbone-Modell, das für das Experiment zur Messung des Fehlers verwendet wurde, der durch die Messung mit der Stereokamera der Knochenbewegung verursacht wird.

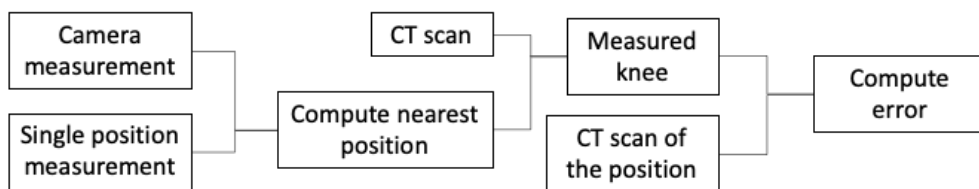


Abbildung 47: Blockdiagramm zur Veranschaulichung des Ablaufs des Experiments zur Messung des Fehlers zwischen dem gescannten Modell und der Messung mit der Kamera.

7.2.2 Ergebnisse

Die resultierenden 3D-Knochenmodelle sind in der folgenden Abbildung 48 dargestellt. Da das Ziel der Simulation in erster Linie darin besteht, die Bewegung zu visualisieren, zeigt der Test mit dem Phantom eine ausreichende Genauigkeit der Messung mit der optischen Kamera. Das CT-Modell wird durch die grünen Punkte und das simulierte Modell durch die Kameramessung durch die rosa Punkte dargestellt. Um den Fehler zwischen diesen beiden Modellen zu berechnen, wird eine Punktwolkenregistrierung durchgeführt. Die quadratischen Fehler der Punktwolkenregistrierung (implementiert in Matlab) zwischen dem CT des Knies und der Messung betragen jeweils 3.39 mm, 3.85 mm, 5 mm und 4.49 mm (Abbildung 48). Dieser Fehler ist der durchschnittliche Positionsfehler der simulierten Knochen. Der Fehler bei der Registrierung ergibt sich zunächst aus der Transformation, die zu Beginn von der Sonde durchgeführt wird, dann aus den Bewegungen der Schalen relativ zu den Knochen, aus der Segmentierung der einzelnen CT-Scans und schließlich aus der Punktwolkenregistrierung selbst. Es wird erwartet, dass der Fehler bei realen Patienten geringer ist als beim Modell, da der Fehler aus den CT-Segmentierungen der Testpositionen entfernt wird.

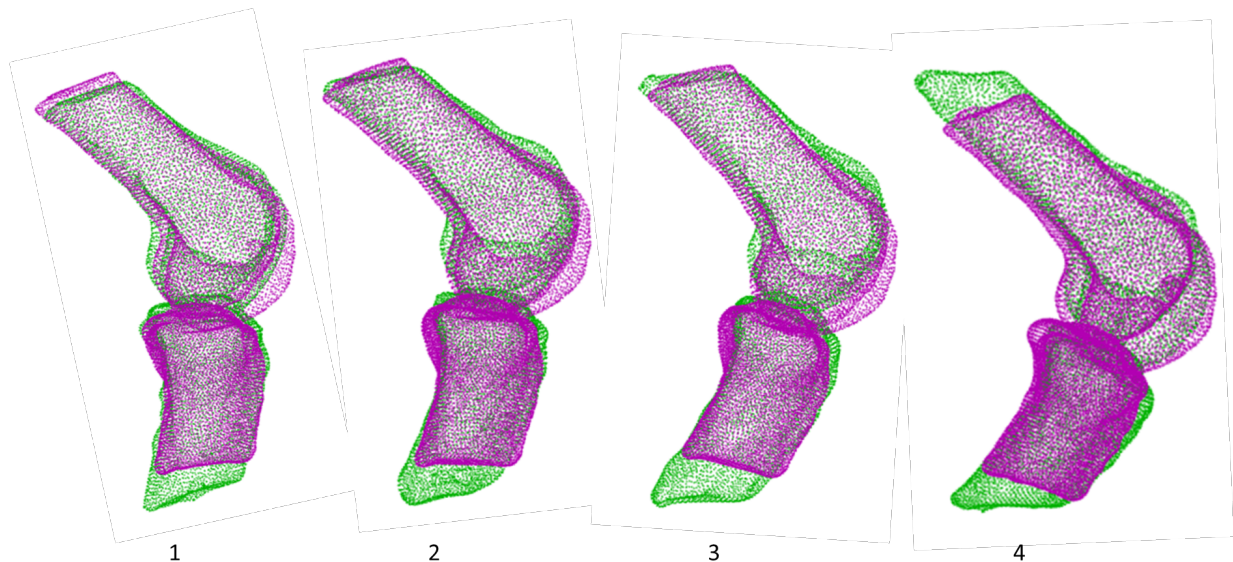


Abbildung 48: Illustration des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und des gescannten Modells (grün).

Zur weiteren Untersuchung des Messfehlers auf die Kniekinematik werden die Flexions-, Innenrotations- und Adduktionswinkel sowie die Translation der Tibia an den segmentierten 3D-Modellen nach der Theorie von Grood & Suntay (Grood and Suntay, 1983) manuell ausgewertet. Für die vier gemessenen Tibiapositionen wird das gescannte 3D-Modell mit dem durch die Messungen berechneten Modell verglichen, das in der Visualisierungssoftware angezeigt werden würde. Die absoluten Translationsfehler liegen bei 1.8 mm, 5.4 mm, 4.6 mm und 4.7 mm für die 1 bis 4 gemessenen Positionen. Die Ergebnisse zeigen einen größeren Positions- und Orientierungsfehler im Vergleich zur Literatur (Hargett et al., 2020), was auf die nicht-invasive Registrierungsmethode zurückzuführen ist. Es kann auch sein, dass der Knochen während der Messung nicht die gleiche exakte Position wie beim CT-Scan hat. Dieses Problem kann auch bei Patienten

auftreten, daher kann dieser gemessene Fehlerwert als der maximale Fehler angesehen werden, den das System erzeugen kann. Der Flexionsfehler ist bei Position 4 größer, weil die aufgezeichnete Position weiter von der Position des CT-Scans entfernt ist, was die Grenzen des Systems aufzeigt. Bei extremer Beugung kann das System aufgrund der Akkumulation von Fehlern, die während des Aufzeichnungsprozesses auftreten, beeinflusst werden. Die verschiedenen Winkel der Flexion, Adduktion und Innenrotation des gescannten Modells und des Modells aus der Messung sind in den Abbildungen 49, 50 und 51 dargestellt.

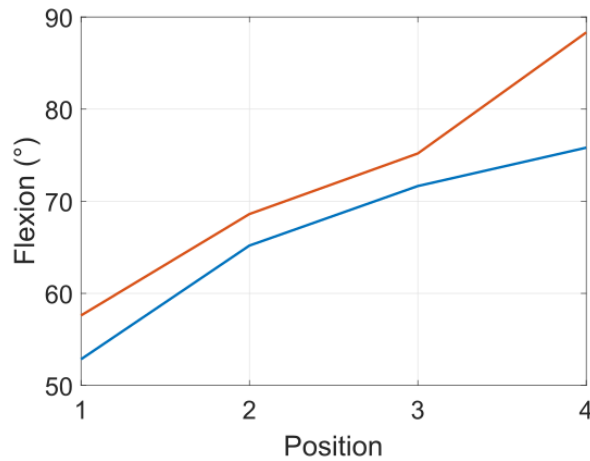


Abbildung 49: Illustration der Flexion des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und des gescannten Modells (blau).

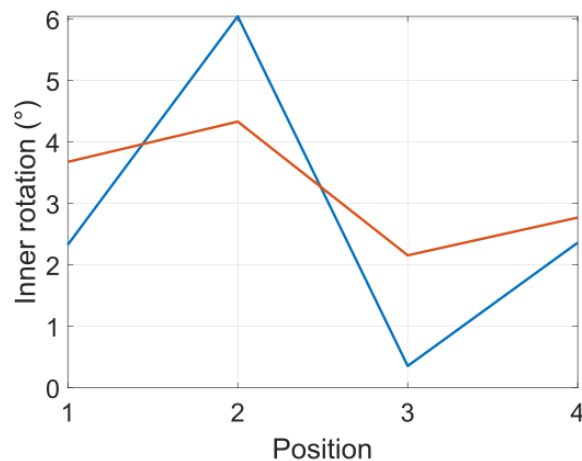


Abbildung 50: Illustration der Innenrotation des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und des gescannten Modells (blau).

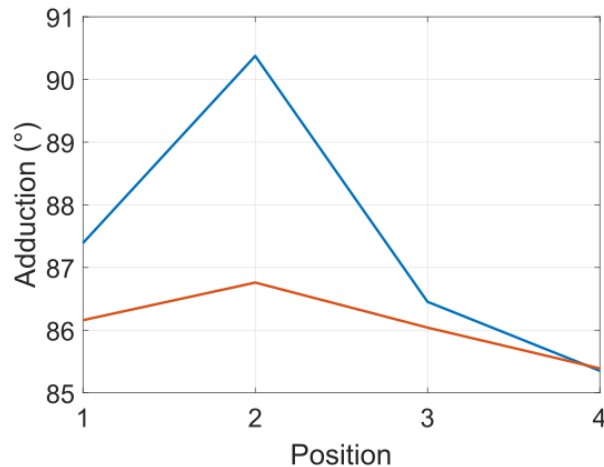


Abbildung 51: Illustration der Adduktion des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und des gescannten Modells (blau).

7.3 Untersuchung der Genauigkeit der Approximation unter Verwendung des Viereckenmechanismus

7.3.1 Experimente

Um die Genauigkeit der Methode zur Approximation der Kniebewegung mit dem Viereckenmechanismus zu berechnen, wird die mit der Kamera aufgenommene Messung mit der 3D-Bewegung des ebenen Viereckenmechanismus verglichen. Die sechs Freiheitsgrade des Tibias werden mit den homogenen Transformationsmatrizen aus der Kamera einerseits und der aus dem Koppelpunkt andererseits verglichen. Die sechs Freiheitsgrade sind in der Abbildung 52 dargestellt. Als Ursprungskoordinatensystem wird der Tracker, der am Oberschenkel fixiert ist, berücksichtigt.

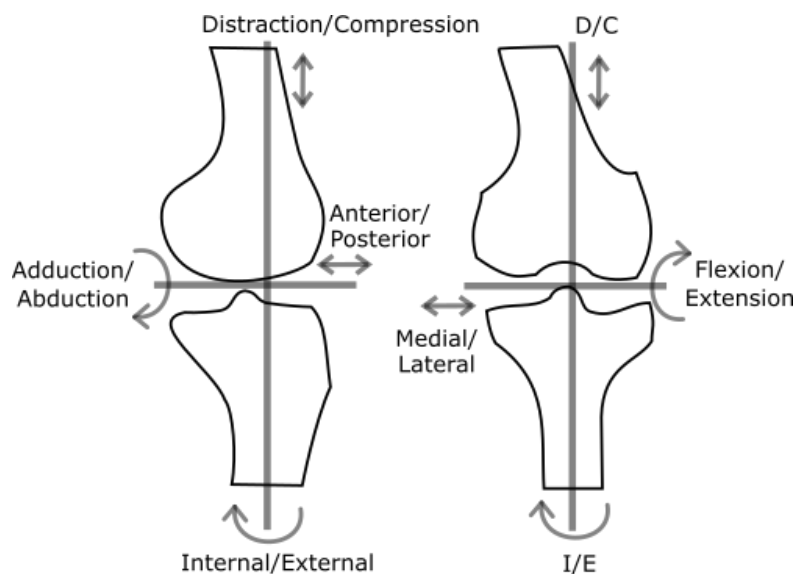


Abbildung 52: Darstellung der verschiedenen Rotationen und Translationen der Tibia relativ zum Oberschenkelknochen.

7.3.2 Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass die vom Mechanismus ausgeführte Bewegung des Knies nahe an der Messung am Patienten liegt. Lediglich die Adduktion/Abduktion hat extrem abweichende Werte. Der Grund dafür ist die Annäherung an die Bewegung in einer Ebene. Der beobachtete Fehler beträgt maximal 4,2 Grad. Die Beugung liegt fast in der Ebene, die für die Approximation gewählt wurde, daher sind die Rotationswerte, die dem Kniebeugungswinkel entsprechen, den Messungen am Patienten am besten angepasst. Auch die Distraction und die anteroposteriore Translation werden nahezu identisch wiedergegeben (Abbildungen 53-58).

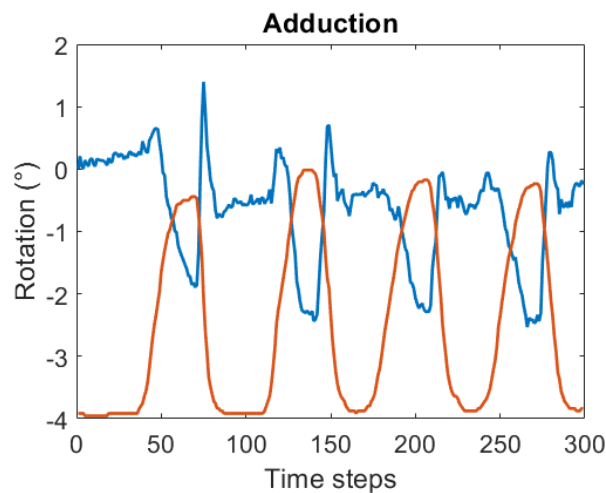


Abbildung 53: Illustration der Adduktion des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und das durch den Viereckmechanismus angetriebene Modell (blau).

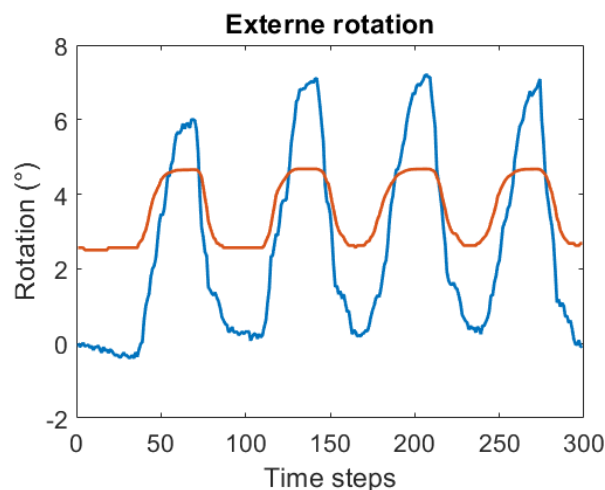


Abbildung 54: Illustration der externen Rotation des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und das durch den Viereckmechanismus angetriebene Modell (blau).

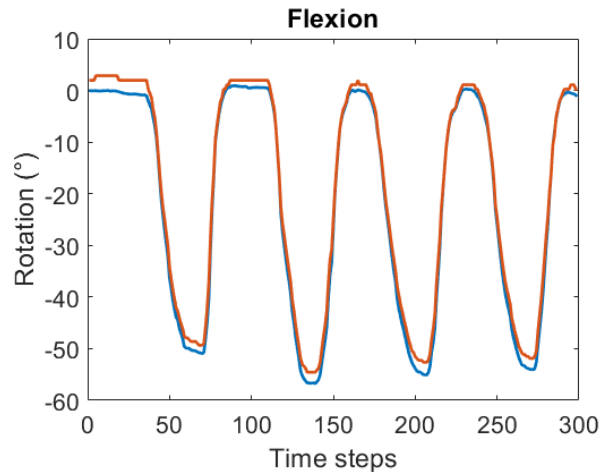


Abbildung 55: Illustration der externen Rotation des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und das durch den Viergelenkmechanismus angetriebene Modell (blau).

Der Vergleich der drei Rotationen in Abhängigkeit von der Zeit zeigt, dass die Projektion in der Ebene und die Interpolation durch den Viergelenkmechanismus zu einer Umkehrung der Abduktions- und Adduktionskurve führen. Dieser Winkel wird von der Projektion in der Ebene am meisten beeinflusst, da er dem Abstand der Tibia von der Ebene entspricht. Der Flexionswinkel hingegen wird durch die Projektion nur sehr wenig beeinflusst. Die Innen- und Außenrotation bleibt ebenfalls erhalten.

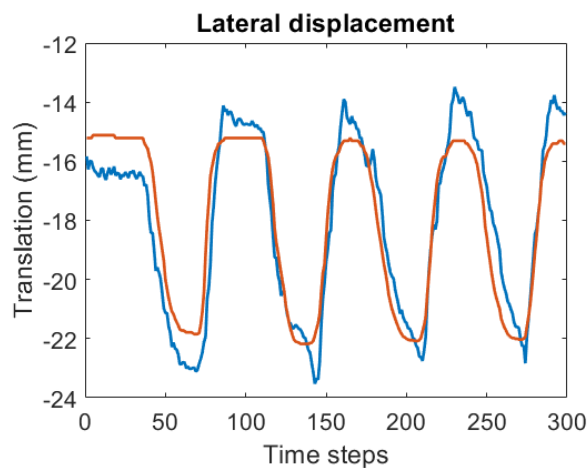


Abbildung 56: Illustration der lateralen Verschiebung des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und das durch den Viergelenkmechanismus angetriebene Modell (blau).

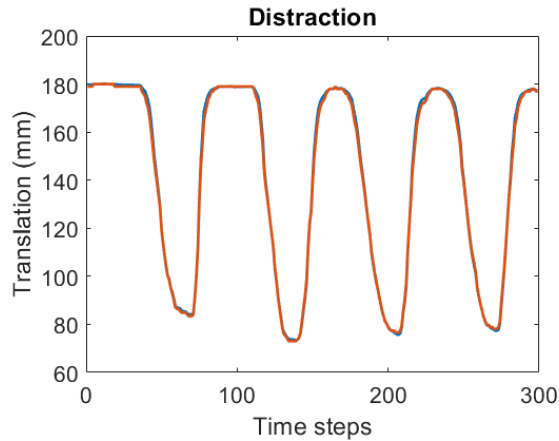


Abbildung 57: Illustration der Distraction des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und das durch den Viergelenkmechanismus angetriebene Modell (blau).

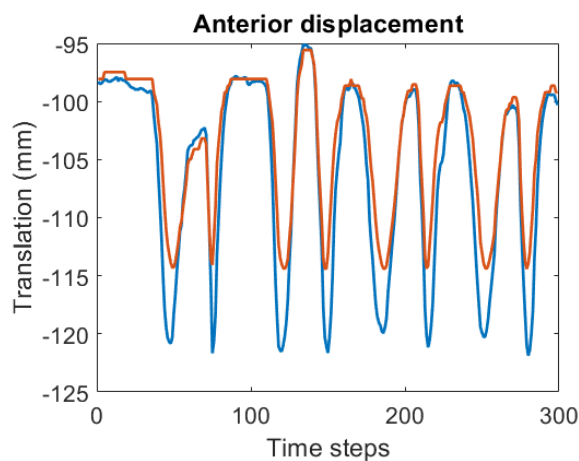


Abbildung 58: Illustration der anterioren Verschiebung des mit der Kamera gemessenen Modells (rot) und das durch den Viergelenkmechanismus angetriebene Modell (blau).

Die anteriore Translation wird durch die Projektion in der Ebene verändert und zeigt eine Translation der Tibia posterior zum Femur, die am Ende der Flexion aufgrund der Konstruktion des Mechanismus verstärkt auftritt. Der Mechanismus erlaubt es nämlich nicht, die gesamte Beugung exakt zu reproduzieren, und bei der Beugung tritt ein Fehler von etwa 5 mm zwischen dem Modell und der Messung des Patienten auf. Im Rahmen der Experimente, die zur Untersuchung des Einsetzens der Prothese durchgeführt wurden, ist diese Beugungsgrenze jedoch nicht die interessanteste zu beobachten. Wie bereits in der Literatur festgestellt, ist der wichtigste Teil der Beginn der Beugung.

7.4 Untersuchung der prä- und postoperativen Kinematik des Knies: Rollback

7.4.1 Experimente

Dank des gedruckten 3D-Modells können dann die Unterschiede zwischen der Beugung vor und nach der Operation gemessen werden. Der Chirurg führt die Operation am Modell durch und setzt die Prothese ein. In einem ersten Versuch werden die Auswirkungen auf dem Rollback analysiert.

Das Modell erlaubt die Anwendung aller gängigen biomechanischen Konzepte für die Implantation einer TKA. In diesem Versuch wird die TC PLUS PRIMARY (Smith & Nephew) Prothese nach den gemessenen Resektionsschritten unter Orientierung der transepikondylären Achse (TEA), der anterioposterioren Achse (AP) und der posterioren Kondylenachse (PCA) implantiert. Mit der gemessenen Resektionsausrichtung wird versucht, eine neutrale Hüft-Kniewinkelachse wiederherzustellen. Bei der intramedullären Einbringung wurden ein 6 Grad femoraler Komponentenwinkel und ein neutraler tibialer Komponentenwinkel in der koronalen Ebene, eine neutrale femorale Komponentenflexion relativ zur sagittalen mechanischen Achse und 6 Grad der posterioren tibialen Neigung angestrebt. Die femorale Komponentenrotation wurde unter Orientierung an der chirurgischen femoralen epikondylären Achse bestimmt (Abbildung 59).

Das ausgeschnittene und implementierte Modell ist in Abbildung 60 dargestellt. Abbildung 61 zeigt den Rollback-Messpunkt, der dem Kontaktpunkt zwischen Femur und Tibia entspricht.

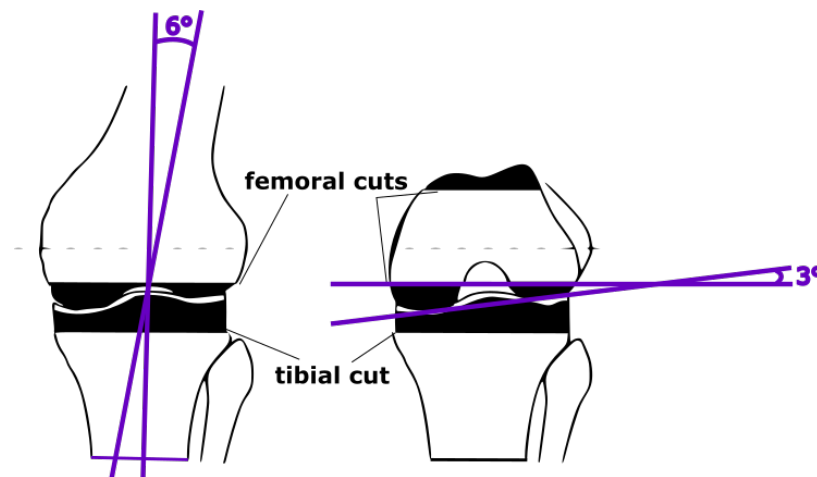


Abbildung 59: Darstellung der Schnittwinkel bei der gemessenen Resektion. Es wird ein Winkel von 6 Grad in Bezug auf die anatomische Achse und ein Winkel von 3 Grad in Bezug auf die posteriore Kondylenachse eingestellt.

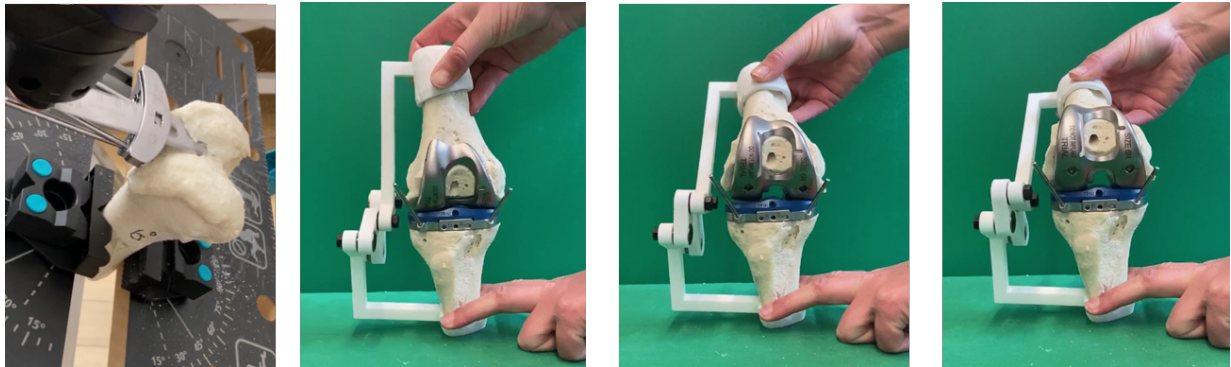


Abbildung 60: Darstellung des für die Implantation geschnittenen Femurmodells (links) und des kompletten Modells nach der Implantation bei verschiedenen Beugungswinkeln.

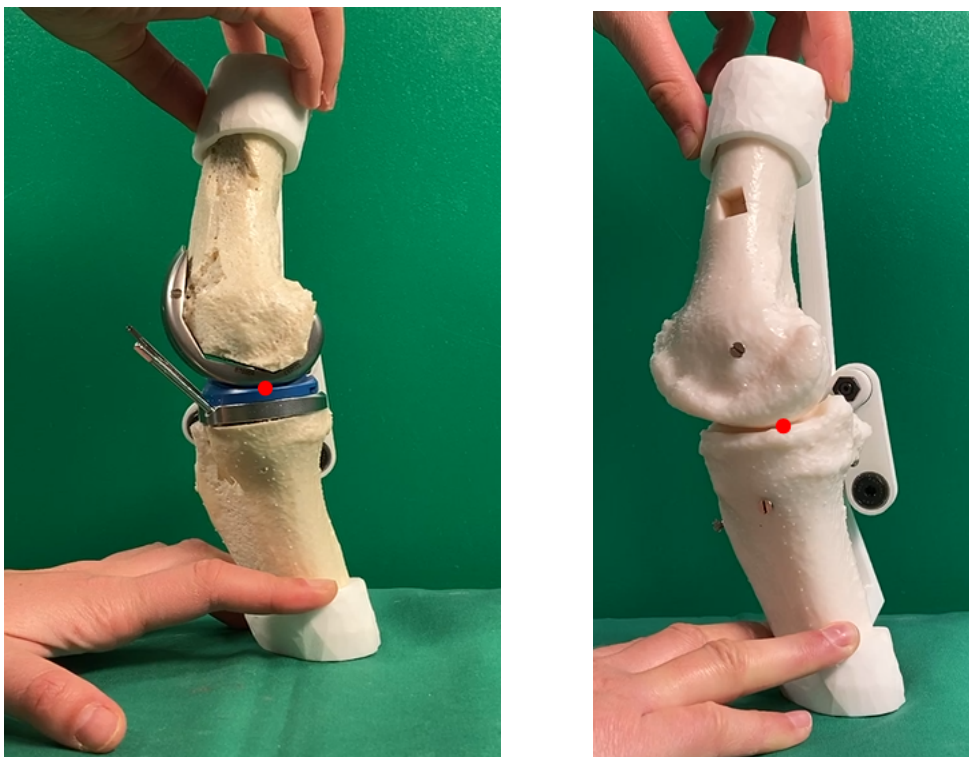


Abbildung 61: Darstellung des Kontaktpunktes zwischen Femur und Tibia zur Messung des Rollbacks.

7.4.2 Ergebnisse

Die erzielten Ergebnisse zeigen eine Reduzierung des Bewegungsumfangs des Knies nach Einsetzen der Prothese. In der Tat halbiert sich die Amplitude des Rollbacks nach der Operation am Modell. (Abbildung 62) Außerdem wird durch die Beobachtung der Knochenform deutlich, dass die Implantation der Prothese das Volumen der Kondylen des Oberschenkels erheblich reduziert. Diese Veränderung von der Geometrie führt zu einer drastischen Änderung der Kinematik.

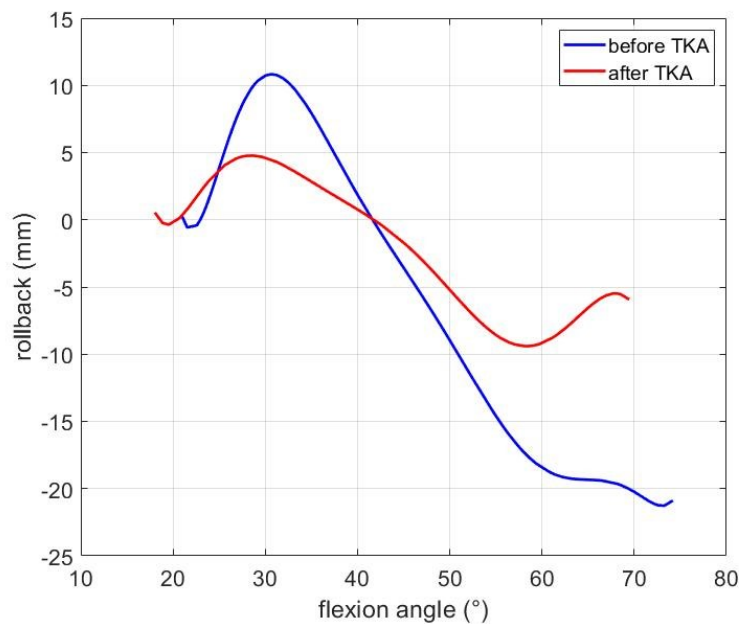


Abbildung 62: Messung der horizontalen Position des Kontaktpunktes zwischen Femur und Tibia vor und nach der Operation am Modell.

Der Rollback am preoperativen Modell erreicht 10 mm bei einem Winkel von etwa 30 Grad, während das postoperative Modell nur etwa 5 mm erreicht. Es ist jedoch ein signifikanter Unterschied zwischen der Position dieses Kontaktpunktes vor und nach der Operation bei gleichem Knochen und gleicher Beugung zu beobachten. Dieser Versuch zeigt, dass die Prothese zu einer Veränderung des femoralen Rollbacks führt. Es kann viele Gründe für diese Veränderung geben, wie zum Beispiel die Position der Prothese, aber wahrscheinlicher ist, dass diese Veränderung auf die Form der Prothese zurückzuführen ist.

Die Rollback-Kurve ist nach einer TKA abgeflacht. Die Kniebewegung hat daher eine geringere Amplitude und die Gesamtbewegung ist aufgrund der Verringerung des femoralen Rollbacks eingeschränkt. Die geführte Flexion durch den Viergelenkmechanismus schränkt die Parameter für den Versuch ein. Der Schwerpunkt dieses Versuchs lag nur auf der Geometrie der Oberschenkelkondylen. Die Geometrie und die Position des Implantats sind daher wichtige Parameter, die die Kinematik des Knies verändern und den Rollback beeinflussen.

7.5 Untersuchung der pre- und postoperativen Kinematik des Knies: Patella

7.5.1 Experimente

Anschließend wird ein Modell, das auch die Patella einschließt, verwendet, um die Bewegung und Rotation der Patella in Bezug auf die verschiedenen Positionen der Prothese zu vergleichen. Die Operation wird an zwei Patientenmodellen durchgeführt. Für das erste Modell wird die gemessene Resektion bei 3 Grad und 9 Grad sowie kinematische Ausrichtung durchgeführt. Bei der zweiten wird zusätzlich zu den anderen drei Konfigurationen auch eine gemessene Resektion bei 12 Grad durchgeführt. Die Bewegung der Patella wird am Modell in Abhängigkeit vom Knieflexionswinkel gemessen. Zur genauen Messung der Kinematik wird ein Tracker in der Mitte der Patella angebracht. Auf diese Weise können alle sechs Freiheitsgrade unabhängig voneinander gemessen werden. Sie sind in der Abbildung 63 dargestellt.

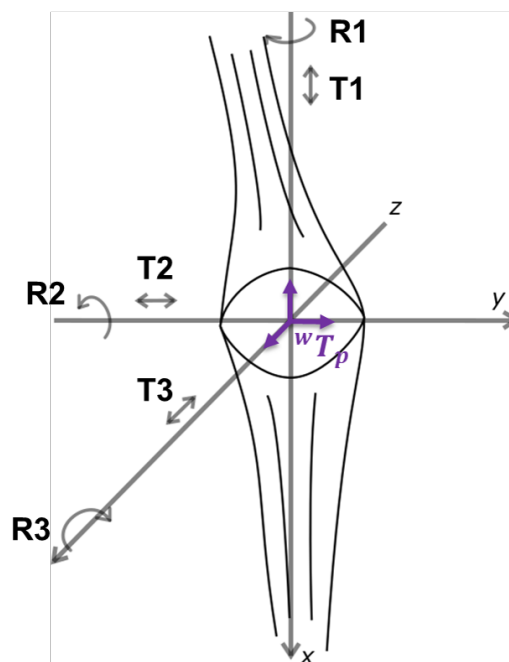


Abbildung 63: Darstellung der verschiedenen Rotationen und Translationen (6 Freiheitsgrade) der Patella.

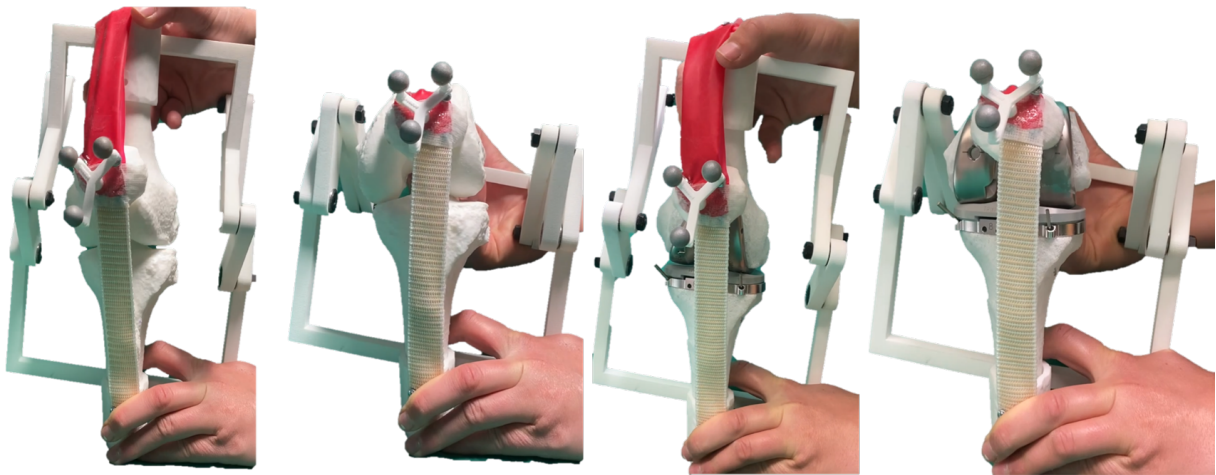


Abbildung 64: Messung der Position der Patella bei Beugung am Modell für das natürliche Knie und das Knie mit Prothese.

Der Quadrizeps wird durch ein elastisches Band ersetzt, das an der Oberseite des Modells und an der Patella befestigt wird, und das Patellaband durch ein nicht elastisches Band, das für den Versuch in Höhe der Tuberositas tibiae oder des Ansatzpunktes des Patellabandes in Höhe des Tibias und auch an der Patella befestigt wird (Abbildung 64).

Die Werte der Roll-Nick-Gier Drehwinkel (Craig, 2005) r_1 , r_2 und r_3 und jeder Translation t_1 , t_2 und t_3 werden dank der durch die Messung erhaltenen Transformationsmatrix sT_p der Patella im Koordinatensystem der Patella in der Ausgangsposition berechnet:

$${}^sT_p = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & t_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & t_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$r_1 = \tan^{-1} \frac{-x_3}{\sqrt{x_1^2 + x_2^2}}$$

$$r_2 = \tan^{-1} \frac{y_2}{z_3}$$

$$r_3 = \tan^{-1} \frac{x_2}{x_1}$$

Diese Winkel sind zwischen den verschiedenen Prothesenkonfigurationen anschließend vergleichbar, da die Position relativ zur Position der Kniescheibe bei der Streckung des Knies die Beobachtung extremer Bewegungen und Blockierungen der Kniescheibe an der Prothese ermöglicht.

7.5.2 Ergebnisse

Für jeden der sechs Freiheitsgrade wird die Bewegung der Patella mit der Infrarot-Stereokamera gemessen. Der Beugungswinkel wird mit einem zusätzlich auf dem Mechanismus positionierten Tracker gemessen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Bewegung der Patella in Abhängigkeit von der Position der Prothese variiert. Die erhaltenen Kurven sind das Ergebnis einer polynomialen Interpolation über mehrere Beugungen und Streckungen des Modells. Die erhaltenen Kurven der verschiedenen Konfigurationen haben eine vergleichbare Form. Eine stärkere Ähnlichkeit zwischen der natürlichen Bewegung der Kniescheibe und der Bewegung der Kniescheibe, wenn die Prothese nach außen gerichtet ist, ist zu beobachten.

Die Bewegung der Kniescheibe wird bei drei Patienten mit der preoperativen Bewegung verglichen. An jedem Modell werden die drei Operationstechniken getestet. Die sechs Freiheitsgrade werden mit dem Tracker und der Infrarot-Stereokamera gemessen, und zwar für jeden Patienten und jede Prothesenposition. Abbildung 65 zeigt das Modell von Patient 1 mit einer nach gemessener Resektion mit 3 Grad Außenrotation (Measured Resection oder MR 3°) ausgerichteten Prothese. Der Tracker, der zur Messung der Kinematik der Patella verwendet wird, ist ebenfalls abgebildet. Die detaillierten Ergebnisse für Patient 2 sind in Abbildung 66 dargestellt. Für jeden Freiheitsgrad werden die Messungen von drei Flexionen des Modells durch ein Polynom vom Grad 6 nach der Methode der Minimierung des quadratischen Abstands zwischen dem Modell und der Messung interpoliert. Die Kurven zeigen, dass im Fall von MR 3° eine anfängliche Rotation auftritt, die eine Fehlstellung der Kniescheibe auf der Oberfläche der Oberschenkelkomponente für die ersten zehn Flexionsgrade anzeigt. Diese ruckartige Rotation kann beim Patienten Schmerzen verursachen und ist ein Hinweis auf eine laterale Fehlstellung der Kniescheibe. Die Ergebnisse von Patient 2 zeigen eine Tendenz zu einer lateralen Kippung der Patella, eine Flexion entlang der Oberfläche des Femurs, eine laterale Rotation und eine proximale, laterale und posteriore Translation entlang ihrer eigenen Achsen von der Extensions- zur Flexionsposition. Bei der MR 9° (Measured Resection mit 9 Grad Außenrotation) wird bei diesem Patienten eine stärkere Flexion und posteriore Translation der Patella beobachtet. Diese beiden Parameter veranschaulichen ein besseres Abrollen nach hinten im Kniegelenk, was mehr Stabilität und einen größeren Winkelbereich der Kniebeugung bedeutet. Der größte Abstand zwischen den Kurven ist bei der lateralen Translation zu beobachten. KA führt zu einer sehr geringen medial-lateralen Translation, während MR 9° zu einer lateralen Translation führt, die der des nativen Knies ähnelt und sich nach 40 Grad Beugung stabilisiert. Die Patella des nativen Knies kehrt nach der medialen Translation bei etwa 40 Grad Beugung in ihre Ausgangsposition zurück. Bei MR 3° ist die mediale Translation bei 30 Grad größer als bei allen anderen Konfigurationen, was eine größere Veränderung der Richtung der Patellasehnenspannkkräfte und damit mögliche Schmerzen für den Patienten bedeutet.

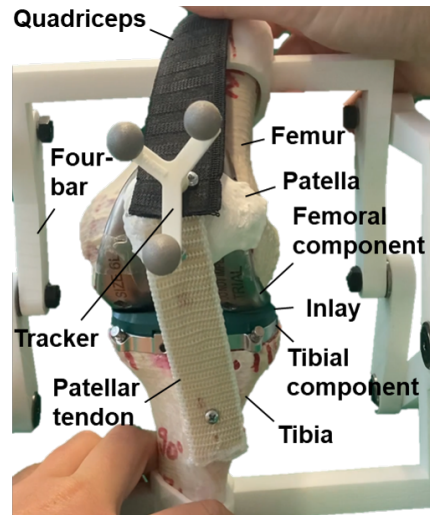


Abbildung 65: Abbildung des 3D-Modells von Patient 1 mit duplizierten Knochen nach Prothesenimplantation mittels MR und 3 Grad Außenrotation.

Tabelle 3 zeigt den Rotations- und Translationsfehler zwischen der postoperativen Kurve und der natürlichen Kniekurve. Dieser Fehler wird für jeden der sechs Freiheitsgrade und für jedes der drei Modelle berechnet. Die fettgedruckten Werte entsprechen dem minimalen Fehler für einen Patienten für einen bestimmten Freiheitsgrad. Insgesamt weist MR 9° mit 9 Minima die meisten Minimalwerte auf, verglichen mit MR 3° mit nur drei Minimalwerten. Bei den Patienten 1 und 2 scheint die MR 9°-Konfiguration eine Patellabewegung mit dem geringsten Fehler zur natürlichen Bewegung zu liefern. Bei Patient 3 hingegen weist die KA-Konfiguration die meisten minimalen Fehlerwerte auf. Vergleicht man jedoch die KA-Werte mit MR 9°, so beträgt die Summe der Rotationsfehler 6,2 Grad für MR 9° und 6,5 Grad für KA, und die Summe der Translationsfehler beträgt 5 mm für MR 9° und 5,9 mm für KA. Es gibt also weniger Extremwerte für MR 9° bei Patient 3, was wiederum eine Präferenz für eine Außenrotation der Prothese zeigt.

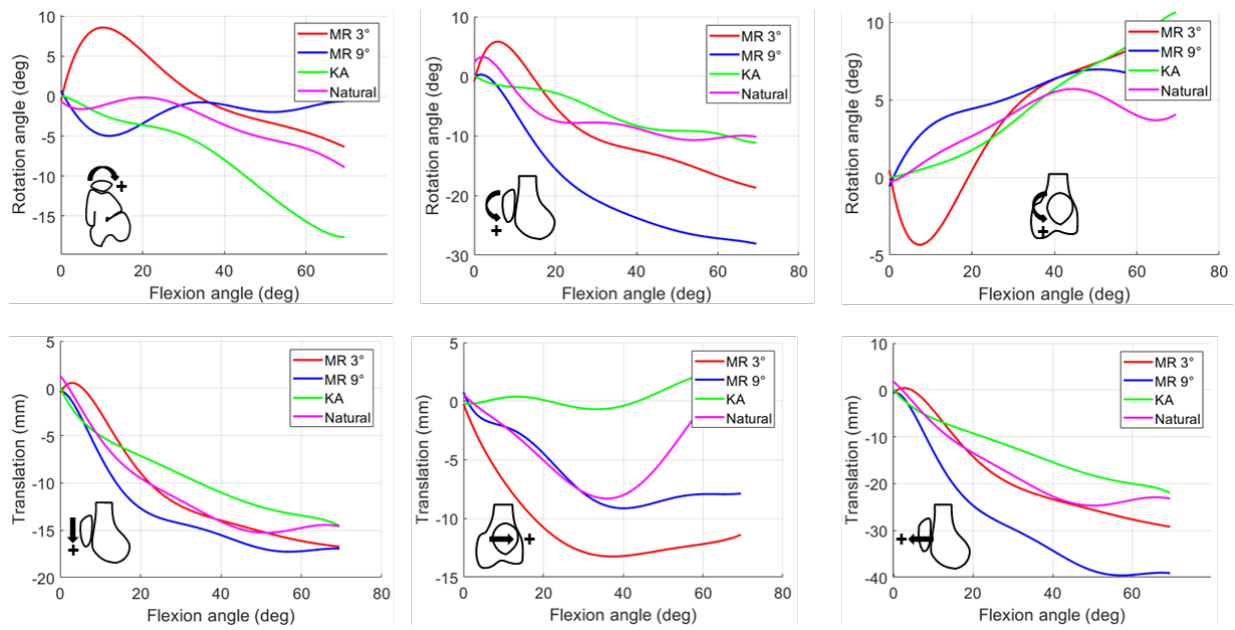


Abbildung 66: Pre- und postoperative Patellakinematik von Patient 2, die die Unterschiede zwischen MR 3°, MR 9° und KA-Konfigurationen für jeden Freiheitsgrad.

Tabelle 3: Winkel- und Translationsfehler zwischen der postoperativen und der nativen Patellakurve bei den drei Patienten.

Konfig.	MR 3°			MR 9°			KA		
Patient Nr.	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Error R1 (°)	2.7	3.9	6.0	5.0	3.2	3.6	4.2	4.7	5.0
Error R2 (°)	3.5	4.2	3.1	1.9	11.7	1.1	1.7	1.9	0.8
Error R3 (°)	2.0	2.7	1.0	1.8	1.6	1.5	2.6	1.8	0.7
Error T1 (mm)	8.1	1.0	0.7	3.3	2.1	0.7	5.3	1.9	0.6
Error T2 (mm)	5.5	6.8	1.9	3.3	2.6	2.5	3.6	4.4	0.9
Error T3 (mm)	9.7	2.1	5.4	2.4	11.2	1.8	4.8	4.3	4.4

In den drei Modellen validieren die Ergebnisse die Hypothese einer größeren Ähnlichkeit der Patellakinematik für eine nach außen orientierter Position der Prothese. MR 9° ist besser angepasst, um die ursprüngliche Bewegung zu reproduzieren und bedeutet daher weniger Druck auf die Patella und weniger Spannung auf die Bänder und Muskeln, die an der Kniebeugung beteiligt sind.

7.6 Untersuchung der pre- und postoperativen Kinematik des Knies: Lift-off

7.6.1 Experimente

Bei den drei Modellen, die zuvor für die Messung der Patellakinematik verwendet wurden, wird der Lift-off für jede Prothesenposition und für das natürliche Knie gemessen. Der Lift-off entspricht dem Raum zwischen dem Femurkondylus und dem Tibiaplateau. In diesem Experiment wird er zwischen dem lateralen Kondylus und dem Inlay der Prothese bei 90 Grad Beugung gemessen. Ein medialer Lift-off wurde nicht beobachtet. Die durchgeführte Messung ist in Abbildung 67 dargestellt. Das Bild des Modells zeigt das Knie von Patient 2 nach der Implantation der Prothese nach MR 3°. Diese Konfiguration entspricht dem höchsten Lift-off aller Experimente.

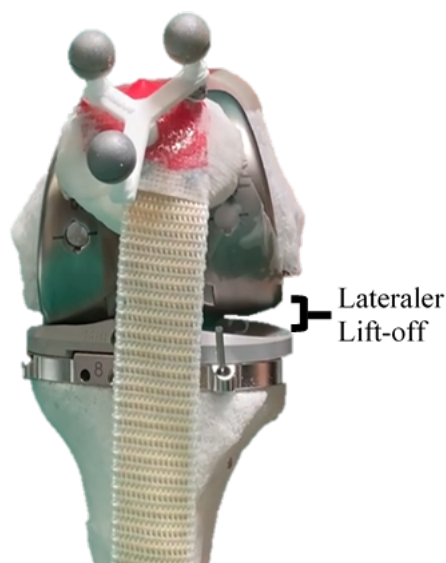


Abbildung 67: Illustration des größten lateralen Lift-offs für Patient 2 mit einer Konfiguration von MR 3° bei 90 Grad Beugung.

7.6.2 Ergebnisse

Der Lift-off wird für jede Konfiguration gemessen und mit dem preoperativen Wert verglichen. Dieser Parameter zeigt den Einfluss der kinematischen Beschränkungen der Kreuzbänder auf die Stabilität des Kniegelenks für jede Implantatposition. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 aufgeführt. Bei allen drei Patienten ist der am Modell beobachtete Lift-off nur lateral. Die gemessenen

Werte zeigen, dass bei der MR 9°-Konfiguration bei den Patienten 1 und 2 kein Lift-off und bei Patient 3 ein Lift-off von 1 mm vorliegt, was eine höhere Außenrotation der Femurkomponente befürwortet. Die Knie der Patienten 2 und 3 mit Osteoporose hatten vor der Operation einen lateralen Lift-off von 3 mm. Die kinematische Ausrichtung (KA) kommt diesem Wert bei diesen Patienten am nächsten, was zu einem postoperativen lateralen Lift-off von 4 beziehungsweise 3 mm führt. Der größte Lift-off wird bei der MR 3°-Konfiguration bei Patient 2 gemessen.

Tabelle 4: Prä- und postoperative laterale Lift-off-Werte für die drei Modelle der Patienten.

Config.	MR 3°	MR 9°	KA	Natural
Pat. 1	5	0	2	0
Pat. 2	6	0	4	3
Pat. 3	3	1	3	3

7.7 Untersuchung der Tibiakinematik am Computermodell

7.7.1 Experimente

Das am Modell durchgeführte Experiment besteht darin, die Kinematik der Tibia vor und nach der Operation zu vergleichen und zu validieren, dass die Simulation mit der Messung am Patienten vergleichbar ist. Dazu wird eine Prothese manuell auf dem Modell platziert, wobei die Geometrie der Knieknochen berücksichtigt wird (Abbildung 68).

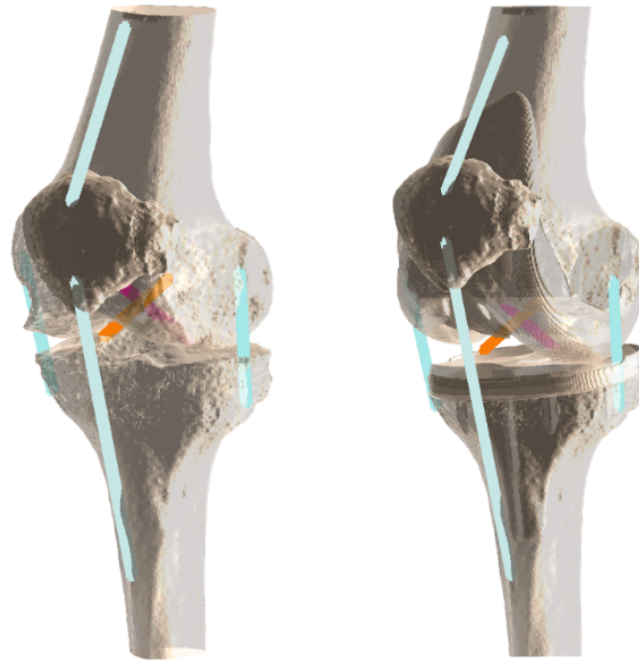


Abbildung 68: Visualisierung des Mehrkörpermodells ohne und mit Prothese.

7.7.2 Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass die Simulation bei den Drehwinkeln nahe an der Messung am Patienten liegt. Der Einbau der Prothese führt jedoch zu einer radikalen Veränderung der Kinematik. Dies ist auf die durch die Prothese verursachte Geometrieänderung zurückzuführen (Abbildungen 69-70).

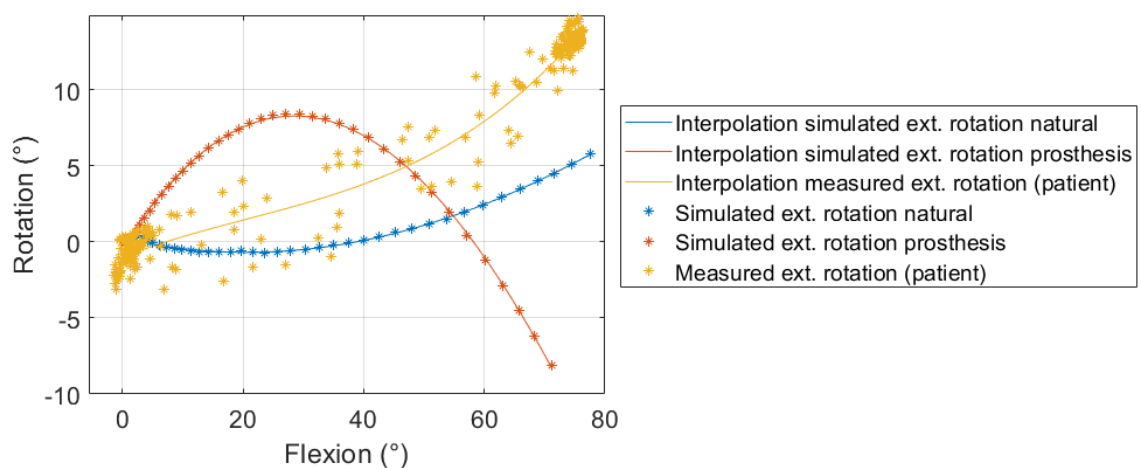


Abbildung 69: Darstellung der Außenrotation der Tibia für die Simulation des Mehrkörpermodells im Vergleich mit der Messung am Patienten und nach der virtuellen Positionierung der Prothese für Patient 1.

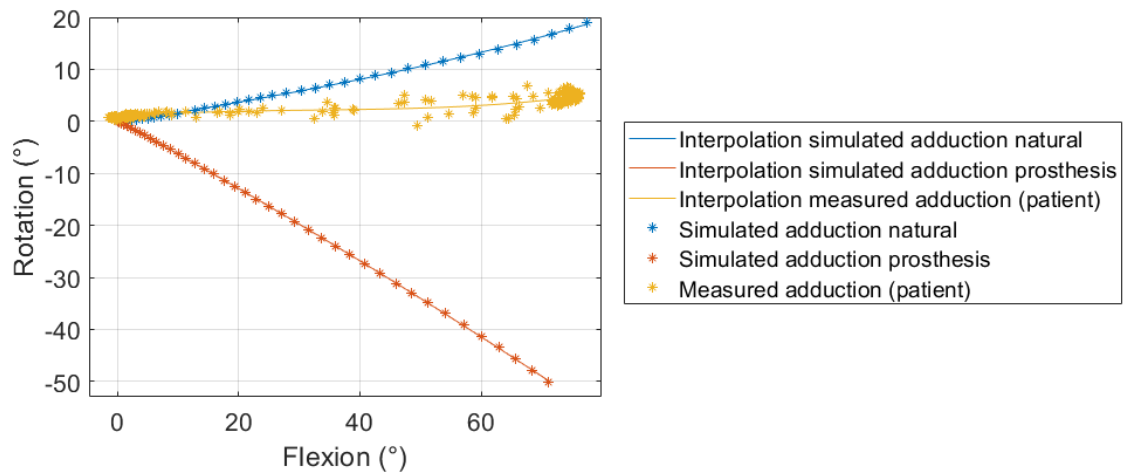


Abbildung 70: Darstellung der Adduktion der Tibia für die Simulation des Mehrkörpermodells im Vergleich mit der Messung am Patienten und nach der virtuellen Positionierung der Prothese für Patient 1.

Die Rotationskurven zeigen eine Innenrotation der Tibia und eine Abduktion nach Implantation der Prothese auf dem Computermodell. Die Innenrotation der Tibia nach der Implantation im computergestützten Modell zeigt, dass die Bewegung im Vergleich zum nativen Knie nach innen gerichtet ist. Dadurch wird erneut die Bedeutung der Außenorientierung der Prothese belegt.

Diese Änderung der Kinematik führt zu einer Änderung der Spannungsrichtung der von der Tibia mitgezogenen Patellasehne. Da sich die Nervenverbindungen im Bereich des Bandansatzes befinden, kann dadurch beim Patienten ein Schmerz ausgelöst werden. Allerdings handelt es sich hierbei nur um ein Computermodell, das nicht an einem Kadavermodell des Knies validiert wurde, sodass keine Aussagen des Einflusses der Prothese an Patienten möglich sind. Eine Validierung wäre ebenso erforderlich wie weitere Tests mit Hilfe von gedruckten Modellen oder intraoperativen Messungen, die im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt wurden.

7.8 Diskussion

7.8.1 Messung der Drehwinkeln des Kniegelenks

Die Messung der Kniekinematik erlaubt es zunächst, den Ablauf der Bewegung zu bestimmen, um ein Modell zu erstellen oder verschiedenen Knie miteinander zu vergleichen. Studien über die Gehbewegung haben gezeigt, dass eine Messung der Bewegung mit optischen oder inertialen Sensoren möglich ist (Yan et al., 2019). Die Sensoren werden entweder direkt auf der Haut platziert oder auf einen Verband, der je nach Forschung unterschiedlich hart ist (Dumas and Cheze, 2009).

Die Untersuchungen dienen in erster Linie dazu, die Bewegung des Knies zu erfassen, aber nicht dazu, die Sicht des Chirurgen zu verbessern. In diesem Ansatz ermöglicht das entwickelte System eine Live-Darstellung von Rotationswinkeln des Knies. Durch die Form der Kurve kann der Chirurg dasselbe Knie zu zwei verschiedenen Zeitpunkten oder zwei verschiedene Knie vergleichen. Die Ergebnisse zeigen ein hohes Reproduzierbarkeitspotential der Methode. Mit dieser Methode lässt sich auch feststellen, ob eine Symmetrie zwischen den beiden Knien desselben Patienten besteht.

7.8.2 3D-Visualisierung der Kniekinematik des Patienten

Methoden zur Modellierung der Kniekinematik werden mit dem Ziel durchgeführt, die Kniebewegung als komplexen Mechanismus zu verstehen. Diese Modelle basieren auf Kadavern und werden mit der Finite-Elemente-Methode simuliert, was die Modellierung von Weichgewebe ermöglicht (Cooper et al., 2019). Diese komplexen Modelle ermöglichen ein umfassendes Verständnis der Kniebewegung und der Auswirkungen der Prothese auf das Tibiofemoralgelenk. Allerdings wird die Patella nicht modelliert, und die Modelle sind meist repräsentativ für einen bestimmten Patienten, ohne besondere Kenntnis der Eigenschaften des modellierten Knies. Die Auswirkung der Position der Prothese auf einen bestimmten Patienten mit den Symptomen für einen totalen Gelenkersatz ist nicht beobachtbar, da dies eine komplexe Neumodellierung und Validierung des Modells für einen neuen Patienten erfordert.

Das in dieser Forschung vorgeschlagene System ermöglicht es, die Kniebewegung direkt zum Zeitpunkt der Diagnose des Patienten zu visualisieren. Darüber hinaus ist eine biomechanische Modellierung möglich, die die Berechnung der an der Kniebeugung beteiligten Kräfte erlaubt. Im Vergleich zu aktuellen Systemen ermöglicht diese Visualisierung und Modellierung eine prä- und postoperative Sicht auf die Kniebewegung sowie die Auswirkungen der Prothese auf die Kinematik der Patella.

7.8.3 Beobachtung am gedruckten Modell der prä- und postoperativen Unterschiede

Die Methoden zur Beobachtung der prä- und postoperativen Kniebewegung werden derzeit an Kadavern durchgeführt (Maderbacher et al., 2017). Allerdings ist es mit diesen realen Modellen nicht möglich, die Operation mehrfach zu reproduzieren und die prä- und postoperativen Ergebnisse zu vergleichen. Das im Rahmen dieser Forschung entwickelte Modell ermöglicht es, die Operation auf verschiedene Varianten durchzuführen und die Auswirkungen auf die Kniebewegung zu beobachten. Mit diesem Modell ist es auch erstmals in der Literatur möglich, die Bewegung der Patella für die verschiedenen Konfigurationen der Prothese zu vergleichen.

Die Ergebnisse der an drei verschiedenen Patienten durchgeführten Versuche zeigen, dass die Position der Prothese eine Rolle dabei spielt, wie die Patella von der Oberfläche des Oberschenkels geführt wird. Die beste Position der Prothese ist in der Literatur umstritten, obwohl die kinematische Ausrichtung dank einer besseren Berücksichtigung der Anatomie des Patienten zunehmend geschätzt wird (Blakeney et al., 2019). Dank der im Rahmen dieser Forschung durchgeführten Experimente konnte am Modell gezeigt werden, dass eine Ausrichtung der Prothese nach außen die Bewegung der Kniescheibe näher an die natürliche Bewegung bringt, und den Lift-off reduziert.

7.9 Zusammenfassung

Die Kniegelenkersatzoperation ist für den Chirurgen ein hochkomplexer Eingriff, der Fähigkeiten zur Visualisierung im Raum und Präzision während der Operation erfordert. Die heutigen Assistenzmethoden helfen dem Chirurgen, das Tibiofemoralgelenk nach dem Einsetzen der Prothese besser zu beurteilen und entsprechend der Planung des Chirurgen zu positionieren. Die in dieser Arbeit vorgestellte Forschung stellt einen neuen Ansatz zur Validierung der Planung des Chirurgen an einem patientenspezifischen 3D-gedruckten Modell dar. Die Ergebnisse zeigen, dass die Außenorientierung der Prothese die Bewegung der Patella verbessert. Die Patella spielt eine wichtige Rolle im Kniegelenk. Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenks sind eine der häufigsten Ursachen dafür, dass Patienten eine Revisionsoperation benötigen. Die Messung der tibialen Rotationswinkel sowie die Computersimulation fügen der Diagnose eine neue Dimension hinzu, mit der Anomalien vor der Operation erkannt und die optimale Position der Prothese für jeden Patienten in 3D am Computer vorgesehen werden können. Die am Modell der während dieser Arbeit untersuchten Personen als mechanisch passend erkannte Position ist genau die Position, die auch der chirurgische Projektpartner während der Ersatzoperation als ideal ansieht.

Die zukünftige Entwicklung dieses Projekts könnte zu einer Planungssoftware führen, die die Ergebnisse berücksichtigt, die an verschiedenen Modellen und mit verschiedenen Prothesen auf dem aktuellen Markt erzielt wurden. Das zukünftige Ziel ist es, die optimale Position der Prothese automatisch zu berechnen, um dem Chirurgen einen Operationsplan vorzuschlagen, den er auf konventionelle Weise mit Schnittschablonen oder mit Hilfe von computergestützten Lösungen wie Navigation oder Robotik durchführen kann.

Literaturverzeichnis

- Arab, A. Z. E.-A., Merdji, A., Benaissa, A., Roy, S., Bachir Bouiadjra, B.-A., Layadi, K., Ouddane, A. and Mukdadi, O. M. (2020) 'Finite-Element analysis of a lateral femoro-tibial impact on the total knee arthroplasty', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 192, p. 105446.
- Armstrong, A. D., Brien, H. J., Dunning, C. E., King, G. J., Johnson, J. A. and Chess, D. G. (2003) 'Patellar position after total knee arthroplasty: influence of femoral component malposition', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 18, no. 4, 458-465.
- Beal, M. D., Delagrammaticas, D. and Fitz, D. (2016) 'Improving outcomes in total knee arthroplasty—do navigation or customized implants have a role?', *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 11, no. 1, 1-7.
- Bellemans, J., Ries, M. D. and Victor, J. M. (2005) *Total Knee Arthroplasty: A Guide to Get Better Performance*, Heidelberg, Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Blakeney, W., Clément, J., Desmeules, F., Hagemeister, N., Rivière, C. and Vendittoli, P.-A. (2019) 'Kinematic alignment in total knee arthroplasty better reproduces normal gait than mechanical alignment', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 27, no. 5, 1410-1417.
- Bontempi, M., Cardinale, U., Bragonzoni, L., Macchiarola, L., Grassi, A., Signorelli, C., Marcheggiani Muccioli, G. M. and Zaffagnini, S. (2017) 'Total knee replacement: intraoperative and postoperative kinematic assessment', *Acta bio-medica : Atenei Parmensis*, vol. 88, Suppl 2, 32.
- Bull, A. M. J., Kessler, O., Alam, M. and Amis, A. A. (2008) 'Changes in Knee Kinematics Reflect the Articular Geometry after Arthroplasty', *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 466, no. 10, 2491-2499.
- Catanzarite, J. B. and Schoenefeld, R. J. (2014) *Patient-specific convertible guides* US8668700.
- Cherian, J. J., Kapadia, B. H., Banerjee, S., Jauregui, J. J., Issa, K. and Mont, M. A. (2014) 'Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications', *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 7, no. 2, 89-95.
- Cooper, R. J., Wilcox, R. K. and Jones, A. C. (2019) 'Finite element models of the tibiofemoral joint: A review of validation approaches and modelling challenges', *Medical Engineering & Physics*, vol. 74, 1-12.
- Craig, J. J. (2005) *Introduction to robotics: Mechanics and control*, 3rd edn, Upper Saddle River, N.J, Pearson/Prentice Hall.
- Dennis, D. A., Komistek, R. D., Kim, R. H. and Sharma, A. (2010) 'Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty', *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 468, no. 1, 102-7.
- Destatis (2021) *Vollstationär behandelte Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern 2020* [Online]. Available at <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drg-operationen-insgesamt.html>.
- Dumas, R. and Cheze, L. (2009) 'Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods', *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 13, 2214-7.

- Ferreira, M. C., Franciozi, C. E. S., Kubota, M. S., Priore, R. D., Ingham, S. J. and Abdalla, R. J. (2017) 'Is the Use of Spreaders an Accurate Method for Ligament Balancing?', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 32, no. 7, 2262-2267.
- Gale, T. and Anderst, W. (2019) 'Asymmetry in healthy adult knee kinematics revealed through biplane radiography of the full gait cycle', *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 37, no. 3, 609-614.
- Gasparutto, X., Moissenet, F., Lafon, Y., Chèze, L. and Dumas, R. (2017) 'Kinematics of the Normal Knee during Dynamic Activities: A Synthesis of Data from Intracortical Pins and Bi-plane Imaging', *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2017.
- Gobbi, A., Espregueira-Mendes, J. and Nakamura, N. (eds) (2014) *The Patellofemoral Joint: State of the Art in Evaluation and Management*, Springer, Berlin, Heidelberg.
- Goodfellow, J. and O'Connor, J. (1978) 'The mechanics of the knee and prosthesis design', *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 60-B, no. 3, 358-69.
- Grood, E. S. and Suntay, W. J. (1983) 'A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee', *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 105, no. 2, 136-144.
- Han-Jun Lee, Yong-Beom Park, Min-Ku Song, Yoon-Ho Kwak and Seong Hwan Kim (2019) 'Comparison of the outcomes of navigation-assisted revision of unicompartmental knee arthroplasty to total knee arthroplasty versus navigation-assisted primary TKA', *International Orthopaedics*, vol. 43, no. 2, 315-322.
- Hargett, Z., Gutierrez, M. and Harman, M. (2020) 'Verification of Manual Digitization Methods During Experimental Simulation of Knee Motion', *Journal of Verification, Validation and Uncertainty Quantification*, vol. 5, no. 3.
- Hume, D. R., Kefala, V., Harris, M. D. and Shelburne, K. B. (2018) 'Comparison of Marker-Based and Stereo Radiography Knee Kinematics in Activities of Daily Living', *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 46, no. 11, 1806-1815.
- Jakopcic, M., Harris, S. J., Rodriguez y Baena, F., Gomes, P., Cobb, J. and Davies, B. L. (2001) 'The first clinical application of a "hands-on" robotic knee surgery system', *Computer Aided Surgery*, vol. 6, no. 6, 329-39.
- Kamat, Y. D., Aurakzai, K. M., Adhikari, A. R., Matthews, D., Kalairajah, Y. and Field, R. E. (2009) 'Does computer navigation in total knee arthroplasty improve patient outcome at mid-term follow-up?', *International Orthopaedics*, vol. 33, no. 6, 1567-1570.
- Kang, K.-T., Son, J., Kwon, O.-R. and Koh, Y.-G. (2017) 'Malpositioning of Prosthesis: Patient-specific Total Knee Arthroplasty Versus Standard Off-the-Shelf Total Knee Arthroplasty', *JAAOS: Global Research and Reviews*, vol. 1, no. 4.
- Kayani, B., Konan, S., Ayuob, A., Onochie, E., Al-Jabri, T. and Haddad, F. S. (2019) 'Robotic technology in total knee arthroplasty: a systematic review', *EFORT Open Reviews*, vol. 4, no. 10, 611-617.
- Kayani, B., Konan, S., Tahmassebi, J., Pietrzak, J. R. T. and Haddad, F. S. (2018) 'Robotic-arm assisted total knee arthroplasty is associated with improved early functional recovery and reduced time to hospital discharge compared with conventional jig-based total knee arthroplasty: a prospective cohort study', *The Bone & Joint Journal*, vol. 100, no. 7, 930-937.
- Keibach, M., Darowski, M., Krueger, S., Schilling, C., Grupp, T. M., Bader, R. and Geier, A. (2020) 'Musculoskeletal Multibody Simulation Analysis on the Impact of Patellar Component Design and Positioning on Joint Dynamics after Unconstrained Total Knee Arthroplasty', *Materials*, vol. 13, no. 10, 2365.

- Khlopas, A., Sodhi, N., Sultan, A. A., Chughtai, M., Molloy, R. M. and Mont, M. A. (2018) 'Robotic Arm-Assisted Total Knee Arthroplasty', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 33, no. 7, 2002-2006.
- Kim, Y.-H., Yoon, S.-H. and Park, J.-W. (2020) 'Does Robotic-assisted TKA Result in Better Outcome Scores or Long-Term Survivorship Than Conventional TKA? A Randomized, Controlled Trial', *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 478, no. 2, 266-275.
- Koh, Y.-G., Park, K.-M. and Kang, K.-T. (2020) 'Finite Element Study on the Preservation of Normal Knee Kinematics with Respect to the Prosthetic Design in Patient-Specific Medial Unicompartmental Knee Arthroplasty', *BioMed Research International*, vol. 2020.
- Lee, W.-T., Russell, K. and Sodhi, R. S. (2020) 'On Transfemoral Prosthetic Knee Design for Natural Human Knee Motion', *Recent Patents on Mechanical Engineering*, vol. 13, no. 1, 49-59.
- Lonner, J. H. (ed) (2019) *Robotics in Knee and Hip Arthroplasty: Current concepts, techniques and emerging uses*, Springer.
- Ludolph, E. and Hierholzer, G. (1980) 'Anatomie und Biomechanik des Kapsel-Bandapparates am Kniegelenk', *Unfallchirurgie*, vol. 6, no. 2, 79-85.
- Lynch, A. F., Rorabeck, C. H. and Bourne, R. B. (1987) 'Extensor mechanism complications following total knee arthroplasty', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 2, no. 2, 135-40.
- Maderbacher, G., Keshmiri, A., Springorum, H. R., Maderbacher, H., Grifka, J. and Baier, C. (2017) 'Influence of Component Rotation in Total Knee Arthroplasty on Tibiofemoral Kinematics—A Cadaveric Investigation', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 32, no. 9, 2869-2877.
- Manning, W. A., Ghosh, K. M., Blain, A., Longstaff, L., Rushton, S. P. and Deehan, D. J. (2018) 'Internal femoral component rotation adversely influences load transfer in total knee arthroplasty: a cadaveric navigated study using the Verasense device', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 26, no. 5, 1577-1585.
- Marter, A. D., Dickinson, A. S., Pierron, F., Fong, Y. K. K. and Browne, M. (2019) 'Characterising the compressive anisotropic properties of analogue bone using optical strain measurement', *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 233, no. 9, 954-960.
- McCarthy, J. M. and Soh, G. S. (2010) *Geometric Design of Linkages*, Springer Science & Business Media.
- Mehliß, V., Leira, M. S., Olaizola, A. S., Scior, W. and Graichen, H. (2019) 'Proven accuracy for a new dynamic gap measurement in navigated TKA', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 27, no. 4, pp. 1189–1195.
- Menschik, A. (2013) *Biometrie: das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße*, Springer-Verlag.
- Nielsen, E. T., Stentz-Olesen, K., Raedt, S. de, Jørgensen, P. B., Sørensen, O. G., Kaptein, B., Andersen, M. S. and Stilling, M. (2018) 'Influence of the Anterolateral Ligament on Knee Laxity: A Biomechanical Cadaveric Study Measuring Knee Kinematics in 6 Degrees of Freedom Using Dynamic Radiostereometric Analysis', *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, vol. 6, no. 8.
- Nietert, M. (1975) 'Untersuchungen zur Kinematik des menschlichen Kniegelenkes im Hinblick auf ihre Approximation in der Prothetik (Doctoral Thesis)'.
- Niki, Y., Sassa, T., Nagai, K., Harato, K., Kobayashi, S. and Yamashita, T. (2017) 'Mechanically aligned total knee arthroplasty carries a risk of bony gap changes and flexion-extension axis displacement', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 25, no. 11, 3452-3458.

- Nogueira, J. B. S., Araújo, L. H. d. C. and Bezerra, M. J. C. 'Planning Primary Total Knee Arthroplasties', in *Primary Total Knee Arthroplasty*.
- Orozco, G. A., Tanska, P., Mononen, M. E., Halonen, K. S. and Korhonen, R. K. (2018) 'The effect of constitutive representations and structural constituents of ligaments on knee joint mechanics', *Scientific Reports*, vol. 8.
- Parenti-Castelli, V. and Di Gregorio, R. 'Parallel Mechanisms Applied to the Human Knee Passive Motion Simulation', in *Advances in Robot Kinematics*, 333-344.
- Peersman, G., Laskin, R., Davis, J., Peterson, M. and Richart, T. (2006) 'Prolonged Operative Time Correlates with Increased Infection Rate after Total Knee Arthroplasty', *HSS Journal*, 2(1), 70-72.
- Perlick, L., Bähis, H., Tingart, M., Perlick, C. and Grifka, J. (2004) 'Navigation in total-knee arthroplasty: CT-based implantation compared with the conventional technique', *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 75, no. 4, 464-70.
- Putman, S., Boureau, F., Girard, J., Migaud, H. and Pasquier, G. (2019) 'Patellar complications after total knee arthroplasty', *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*, vol. 105, no. 1, S43-S51.
- Reimann, P., Brucker, M., Arbab, D. and Lüring, C. (2019) 'Patient satisfaction - A comparison between patient-specific implants and conventional total knee arthroplasty', *Journal of Orthopaedics*, vol. 16, no. 3, 273-277.
- Saadat, S., Pickering, M. R., Perriman, D., Scarvell, J. M. and Smith, P. N. 'Fast and Robust Multi-Modal Image Registration for 3D Knee Kinematics', *2017 International Conference on Digital Image Computing: Techniques and Applications (DICTA)*, 1-5.
- Samuel J MacDessi, Aziz Bhimani, Alexander W R Burns, Darren B Chen, Anthony K L Leong, Robert B Molnar, Jonathan S Mulford, Richard M Walker, Ian A Harris, Ashish Diwan and Jil A Wood (2019) 'Does soft tissue balancing using intraoperative pressure sensors improve clinical outcomes in total knee arthroplasty? A protocol of a multicentre randomised controlled trial', *BMJ Open*, vol. 9, no. 5.
- Sancisi, N. and Parenti-Castelli, V. (2011) 'A New Kinematic Model of the Passive Motion of the Knee Inclusive of the Patella', *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 3, no. 4.
- Schneider, D. K., Gokeler, A., Otten, B., Ford, K. R., Hewett, T. E., Divine, J., Colosimo, A. J., Heidt, R. S. and Myer, G. D. (2017) 'A Novel Mass-Spring-Damper Model Analysis to Identify Landing Deficits in Athletes Returning to Sport after ACL Reconstruction', *Journal of strength and conditioning research*, vol. 31, no. 9, 2590-8.
- Scott, C. E. H., Clement, N. D., Yapp, L. Z., MacDonald, D. J., Patton, J. T. and Burnett, R. (2019) 'Association Between Femoral Component Sagittal Positioning and Anterior Knee Pain in Total Knee Arthroplasty: A 10-Year Case-Control Follow-up Study of a Cruciate-Retaining Single-Radius Design', *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, vol. 101, no. 17, 1575.
- Stronach, B. M., Pelt, C. E., Erickson, J. A. and Peters, C. L. (2014) 'Patient-Specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty Provides No Improvement in Component Alignment', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 29, no. 9, 1705-1708.
- Tanikawa, H., Tada, M., Harato, K., Okuma, K. and Nagura, T. (2017) 'Influence of Total Knee Arthroplasty on Patellar Kinematics and Patellofemoral Pressure', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 32, no. 1, 280-285.

- Thomas J. Heyse, Bilal F. El-Zayat, Ronny De Corte, Yan Chevalier, Susanne Fuchs-Winkelmann and Luc Labey (2018) 'Internal femoral component malrotation in TKA significantly alters tibiofemoral kinematics', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 26, no. 6, 1767-1775.
- van de Groes, S. A. W., Koëter, S., Waal Malefijt, M. de and Verdonschot, N. (2014) 'Effect of medial-lateral malpositioning of the femoral component in total knee arthroplasty on anterior knee pain at greater than 8 years of follow-up', *The Knee*, vol. 21, no. 6, 1258-62.
- Völlner, F., Weber, T., Weber, M., Renkawitz, T., Dendorfer, S., Grifka, J. and Craiovan, B. (2019) 'A simple method for determining ligament stiffness during total knee arthroplasty in vivo', *Scientific Reports*, vol. 9, no. 1, 5261.
- Walldius, B. (1957) 'Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis', *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, vol. 28, sup24, 1-112.
- Wang, C., Xie, S., Li, K., Wang, C., Liu, X., Zhao, L. and Tsai, T.-Y. (2020) 'Multi-view Point-based Registration for Native Knee Kinematics Measurement with Feature Transfer Learning', *Engineering*.
- Weber, M., Worlicek, M., Voellner, F., Woerner, M., Benditz, A., Weber, D., Grifka, J. and Renkawitz, T. (2018) 'Surgical training does not affect operative time and outcome in total knee arthroplasty', *PloS one*, vol. 13, no. 6, e0197850.
- Wood, T. J., Winemaker, M. J., Williams, D. S., Petrucci, D. T., Tushinski, D. M. and de Beer, Justin de V. (2021) 'Randomized Controlled Trial of Sensor-Guided Knee Balancing Compared to Standard Balancing Technique in Total Knee Arthroplasty', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 36, no. 3, 953-957.
- Wouda, F. J., Giuberti, M., Bellusci, G., Maartens, E., Reenalda, J., van Beijnum, B.-J. F. and Veltink, P. H. (2018) 'Estimation of Vertical Ground Reaction Forces and Sagittal Knee Kinematics During Running Using Three Inertial Sensors', *Frontiers in Physiology*, vol. 9, p. 218.
- Yan, W., Xu, X., Xu, Q., Sun, Z., Chen, D., Xu, Z., Jiang, Q. and Shi, D. (2019) 'In vivo gait kinematics of the knee after anatomical and non-anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction—a prospective study', *Annals of Translational Medicine*, vol. 7, no. 24.
- Yoshii, I., Whiteside, L. A., White, S. E. and Milliano, M. T. (1991) 'Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar position', *The Journal of Arthroplasty*, vol. 6, no. 2, 169-177.
- Yuenyongviwat, V., Iamthanaporn, K. and Hongnaparak, T. (2016) 'Lateral facetectomy decreased patellofemoral contact pressure in total knee replacement: A cadaveric study', *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, vol. 8, no. 1, 82-4.

Anhang

Herstellung der Schale - Prototypen

Um die Bewegung des Patienten zu messen, wurden Tracker in 3D erstellt und dann auf einer festen Halterung platziert, die die Artefakte aufgrund der Hautbewegung reduzieren konnte. Alle die gedruckten Teile wurden mit der SG-Library konstruiert.

Der erste Prototyp, zylindrisch, hat die Probleme bei der Realisierung dieser Schalen erkennen lassen. Als erstes muss das Gewicht berücksichtigt werden. Obwohl die Schalen 3D-gedruckt sind und daher aus Kunststoff bestehen, und eher leicht sind, die erste gewählte Form der Schalen ist massiv (Dicke 1 cm) und schwer (Abbildung 71).



Abbildung 71: Erster Prototyp der Schale zur Messung der Kniebeugebewegung. Es handelt sich um eine zylindrische Form (Dicke 1 cm).

Das Ziel des zweiten Prototyps ist es, das Gewicht der Schalen zu reduzieren. Außerdem verursacht die sehr lange zylindrische Form ein Problem der Haftung an der Form des Oberschenkels oder der Unterschenkel. Die Lösung besteht darin, die Haftfläche zu verkleinern und gleichzeitig die notwendige Fläche zu erhalten, um den optischen Tracker zu positionieren und die Stabilität zu bewahren. Der zweite Prototyp hat eine symmetrische Form, breiter an den Seiten des Beins für die Tracker und schmaler an der Befestigung. (Abbildung 72)



Abbildung 72: Zweiter Prototyp der Schale zur Messung der Kniebeugebewegung. Die angepasste Form ermöglicht eine bessere Haftung am Bein des Patienten und reduziert das Gewicht der Schale.

Um den Komfort des Beines zu gewährleisten, wird nach dem Laserschneiden eine Schicht Neopren hinzugefügt. Das Material ist SBR (Styrene-Butadiene Rubber) Neopren von der Firma Neopren Solution GmbH, erreichbar an der Adresse info@neopren-online.de.

Die Tracker wurden ebenfalls 3D gedruckt. Die Koordinaten der Punkte, an denen die Markerkugeln positioniert sind, werden automatisch berechnet. Die erste Version der Tracker wurde komplett 3D gedruckt. Leider sind bei der Manipulation mit dem Patienten die Spitzen der Tracker gebrochen. Als Lösung wurde nur die 3D-Struktur gedruckt und die Kugeln mit Schrauben hinzugefügt. (Abbildung 73)

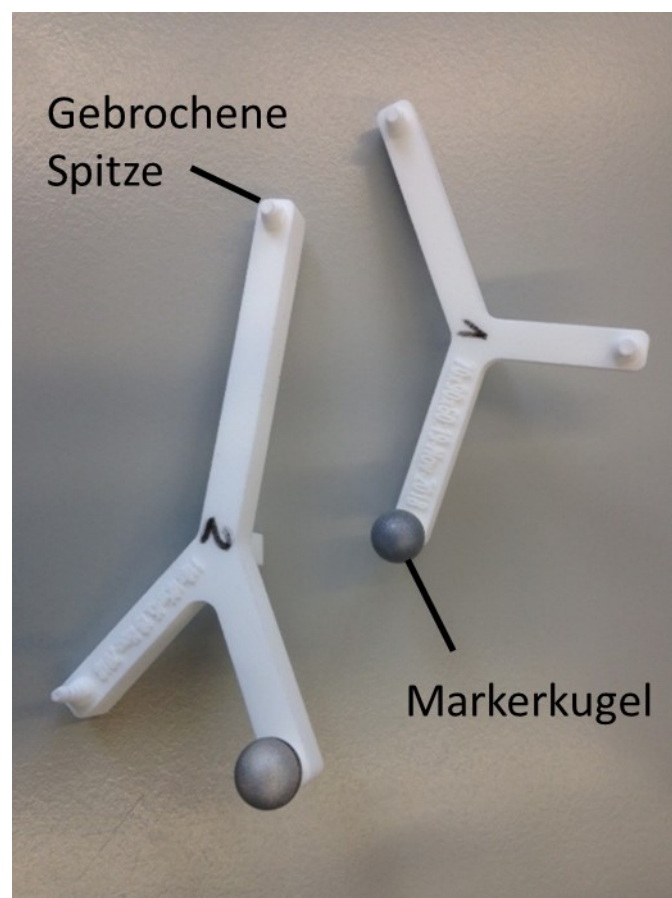


Abbildung 73: Illustration des gebrochenen Trackers nach dem Einsatz im Krankenhaus, nach schneller Handhabung der Schalen. Die Stützen für die reflektierenden Kugeln wurden später durch Metallstützen ersetzt.

Messung der Kniebewegung

Um die Bewegung des Patienten zu messen, wird ein System realisiert, das eine Software umfasst, die die Daten einer Stereokamera ausliest, die die Bewegungen von Trackern erfasst, die am Oberschenkel und an dem Unterschenkel des Patienten angebracht sind. Die Kamera (Polaris Vicra, Northern Digital Inc.) ist auf einem Stativ befestigt, das ausschließlich für die Messung angepasst wurde (Infusionsständer, Kastner Praxisbedarf GmbH). Die Höhe des Stativs sollte ungefähr 80 cm vom Boden betragen, so dass sich die Kamera auf Höhe des Beins des Patienten befindet, der sich in einer sitzenden Position befindet. Die Kamera ist an einem 3D-Gelenkarm (Noga-Arm, Hoffmann-Group) befestigt, so dass der Arzt die Kamera so gut wie möglich auf den Patienten ausrichten kann. Das Ganze steht auf Rädern, so dass das System im Krankenhaus leicht zu handhaben ist. (Abbildung 74)

Die Software ist automatisiert, so dass sich der Arzt um den Patienten kümmern kann, ohne sich um die Datenerfassung zu kümmern. Der Arzt muss nun die Kamera im Blickwinkel des Patientenbeins positionieren, und anschließend beginnt die Messung. Zunächst wird die Streckposition des Patientenbeins erkannt, gefolgt von der Messung der Drehwinkel, die automatisch auf dem bereitgestellten Computer aufgezeichnet wird. (Abbildungen 75-76)



Abbildung 74: Darstellung der Stereokamera zur Messung der Beugebewegung des Patienten.

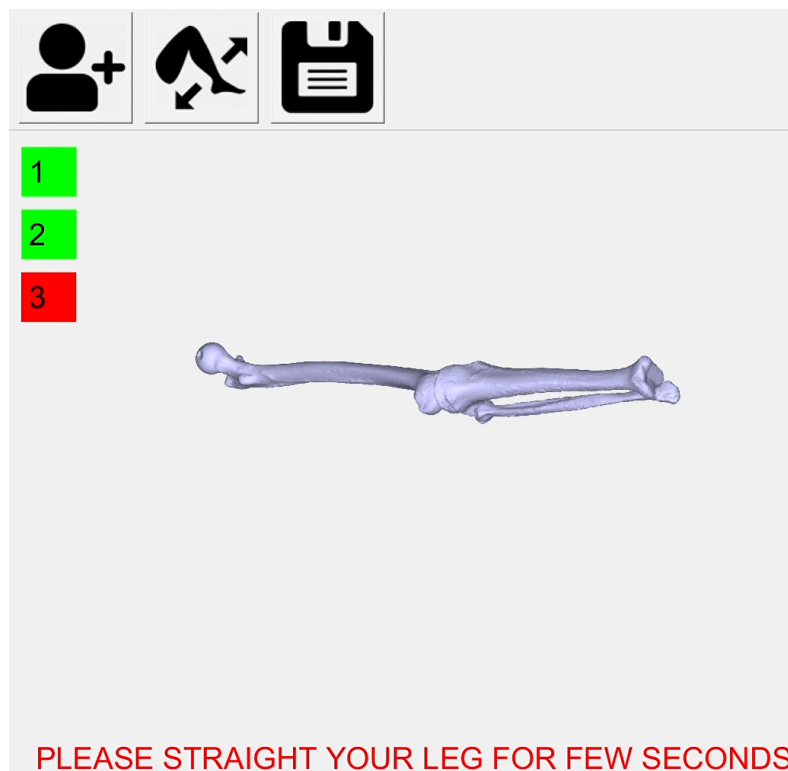


Abbildung 75: Illustration des Programms zur Messung der Bewegung des Patienten, wobei das Bein in einer gestreckten Position gehalten werden muss, um die Startpositionen der beiden Tracker zu erfassen.

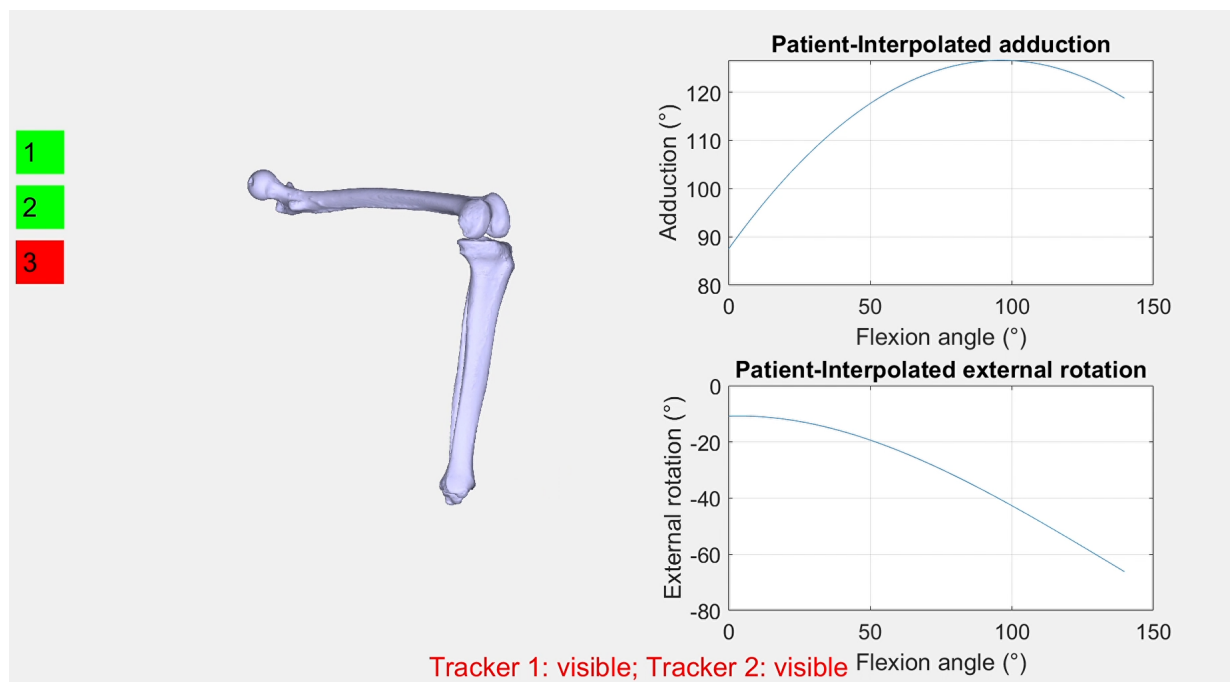


Abbildung 76: Darstellung des Programms zur Messung der Patientenbewegung, während der Aufzeichnung wird die Adduktion und Außenrotation der Tibia relativ zum Femur nach der in dieser Arbeit vorgestellten Methode interpoliert.

Konstruierte Teile

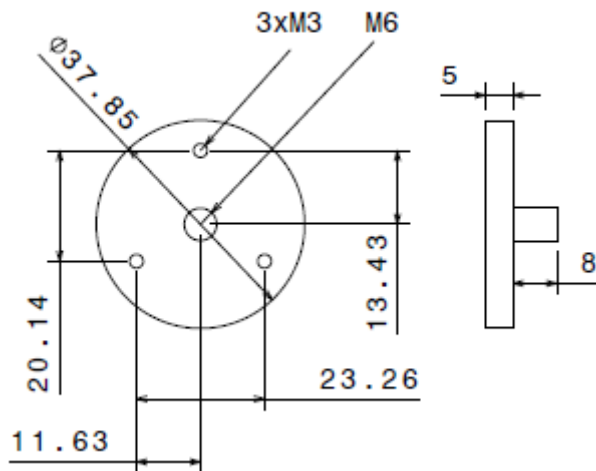


Abbildung 77: Konstruktionszeichnung der Halterung, die die Befestigung der Stereokamera am Noga-Arm ermöglicht.

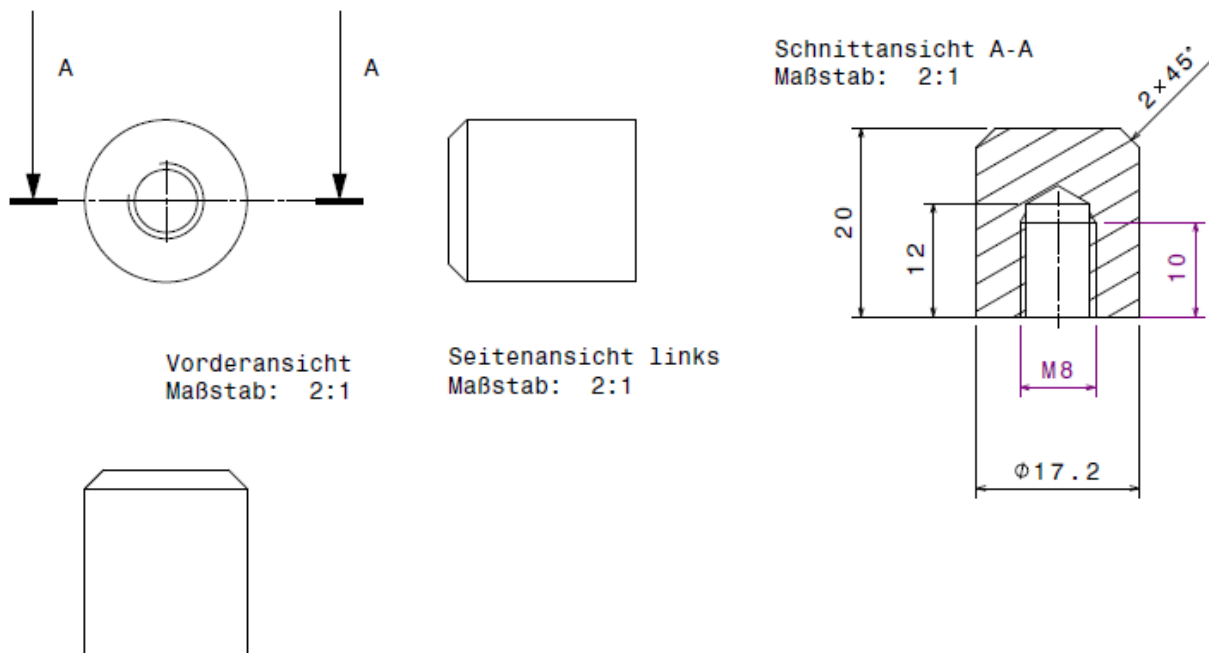


Abbildung 78: Konstruktionszeichnung des Sockels zur Befestigung des Noga-Arms am Stativ.

Unterlagen zur Messung

Messung der Kniebewegung an Patienten

Während dieser Messung führt der Patient mehrere Kniebeugungen und -streckungen durch, um die Flexion, die Innen-/Außenrotation und die Abduktions-/Adduktionswinkel des Patienten zu berechnen.

Zusammenfassung:

Versuchsziel: Der Zweck dieser Messungen ist es, Unterschiede zwischen den Bewegungen der einzelnen Beine zu erkennen, um zu verstehen, ob die Bewegung bei beiden Beinen des Patienten gleich ist und ob Unterschiede in der Bewegung im Falle von Schmerzen zu beobachten sind.

Ergebnis:

Beschreibung

Protokollnummer KNIEMESSUNG14122020

Angewandte Normen keine

Messobjekt Bein des Patienten

Messparameter 3D Bewegung

Grenzparameter/
Annahmekriterien
bzw. erwartete
Werte Translation und Rotation des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel

Messaufbau

Umgebungsbedingungen Normale Bedingungen

Komponenten/Geräte Vicra Kamera, Lenovo TP L480, Schalen zur Messung und optische Tracker

Testkörper/Phantome Phantom vom Bein (Synbone)

Software Knie App, Version vom 10.03.2020 (selbst entwickelt am Lehrstuhl)

Messmittel Vicra Polaris (NDI)

Aufbauanleitung Messaufbau	Kamera anstecken, Kamera mit dem Computer verbinden, Schalen auf den Patienten setzen und Messung anfangen.
-------------------------------	---

Änderungen am Messaufbau wäh- rend der Messung	Keine Veränderung
--	-------------------

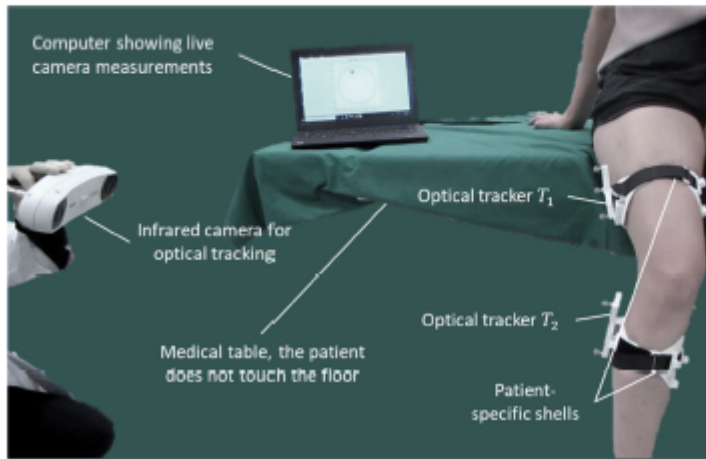


Abb. 1: Messaufbau.

Durchführung der Messung

Messablauf	Der Patient positioniert sein Bein so vor der Kamera, dass die optischen Tracer sichtbar sind. Sobald beide Tracer sichtbar sind, kann die Messung beginnen. Der Patient wird aufgefordert, das Bein zu strecken und den Anweisungen auf dem Bildschirm zu folgen. Der Patient führt dann mehrere Beugungen und Streckungen durch. All dies wird automatisch auf dem Computer aufgezeichnet.
------------	--

Messparameter, Messmittel	Die Beinbewegung wird ab dem Moment, in dem der Patient korrekt positioniert ist, kontinuierlich gemessen.
------------------------------	--

Änderung der Messbedingungen	Keine Änderung
---------------------------------	----------------

Auswertung der Messergebnisse	Anschließend werden die Messungen interpretiert und die Winkel aus der homogenen Transformationsmatrix der Unterschenkel relativ zum Oberschenkel berechnet.
----------------------------------	--

Messprotokoll

Siehe separates Dokument Messprotokoll

Ergebnisse

Die Ergebnisse sind in dem Kapitel Experimente erklärt.

	Datum	Name	Unterschrift
erstellt	14.12.2020	Mercader	
geprüft	14.12.2020		

Messung der Kniebewegung an Patienten: Messprotokoll

Protokollnummer	KNIEMESSUNG14122020
Name	Mercader
Datum	14. Dezember 2020
Ort	Mimed 1130

Gemessene Wert: Transformationsmatrix 1T_2 von dem Unterschenkeltracker relativ zum Oberschenkeltracker an 10 Patienten.

Konnte die Messung problemlos durchgeführt werden?

- Ja
- Nein

Datum	Name	Unterschrift
14.12.2020	Mercader	

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

in Kooperation mit dem Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik (MiMed) der Technischen Universität München arbeiten wir an der Entwicklung und Herstellung eines individualisierten beweglichen Kniemodells zur Visualisierung der unterschiedlichen Kniebeweglichkeit vor und nach Einbringung eines künstlichen Kniegelenkes. Dazu führen wir von außen Messungen mit einer Infrarotkamera durch, welche die Bewegung des Schienbeines gegenüber dem Unterschenkelknochen registriert und aufzeichnet.

Zu diesem Zweck werden jeweils an Ihrem Ober- und Unterschenkel mit Hilfe eines Klettverschlusses eine angepasste Halbschale aus Plastik angebracht, die mit einem reflektierenden Tracker ausgestattet ist.

Die Untersuchung erfolgt im Sitzen und dauert wenige Minuten. Sie beugen und strecken das Kniegelenk ohne Gewichtsbelastung vor der Infrarotkamera, die diese Bewegungen registriert. Die gewonnenen Daten werden sodann vom Computer aufgezeichnet und verarbeitet. Die Bewegungsuntersuchung wird an beiden Kniegelenken (operiertes Kniegelenk und nicht operiertes Kniegelenk) durchgeführt.

Die patientenbezogenen Daten werden ausschließlich von einem am Chirurgischen Klinikum München Süd (CKMS) beschäftigten Arzt erhoben. Für die weitere Auswertung werden alle studienrelevanten Daten sodann anonymisiert. Mit dieser reversiblen Anonymisierung sind die personenbezogenen Daten vor einem Zugriff nicht autorisierter Dritter dauerhaft gesichert. Die anonymisierten Daten werden sodann an die Abteilung für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der Technischen Universität München zur weiteren Entwicklung und Herstellung eines individualisierten beweglichen Kniemodells zur Visualisierung der unterschiedlichen Kniebeweglichkeit vor und nach Einbringung eines künstlichen Kniegelenkes übergeben. Alle mit dieser Studie betrauten Personen sind über die gängigen Datenschutzrichtlinien umfänglich informiert und stimmen der konsequenten Anwendung der Datenschutzrichtlinien der für die Erstellung dieser Studie zu.

Ihre Einwilligung ist freiwillig und kann jederzeit mit Wirkung für die Zukunft widerrufen werden. Eine Verpflichtung zur Bereitstellung Ihrer Daten besteht nicht. Sie können die Einwilligung ohne Nachteile im Hinblick auf Ihre medizinische Behandlung oder das Verhältnis zu Ihrer Ärztin oder Ihrem Arzt verweigern oder widerrufen.



CHIRURGISCHES KLINIKUM
MÜNCHEN SÜD | *endomunich*



Ihre aufklärende Ärztin / Ihr aufklärender Arzt:

Zur Aufklärung stand Ihnen folgende Ärztin / folgender Arzt zur Verfügung:

Vorname: Nachname:

Datum, Unterschrift der Ärztin/des Arztes:,

Ihre Einwilligungserklärung als betroffener Patient:

Vorname: Nachname:

Geburtsdatum (TT/MM/JJJJ):/...../.....

Ich habe die vorhergehenden grundlegenden Patienteninformationen gelesen. Mir wurden überdies die nachfolgenden ausführlichen Patienteninformationen zum Datenschutz rechtzeitig ausgehändigt, so dass ich Gelegenheit hatte, diese zur Kenntnis zu nehmen.

Zudem war es mir möglich, meiner Ärztin / meinem Arzt Fragen zu stellen. Eventuell offene Fragen wurden verständlich und ausreichend beantwortet.

Meine Einwilligung ist freiwillig. Ich weiß, dass ich sie jederzeit mit Wirkung für die Zukunft widerrufen kann.

1. Ich willige in die Verarbeitung meiner personen- und gesundheitsbezogenen Daten im Rahmen der medizinischen Qualitätssicherung und medizinisch-wissenschaftlichen Forschung wie in den Patienteninformationen beschrieben ein. Diese Verarbeitung erfolgt durch das mich behandelnde Krankenhaus. Meine Daten werden nur in pseudonymisierter Form verarbeitet, d.h. mein Name wird durch eine Kennnummer ersetzt. Eine Verbindung der Daten zu meiner Person wird nur innerhalb des behandelnden Krankenhauses hergestellt. Andere Stellen (z.B. Forschungsinstitute) und Personen erhalten nur unter strengen Voraussetzungen Zugang zu diesen Daten; sie müssen insbesondere ein vergleichbar hohes Datenschutzniveau gewährleisten.

- Ja, ich willige in diesen Punkt 1 ein.
- Nein, ich willige in diesen Punkt 1 nicht ein.



CHIRURGISCHES KLINIKUM
MÜNCHEN SÜD | *endomunich*



2. Ich willige darin ein, dass ich evtl. zu einem späteren Zeitpunkt erneut von meinem behandelnden Krankenhaus für die oben beschriebenen Zwecke kontaktiert werde, z.B. zur Gewinnung weiterer Informationen insbesondere zur Nachbehandlung.

- Ja, ich willige in diesen Punkt 2 ein.
- Nein, ich willige in diesen Punkt 2 nicht ein.

Wenn und soweit ich eine Einwilligung erteile, entbinde ich meine behandelnden Ärzte und deren Hilfspersonen im hier und in den Patientinformationen beschriebenen Umfang von Ihrer Schweigepflicht.

Datum, Unterschrift Patientin/Patient:,

Zusätzliche Herausforderungen bei der automatischen Konstruktion des Viergelenks

Positionierung der 3D Daten im Raum

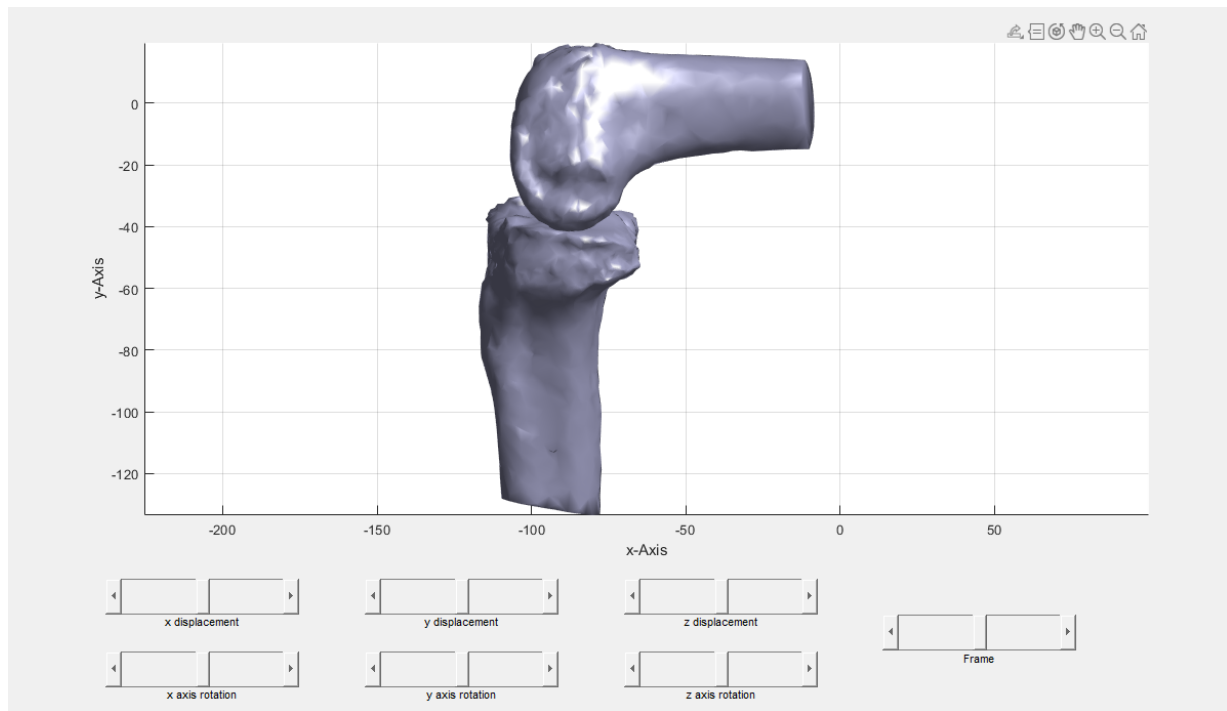


Abbildung 79: Darstellung des 3D-Modells des Patientenknies in der Benutzeranwendung, die die Neupositionierung der Tracker in Bezug auf das Modell ermöglicht.

Das 3D-Modell des Knies aus dem CT-Scan wird zunächst in Bezug auf die Position des Trackers positioniert, und wenn die Probe an den Femurkondylen gemessen wird, wird das Modell entsprechend positioniert. Bei dem CT handelt es sich um eine gestreckte Beinposition. Durch die Berechnung der Position der Tibia relativ zum Tibiatracker wird das Oberflächenmodell der Tibia in die gemessene Flexionsposition am Patienten transformiert. Die Ausgangsposition des Kniemodells in der gestreckten Lage beeinflusst die Flexionsposition. Diese Position kann manuell leicht verändert werden, um die Flexion zu korrigieren. Zu diesem Zweck kann über eine Benutzeroberfläche für jedes Bild geprüft werden, ob die Ausrichtung korrekt ist (Abbildung 79). Die sechs Freiheitsgrade werden ebenfalls angezeigt, so dass die ursprüngliche Position des Kniemodells verändert werden kann. Die Endposition wird gespeichert und zur Erstellung des Modells verwendet. Die Position des Knies in der gestreckten Position ist mit dem Mechanismus für die entsprechende Pose verbunden.

Lesen der Messdaten

Die Daten der Kamera sind die homogenen Transformationsmatrizen des Unterschenkels in Bezug auf den Oberschenkelknochen. Sie werden in einem Textdokument gespeichert, das für jeden Patienten abgerufen werden kann.

```
PROTOKOLL TUM-MIMED FUER KLINIKUM SUED
Geschrieben von Alexandra Mercader
Gestreckte Lage: -0.899016 0.437620 0.016098
0.000000 -0.427961 -0.870190
-0.244168 0.000000 -0.092844
-0.226401 0.969599 0.000000
193.983404 -104.070628 -15.348343
1.000000 Probe: 0.000000 0.000000 0.000000
0.000000 0.000000 0.000000
0.000000 0.000000 0.000000
0.000000 0.000000 0.000000
0.000000 0.000000 0.000000
0.000000 Time: 22.300000
R:
-0.893850 0.447945 0.019412
-0.438036 -0.863200 -0.251017
-0.095685 -0.232875 0.967788
t:
193.395837
-105.319658
-15.598383
Time: 24.050000
R:
-0.869869 0.491536 0.041478
-0.485470 -0.838154 -0.248630
-0.087446 -0.236412 0.967710
t:
192.101676
-108.326518
-16.260021
Time: 24.200000
R:
-0.864674 0.500430 0.043697
-0.494728 -0.833274 -0.246776
-0.087083 -0.234998 0.968087
t:
191.630992
-109.122670
-16.344031
Time: 24.350000
R:
-0.864735 0.500438 0.042371
-0.494516 -0.833693 -0.245783
-0.087675 -0.233491 0.968398
t:
191.764197
-108.857398
-15.950654
Time: 24.500000
```

Analyse der Polkurve der Bewegung

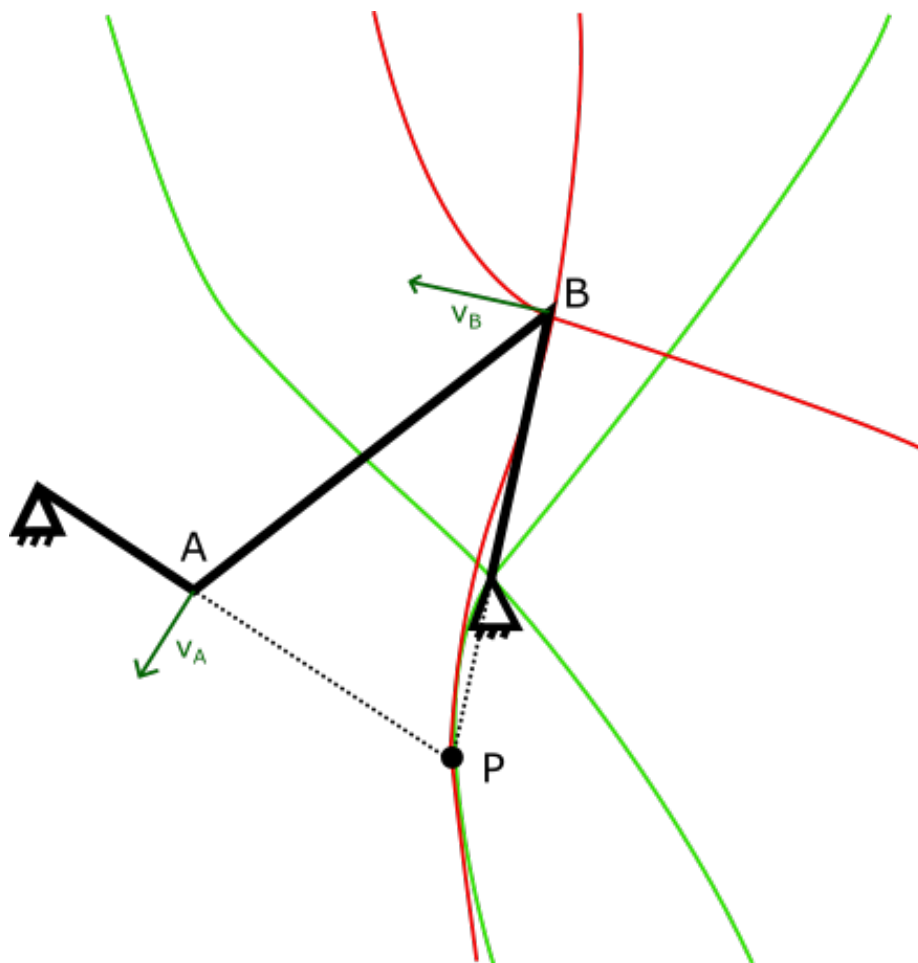


Abbildung 80: Beispiel für einen Viergelenk-Mechanismus und seine ruhende Polkurve (grün), bewegte Polkurve (rot) und Momentanpol P für den Koppel AB.

Die Position und Orientierung des Trackers wird in 3D erfasst und in die Ebene projiziert, die sich statistisch aus den Raumpositionen des geometrischen Mittelpunkts des Trackers ergibt. In der gleichen Ebene können die ruhende Polkurve und die bewegte Polkurve der planaren Bewegung berechnet werden. Die Punkte A und B entsprechen einer Position und einer Orientierung der planaren Trajektorie. Wenn die Geschwindigkeiten v_A und v_B der Punkte A und B bekannt sind, kann der Schnittpunkt P der Senkrechten zu diesen Geschwindigkeiten berechnet werden, der dem Momentanpol des bewegten Objekts an der gegebenen Position entspricht. Die Trajektorie des Punktes P ist die ruhende Polkurve. Die Projektion dieser Kurve in einer gegebenen Position durch Auftragen der Position des Punktes P gegen die Punkte A und B für die weitere Trajektorie wird als bewegte Polkurve bezeichnet (Abbildung 80).

Die Visualisierung dieser Kurven für das Knie eines Patienten zeigt, dass die Bewegung zu Beginn der Beugung zunächst eine Translation ist und dann am Umkehrpunkt der ruhenden Polkurve in eine Rotation übergeht (Abbildung 81).

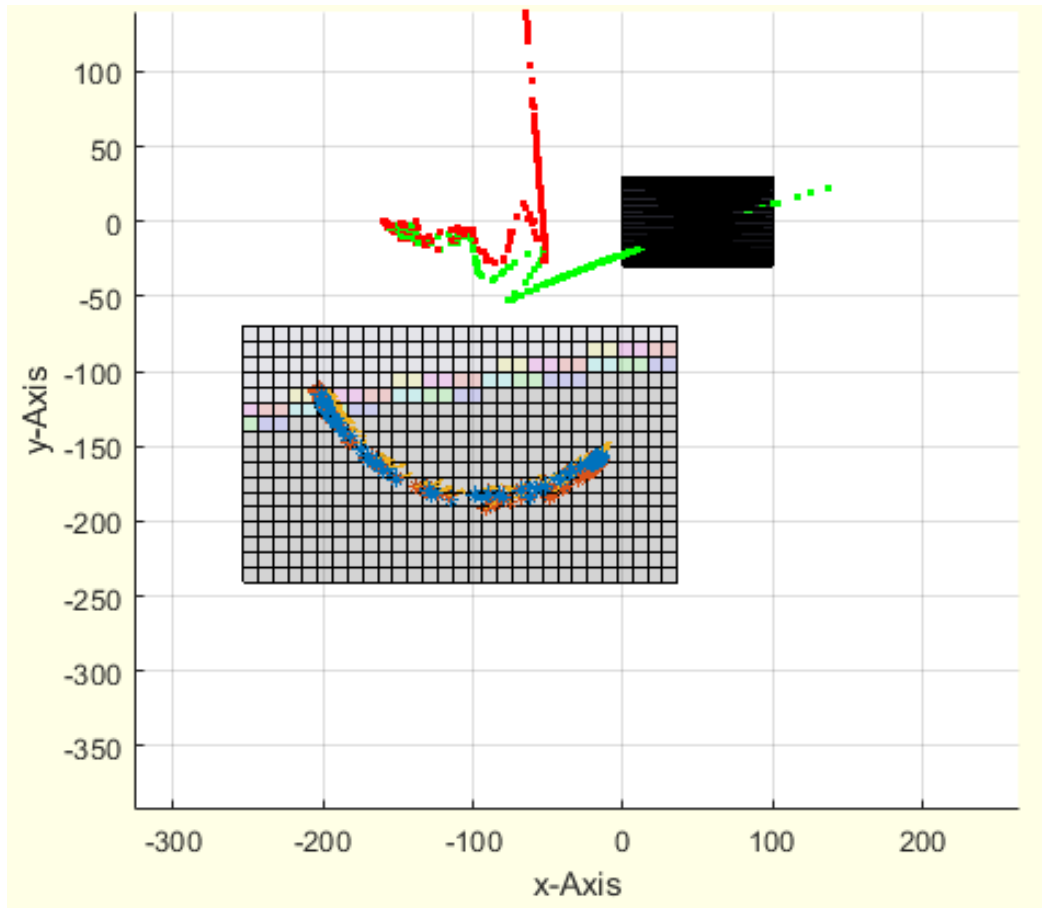


Abbildung 81: Analyse der ruhenden Polkurve (grün) und der bewegten Polkurve (rot) für die Flexionsbewegung des Patienten.

Manuelles Auswählen der Verbindungsposition des Viergelenks

Die Schnittebene zum automatischen Aufbau des negativen Oberschenkelformaufsatzes wird manuell ausgewählt. Dazu wählt der Anwender zwei Punkte aus, die dem Vektor normal zur Schnittebene der Negativform entsprechen. Dieser Vektor wird durch seinen Ursprung und seine Richtung definiert, indem Punkte auf der Modelloberfläche ausgewählt werden. (Abbildung 82)

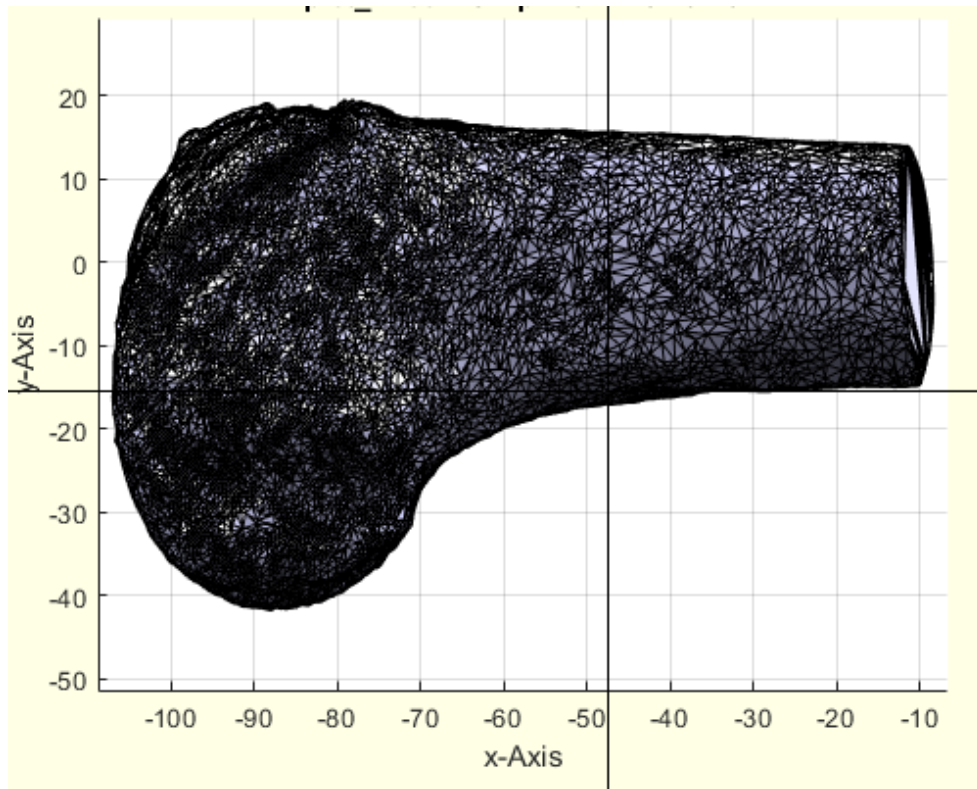


Abbildung 82: Visualisierung der Auswahl der Punkte des Vektors normal zur Schnittebene, die die Begrenzung des Aufsatzes definieren, der dann mit dem Viergelenk verbunden wird.

Mögliche Fehler bei der Erstellung des Modells

Fehler bei der Positionierung des Oberflächenmodells

Die manuelle Positionierung des 3D-Modells im Raum mit dem Computer in Bezug auf den Femur-Tracker, auch wenn die Flexion visuell verifiziert wird, kann durch die Projektion in der Ebene verzerrt werden. Für eine realistische Beugebewegung nach der Projektion in der Ebene sollte das Knie manuell neu positioniert werden, um dank des Viergelenks eine Annäherung an die Realität zu erhalten. Dabei wird die Benutzeroberfläche verwendet, die für die Neupositionierung der Messdaten in Bezug auf das segmentierte Modell vorgesehen ist.

Fehler bei der virtuellen Konstruktion des Viergelenks

Das zur Nachbildung der Kniebeugung erhaltene Viergelenk kann eventuell Kollisionen enthalten, abhängig von der Lösung des Optimierungsalgorithmus. In diesem Fall sind zwei Lösungen möglich, um die Kollision zu vermeiden. Die erste besteht darin, die Optimierungsfunktion zu modifizieren, indem eine Bedingung hinzugefügt wird, die das Kollisionsrisiko während der Bewegung der vier Stäbe analysiert. Diese mathematische Lösung reduziert jedoch den Bereich der möglichen Lösungen für die gegebene Trajektorie. Die zweite Lösung ist eine konstruktive Lösung, die es ermöglicht, die Kollision zu vermeiden, nachdem der Mechanismus am Computer konstruiert wurde. Der Mechanismus kollidiert in der Regel mit dem im theoretischen Teil dieser Arbeit erläuterten Rollback-Phänomen. Um die Kollision zu vermeiden, genügt es dann, die Form eines der Glieder leicht zu verändern, um dem Gelenk während der Bewegung des Viergelenks den Platz zu überlassen. Die Änderung erfolgt manuell entsprechend der erhaltenen Lösung, könnte aber in Zukunft automatisiert werden, indem die Geometrie des Gliedes so verändert wird, dass die Kollision mit dem anderen Gelenk vermieden wird. (Abbildung 83)

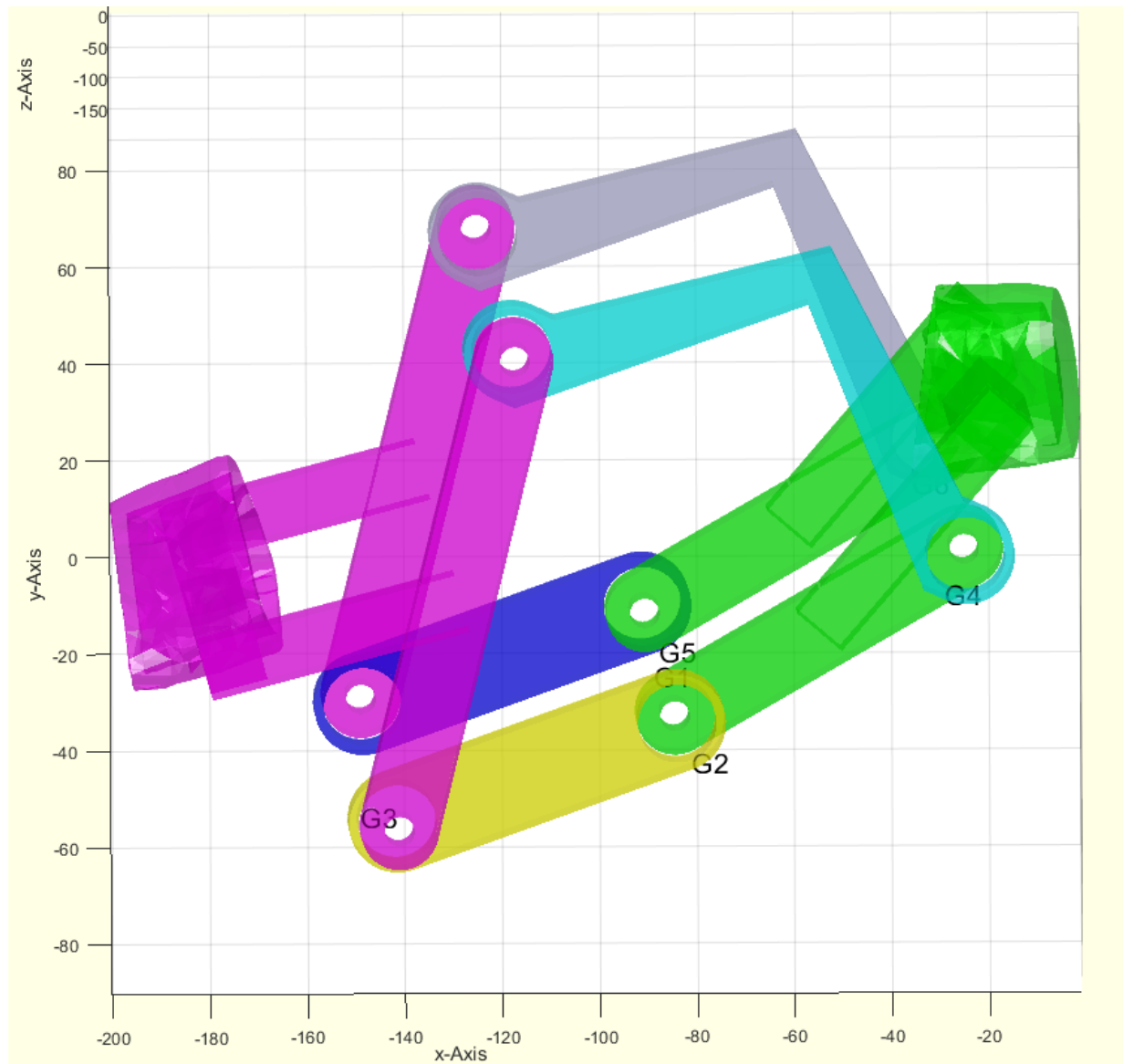


Abbildung 83: Beispiel für die Änderung der Geometrie eines der Glieder, um eine Kollision der Elemente des Mechanismus während der Bewegung des Beugens zu vermeiden.

Fehler beim 3D-Druck

Die Genauigkeit des 3D-Drucks hat auch einen Einfluss auf die Bewegung des Modells. Das Modell wurde mit dem Lasersinterverfahren gedruckt, aber auch, um den Einfluss der Qualität und der Art des 3D-Drucks auf das Modell zu testen, mit dem FDM-Verfahren (Fused Deposition Modeling). Das Ergebnis zeigt, dass die Präzision einen sehr großen Einfluss auf die Bewegung des Modells hat (Abbildungen 84-85). Daher ist es wichtig, eine Lösung zu finden, die finanziell erschwinglich ist, aber die Beibehaltung der Abstände ermöglicht, wie sie am Computer modelliert werden. In einem nächsten Schritt könnten dann andere Druckverfahren wie die Stereolithographie getestet werden.



Abbildung 84: Beispiel für einen Passungsfehler bei der Konstruktion des Mechanismus. Dadurch kommt es zu einer Ungenauigkeit bei der Bewegung des Modells.

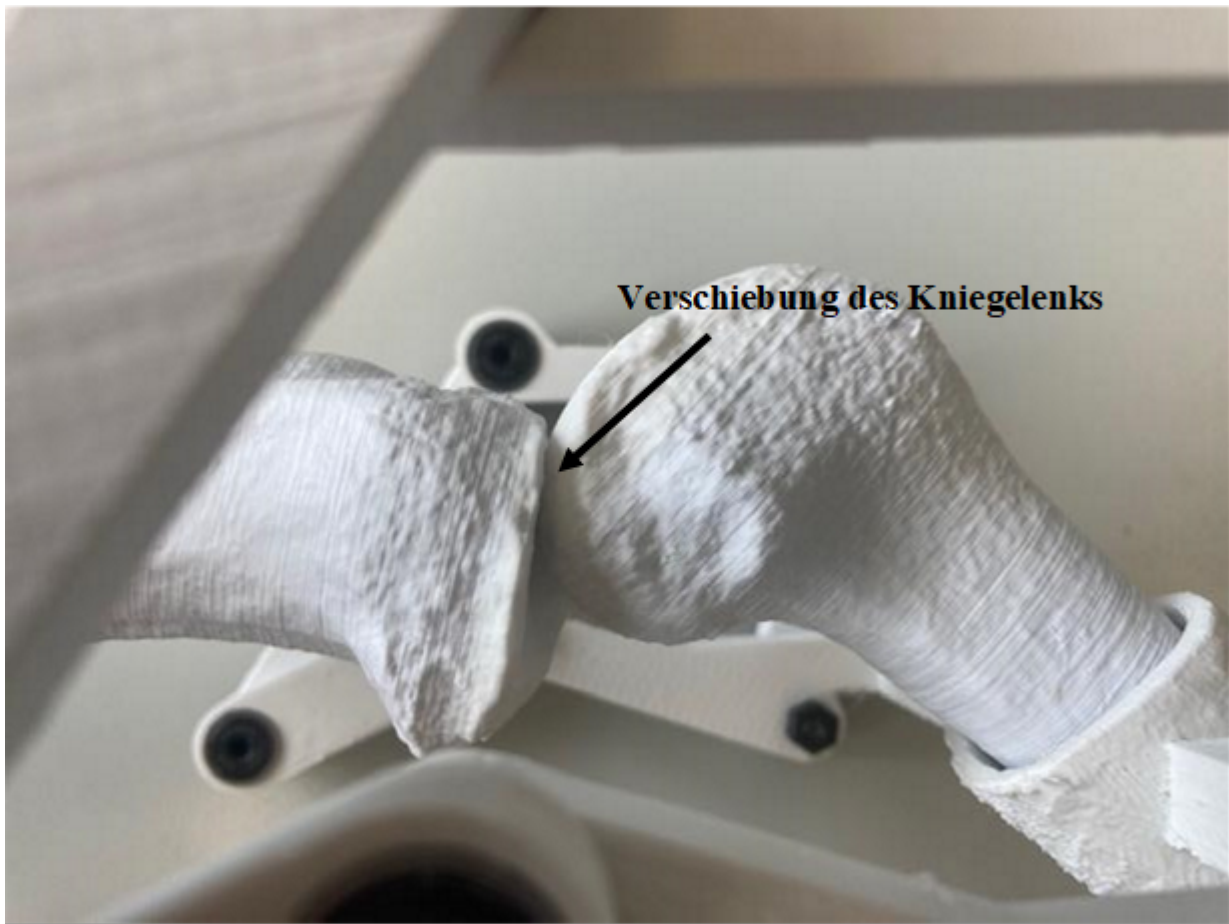


Abbildung 85: Beispiel für die Änderung der Beugebewegung des Modells aufgrund einer Ungenauigkeit beim 3D-Druck des Modells.