

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg**

Direktor: Professor Dr. med. M. Rudert

**Dynamisch-kernspintomographische Definition der Flexions-
Extensionsachse des Kniegelenks**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Lukas Haug

aus Würzburg

Würzburg, November 2017

Referent: Univ.- Prof. Dr. med. M. Rudert

Korreferent/Korreferentin: Univ.- Prof. Dr. med. R. Meffert

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 10.04.2019

Der Promovend ist Arzt.

Für Yvonne

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
1.1	Anatomische Grundlagen	1
1.2	Mechanische Grundlagen	6
1.3	Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie (MRT)	8
1.4	Konzepte zur Beschreibung der Knie-Kinematik bei Flexion-Extension	9
1.4.1	Instant center Theory / „wandernde“ Flexion-Extensionsachse	10
1.4.2	finite helical axes / Helikale Achsen	11
1.4.3	Die Theorie der zwei festen Achsen	12
1.5	Ziele dieser Dissertation	15
2	Material und Methoden	17
2.1	Knie-Modell	18
2.2	Knie	20
2.2.1	Präparate	20
2.2.2	Knochenzement	21
2.2.3	Plastikstäbe/-rohre	21
2.2.4	Kontrastmittel	22
2.2.5	Präparationsbesteck	23
2.2.6	Präparation	23
2.3	Bewegungsschiene	25
2.4	MRT mit Kniespule	27
2.5	Messung	29
2.6	Post-Processing	33
2.6.1	Amira	33
2.6.2	Auswertung der Kugelpositionen	34

2.6.3	Überprüfung der Daten	35
2.6.4	Achsenberechnung	37
3	Ergebnisse	41
3.1	Knie-Modell	41
3.2	Knie	45
3.3	Messung	45
3.4	Post-Processing	45
3.4.1	Auswertung der Kugelpositionen	45
3.4.2	Interpolation	46
3.4.3	Fehlerberechnung	46
3.4.4	Graphische Achsendarstellung	51
4	Diskussion	54
4.1	Interpretation der Ergebnisse	54
4.2	Limitierungen des Experiments und allgemeine Einflüsse	55
4.2.1	Einschränkungen	55
4.2.2	Allgemeine Einflussfaktoren	58
4.3	Vergleich mit der aktuellen Literatur	65
4.4	Aussicht für die weitere Forschung und die klinische Nutzbarkeit	70
4.5	Zusammenfassung	73
5	Literaturverzeichnis	74
6	Abkürzungsverzeichnis	79
7	Abbildungsverzeichnis	80
8	Tabellenverzeichnis	85

Danksagungen

Lebenslauf

1 Einleitung

1.1 Anatomische Grundlagen

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) dient als bewegliche Verbindung zwischen Ober- und Unterschenkel und muss dabei einerseits die Funktion der Stabilität als auch der Beweglichkeit erfüllen. Es handelt sich um ein Bikondylargelenk (*Articulatio bicondylaris*), das sich funktionell wie ein Drehscharniergelenk (*Trochoginglymus*) verhält [1]. Die Bewegung im Kniegelenk bei der Flexion-Extension wird ganz grundlegend als eine Abroll-Dreh- bzw. eine Roll-Gleit-Bewegung beschrieben. Insgesamt handelt es sich um ein zusammengesetztes Gelenk, wobei die Fibula durch eine Syndesmose an die Tibia gekoppelt ist und somit nicht an einer Artikulation teilnimmt:

1. Femorotibial-Gelenk (*Articulatio tibiofemoralis*): Es artikulieren Femur mit Tibia, hierbei agieren die beiden Femurkondylen als Gelenkkopf und die obere Gelenkfläche der Tibiakondylen, das Tibiaplateau, als Gelenkpfanne.
2. Patellofemorale Gelenk (*Articulatio femoropatellaris*): Daneben artikulieren die dorsale Gelenkfläche der Patella und die ventrale Gelenkfläche des Femurs (*Facies patellaris*).

Funktionell steht das Femorotibial-Gelenk im Vordergrund, hierbei handelt es sich um das Kniegelenk im eigentlichen Sinne. Die Patella ist ein Sesambein (*Os sesamoideum*) in der Ansatzsehne des *Musculus quadriceps femoris* und dient als Hypomochlion, indem sie die Sehne auf ihrem Weg zum Ansatz an der *Tuberositas tibiae* über das distale Femurende umlenkt. Dadurch erhöht sich der virtuelle/wirksame Hebelarm des Muskels und das Drehmoment wird gesteigert [1].

Das Femorotibial-Gelenk ist durch drei Rotations- und drei Translationsmöglichkeiten zu insgesamt sechs theoretischen Freiheitsgraden fähig [2]:

- Mediale/laterale Translation
- anteriore/dorsale Translation

- Abduktion/Adduktion bzw. Valgus/Varus
- craniale/caudale Translation
- **Flexion-Extension** (Bewegungsradius passiv 160°/0°/5-10°)
- **Innen- und Außenrotation** (Bewegungsradius innen 10°, außen 30°)

Dabei bilden Bewegungen innerhalb der beiden letzteren Freiheitsgrade den Hauptanteil einer physiologischen Kniebewegung, während Bewegungen innerhalb der übrigen Freiheitsgrade durch verschiedene aktive und passive stabilisierende Strukturen und deren Zusammenwirken unterbunden werden:

- Mediales/inneres Seitenband (Ligamentum collaterale tibiale/mediale)
- Laterales/äußeres Seitenband (Lig. collaterale fibulare/laterale)
- Vorderes Kreuzband (Lig. cruciatum anterius)
- Hinteres Kreuzband (Lig. cruciatum posterius)
- Menisken
- Gelenkkapsel
- Knochen
- Muskeln

Das mediale Seitenband (Lig. collaterale tibiale/mediale) verläuft schräg nach unten ventral vom Epicondylus femoris medialis zur medialen Fläche des Schienbeinkopfes, dabei ist der Meniscus medialis fest mit dem medialen Seitenband und dieses wiederum mit der Gelenkkapsel verwachsen (siehe Abbildung 1.1 und Abbildung 1.3).

Das laterale Seitenband (Lig. collaterale fibulare/laterale) verläuft schräg nach unten dorsal vom Epicondylus femoris lateralis zum Caput fibulae, es ist dabei weder mit der Gelenkkapsel noch mit dem lateralen Meniskus verwachsen (siehe Abbildung 1.3).

Durch die Seitenbänder werden insbesondere Abduktion und Adduktion bzw. Valgus und Varus, aber auch die craniale/caudale Translation unterbunden.

- Einleitung -

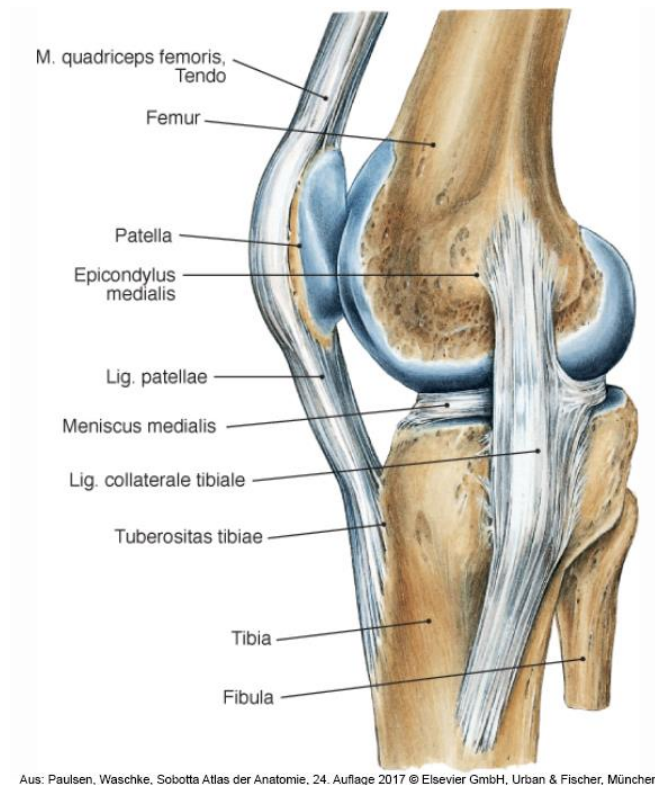


Abbildung 1.1: Bänderstrukturen und knöchernen Strukturen des Kniegelenks von medial

Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius) verläuft von der inneren Fläche des lateralen Femurkondylus (oben hinten lateral) zum vorderen Bereich zwischen den beiden Kondylenarealen des Tibiaplateaus (unten vorne medial) (siehe Abbildung 1.2). In Extension lagert sich das vordere Kreuzband in eine rinnenartige Struktur zwischen den beiden femoralen Condylen, klinisch auch „Notch“ genannt, ein [3].

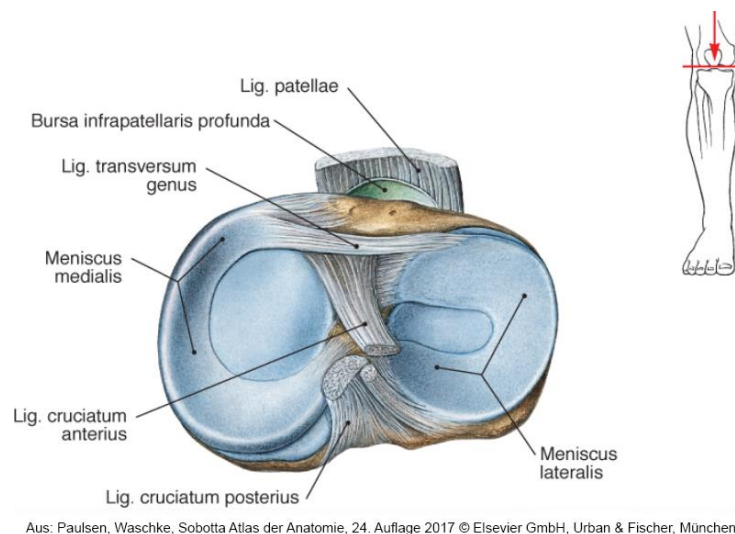


Abbildung 1.2: Blick auf das Tibiaplateau von kranial.

Das hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius) verläuft von der Innenfläche des medialen Femurkondylus (vorne oben medial) zum hinteren Bereich zwischen den beiden Kondylenarealen des Tibiaplateaus (hinten unten lateral) (siehe Abbildung 1.2).

Durch die Kreuzbänder werden insbesondere anteriore/dorsale translatorische Bewegungen verhindert, in der Klinik werden solche pathologischen Bewegungsmöglichkeiten als vordere oder hintere „Schublade“ bezeichnet. Außerdem sind sie von großer Bedeutung bei der Gewährleistung der Stabilität bei der Innenrotation der Tibia, da sich die Kreuzbänder bei dieser Bewegung umeinanderwickeln und somit die Innenrotation limitieren.

Der sichelförmige mediale Meniskus bildet zusammen mit dem eher halbkreisförmigen lateralen Meniskus eine Einheit, als Ergänzung und Stabilisierung für die Gelenkpfanne. Die Gelenkkapsel umspannt das Kniegelenk zylinderförmig und wird in der Kniekehle (Fossa poplitea) durch Insertion verschiedener Muskeln verstärkt, beispielsweise des Musculus popliteus. Hier ist ein Abgrenzen von Muskel und Kapsel zum Teil kaum möglich (siehe Abbildung 1.4). Im Inneren der Kapsel findet sich Synovialflüssigkeit (Gelenkschmiere). Zusammen mit der Knorpelauskleidung dient diese zur Dämpfung, insbesondere auch von cranial/caudalen Translationsbewegungen. Die gesamte Muskulatur erfüllt sowohl eine aktive als auch passive Aufgabe in Form der Stabilisierung und Bewegung des Gelenks [2, 4, 5].

– Einleitung–

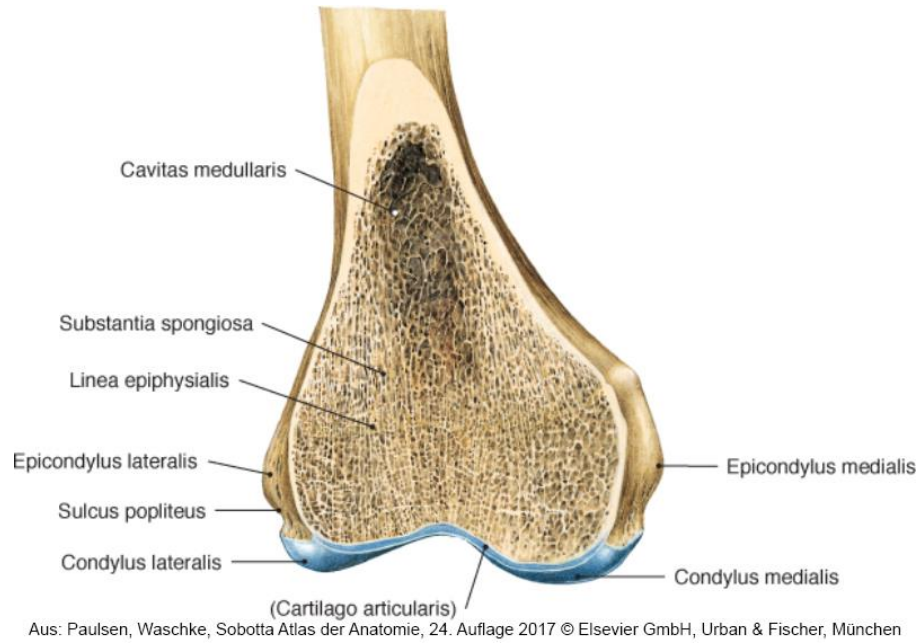
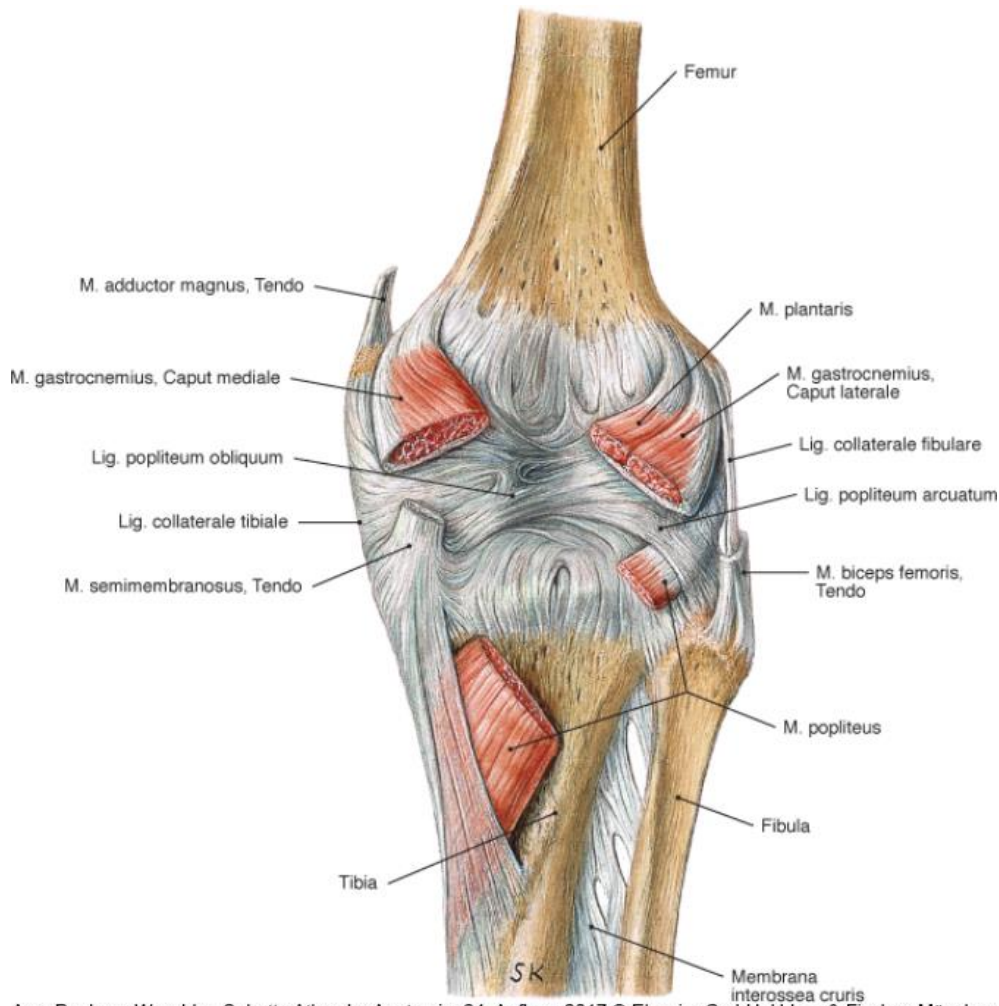


Abbildung 1.3: Koronarer Schnitt durch den Femur.



Aus: Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München

Abbildung 1.4: Bänderstrukturen, knöchernen Strukturen und muskuläre Ansätze in der Kniekehle von dorsal.

1.2 Mechanische Grundlagen

Bei den physiologischen Beinachsen wird zwischen den anatomischen und den mechanischen Beinachsen unterschieden.

Die anatomischen Beinachsen sind definiert als die Mittelschaftlinien der langen Röhrenknochen, im Fall des Knies von Femur und Tibia (Schaftachsen).

Unter den mechanischen Beinachsen wird zum einen eine Verbindungslinie zwischen Hüftkopffzentrum und Sprunggelenkszentrum als sog. Mikulicz-Linie (Traglinie) und entsprechend einer mechanischen Achse für die untere Extremität beschrieben. Physiologisch liegt diese $4 (\pm 2)$ mm medial vom Kniegelenkszentrum. Zum anderen werden eine mechanische Femurachse und eine mechanische Tibiaachse beschrieben. Dabei wird die mechanische Femurachse durch die Verbindungslinie vom Hüftkopffzentrum und dem

– Einleitung–

Kniegelenkszentrum definiert. Die mechanische Tibiaachse ist die Verbindungslinie zwischen dem Kniegelenkszentrum und dem Sprunggelenkszentrum (deckungsgleich mit der anatomischen Tibiaachse) (siehe Abbildung 1.5).

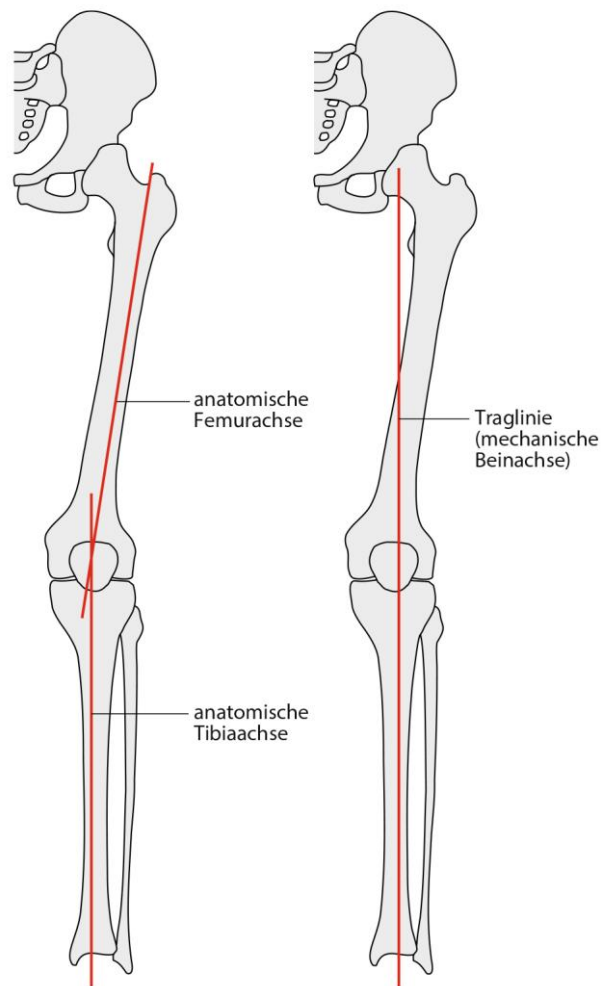


Abbildung 1.5: Gegenüberstellung der anatomischen Achse und der Traglinie [2]

1.3 Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie (MRT)

Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl besitzen einen Eigendrehimpuls (Kernspin). Im menschlichen Körper handelt es sich bei diesen Kernen vor allem um Wasserstoffprotonen. Klassisch betrachtet rotieren sie mit ihrer Ladungsverteilung um ihre eigene Achse (Spin). Entsprechend der Elektrodynamik erzeugt eine bewegte elektrische Ladung ein Magnetfeld, daher erzeugt der Kernspin ein stoffspezifisches magnetisches Moment. In der Summe ergeben sich im menschlichen Körper damit viele ungerichtete und sich ausgleichende magnetische Momente. Wird der menschliche Körper nun einem äußeren, starken Magnetfeld mit einer definierten Feldstärke (gemessen in Tesla [T]) ausgesetzt, werden die Atomkerne angeregt und richten sich parallel oder anti-parallel zum äußeren Magnetfeld aus. Insgesamt kommt es zu einer Magnetisierung des Körpers in Richtung des äußeren Magnetfeldes (z-Richtung). Die magnetischen Momente präzedieren, bewegen sich also wie torkelnde Kreisel um die Längsachse des Magnetfeldes. Durch die Verwendung einer Hochfrequenzspule kann nun ein elektromagnetisches Signal gesendet werden. Nach dem Einstrahlen eines hochfrequenten Pulses („HF-Puls“) wird die Präzession der magnetischen Momente synchronisiert, die magnetischen Momente bewegen sich also in der gleichen Phasenlage mit gleicher Frequenz. Dadurch entsteht eine Quermagnetisierung in der xy-Ebene. Zusammen erzeugen die so präzedierenden magnetischen Momente im Untersuchungsobjekt ein elektromagnetisches Signal, welches wiederum durch die Hochfrequenzspule empfangen und an einen Rechner zur Bildkonstruktion weitergeleitet werden kann. Unmittelbar nach der Anregung fangen die Spins jedoch an, in ihren Grundzustand zurückzukehren (Relaxation). Damit werden die Atomkerne wieder längsmagnetisiert (Gleichgewichtszustand).

Die vom Spinsystem emittierte Energie ist sehr klein, der Vorgang muss also mehrmals wiederholt werden. Dabei werden die Signale gemittelt, um das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio, SNR) zu minimieren.

Zur Ortskodierung und abschließenden Bildkonstruktion der gemessenen Signale erzeugen Gradientenspulen zusätzliche Magnetfelder mit geringerer Feldstärke, sog. Gradientenfelder, durch welche das ursprüngliche Magnetfeld

überlagert wird. Ein HF-Puls einer bestimmten Frequenz regt dann nur Protonen einer schmalen Schicht an. Durch das schalten weiterer Gradientenfelder können die Signale so präpariert werden, dass der Ort eines Signals in der Probe bei der Rekonstruktion der Daten wieder ermittelt werden kann [6].

Die Herausforderung bei der Entwicklung von MR-Sequenzen (eine Abfolge von HF-Pulsen und Gradientenfeldern bezeichnet man als „Sequenz“) liegt in einer effektiven und effizienten Kombination von HF-Impulsen und Gradientenfeldern, sodass die Untersuchungsergebnisse des betreffenden Objekts innerhalb einer möglichst kurzen Messzeit deutlich und gut differenzierbar dargestellt werden [7]. Die MRT ist dem konventionellen Röntgen insbesondere bei der Darstellung von Weichgewebe und bei okkulten Frakturen überlegen [8].

1.4 Konzepte zur Beschreibung der Knie-Kinematik bei Flexion-Extension

Die Komplexität einer Bewegung zu erfassen und korrekt zu beschreiben kann in der Medizin für das Verstehen in vielen Bereichen von Vorteil sein, sei es beispielsweise für das Verständnis einer Erkrankung oder deren Prophylaxe. Auch in der Therapie, zum Beispiel in der Endoprothetik ist es unerlässlich, den genauen Ablauf einer komplexen Bewegung nachvollziehen zu können um diesen möglichst genau in einer Prothese zu imitieren. Auch bei Schienen ist eine genaue Kenntnis der physiologischen Bewegung unerlässlich, um die gewünschte Bewegung zu ermöglichen und gleichzeitig pathologische, begleitende Bewegungen zu verhindern. Beim Beschreiben einer Bewegung ist das Aufstellen einer Theorie mit möglichst wenig Variablen der erste Schritt. Gerade im Bereich des Kniegelenks sind verschiedene Konzepte entstanden, welche hier erläutert werden sollen.

Verglichen mit der Bedeutsamkeit für die Medizin, befindet sich die Erforschung des Kniegelenks und die genaue Beschreibung der Bewegungen noch nicht auf einem befriedigenden Level. Dabei wurden in den vergangenen Jahren sowohl Übersichtsarbeiten bezüglich der chronologischen Entwicklung, als auch der mathematischen Fundamente dieser Konzepte publiziert [9, 10]. Ein wissenschaftlicher Konsens über die genaue Beschreibung konnte bislang nicht erreicht werden.

1.4.1 Instant center Theory / „wandernde“ Flexion-Extensionsachse

Diese Theorie entstand Ende des 19. Jahrhunderts aus der Betrachtung der Geometrie der Femurkondylen in rein sagittaler Ebene [11]. Dabei zeigen sich die Femurkondylen in sagittaler Ebene nicht rund, sondern oval verlängert. Die Beschreibung durch eine Achse, wie es bei einem runden Körper möglich wäre, ist also nicht gegeben. Dabei fand unter anderem die mathematische Methode von Reuleaux Verwendung, eine zweidimensionale Methode zur Feststellung des Rotationsmittelpunktes. Bei der Anwendung ist die korrekte Kenntnis der Bewegungsebene unabdingbar, sollte dies nicht gegeben sein, scheint sich die Achse zu bewegen [12]. Daraus ergab sich die Theorie der „wandernden“ Flexions-Extensionsachse, welche sich während der Flexion-Extension entlang einer vorhersehbaren, in einer Kurve verlaufenden, Bahn bewegt (Abbildung 1.6) [11, 13-15]. Die Theorie konnte die Form der Kondylen und die Bewegung des Knies in Relation setzen. Retrospektiv kann angenommen werden, dass sich die eingeschränkte Analyse des komplexen Bewegungsablaufs auf das reine Betrachten der Sagittalebene begründete und davon ausging, dass sich die Bewegungsebene des Gelenks in der Sagittalebene befinden muss [14]. Diese Theorie ist auch in der heutigen Zeit anzutreffen, so zum Beispiel in Form des „Modells der überschlagenen Viergelenkkette“. Dieses Modell beschreibt die Kniekinematik ausgehend von den Kreuzbändern und deren fungieren als „Getriebe“ des Kniegelenks [4]. Die beiden Kreuzbänder sowie deren Verbindungslinien werden als solide Stangen betrachtet, welche durch eine Kopplung verbunden sind. So lässt sich, bezogen auf die rein sagittale Ebene, die Flexion-Extension als Bewegung dieses Systems erfassen. Dabei kann zu jedem Zeitpunkt die Kopplungsstange als Tangente fungieren und beschreibt insgesamt, wenn alle Zeitpunkte zusammenaufgezeichnet werden den Umriss der Kondylen [4]. Es handelt sich also um eine theoretische Grundlage für die postulierte wandernde Flexion-Extensionsachse.

medial femoral condyle lateral femoral condyle

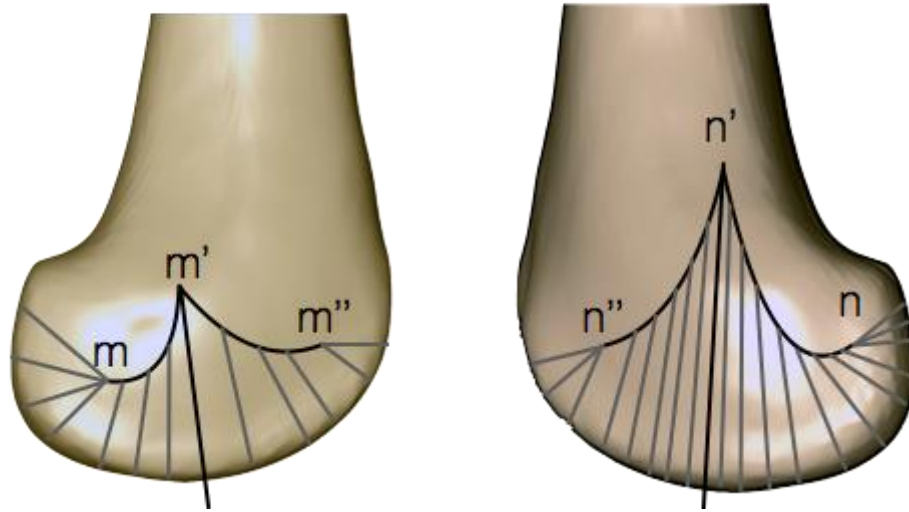


Abbildung 1.6: Angelehnt an Fig. 1 aus Smith, Refshauge [9]

1.4.2 finite helical axes / Helikale Achsen

Eine andere Form der Beschreibung der Bewegung im Kniegelenk stellen die „helikalen“ Achsen (finite helical axes, kurz FHA) dar [16]. Diese Form der Bewegungsbeschreibung ist in der Biomechanik gängig, insbesondere auch zur Beschreibung des Bewegungsablaufes von Gelenken. Die „endliche“ helikale Achse fungiert simultan als Rotationsachse und als Achse entlang derer sich ein Körper bewegt. Für jeden Zeitpunkt kann die Bewegung des Gelenks als Bewegung eines Punktes auf einer Gelenkfläche in Relation zur gegenüberliegenden Gelenkfläche bzw. als Rotation um diese Achse und Translation entlang dieser Achse gesehen werden.

Die gesamte Flexion bzw. Extension wird in viele kleine Bewegungsschritte aufgeteilt und für jeden Schritt kann eine einzelne finite helical axis errechnet werden. Durch diese helikalen Achsen kann die Bewegung beschrieben werden [16]. So konnte beim Kniegelenk zunächst ein „Envelope of Motion“ dargestellt werden, innerhalb welchem sich die einzelnen Bewegungen abspielen [17]. Die beschriebene Bewegung wird auf kein Modell oder Ähnliches übertragen, somit lässt sich diese Beschreibung nicht ohne weiteres klinisch nutzbar machen, sondern stellt eine reine Deskription dar (Abbildung 1.7). In folgenden Arbeiten

wurden die Grundsteine für eine Datenbank für die normale Kniekinematik mithilfe der FHA geschaffen, da vorhergehende Arbeiten aufgrund der aufwändigen Experimente nur geringe Fallzahlen aufweisen konnten und zudem wurde die These aufgestellt, dass die Kniekinematik nicht Geschlechter unabhängig ist [18]. Auch das Verhalten der FHA unter Belastung wurde analysiert [19]. Ebenso konnte der auf die Patellasehne wirkende in vivo Hebelarm (EQma) in einer Kontrollpopulation ermittelt werden und in Relation mit der tibiofemorale helikalen Achse gebracht werden [20].

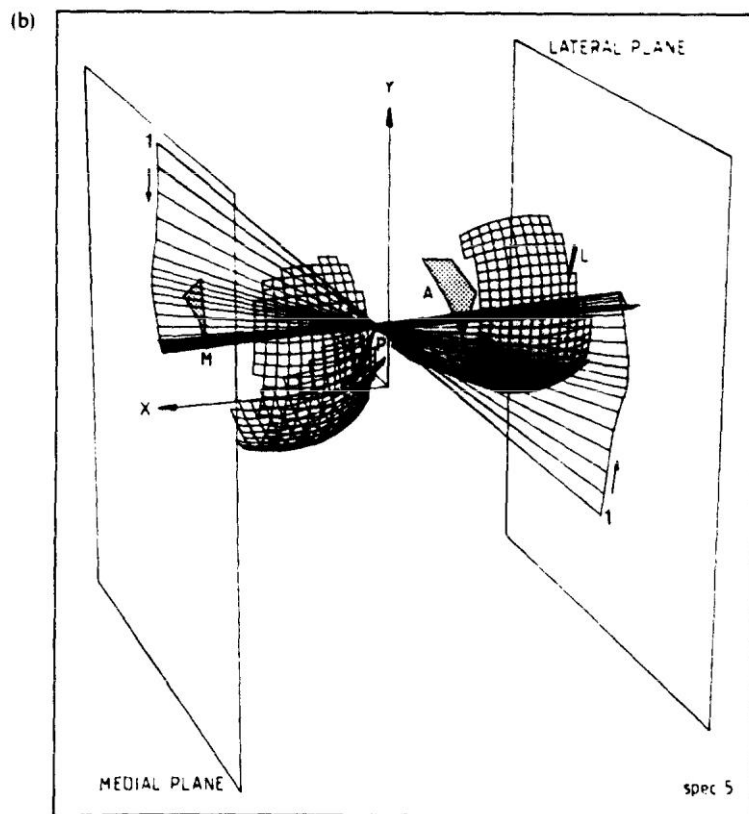


Fig. 2. A three-dimensional view from the postero-medial side on the finite helical axes for small motion steps along the internal envelope of motion of specimen 5 relative to the geometry and ligament insertions of the tibia (2a) and of the femur (2b). The endpoints of the axes are at the intersections with the medial and lateral sagittal planes, which are located 50 mm off the center of the knee. The first axis, indicated by 1, represents the first flexion step. The arrow indicates where the subsequent axes are located. A = anterior cruciate ligament; P = posterior cruciate ligament; L = lateral collateral ligament; M = medial collateral ligament.

Abbildung 1.7: Aus Blankevoort, Huiskes [16]

1.4.3 Die Theorie der zwei festen Achsen

Im 19. Jahrhundert gelangen Weber & Weber die ersten Schritte, die Bewegungen im Kniegelenk mit zwei festen Achsen zu beschreiben [21]. Ihre

Forschung fand zu dieser Zeit kein Gehör, sodass sie erst sehr viel später wiederentdeckt wurde [22].

Hollister et. al gelang im Jahr 1993 der Grundstein für die moderne Theorie der festen Achsen im Kniegelenk [22]. In einer Kadaver-Studie wurde dabei ein mechanisches Utensil (Axis finder) eingesetzt um bei sechs Kadaver-Knieen die Flexions-Extensionsachse und die Rotationsachse zu ermitteln. Dazu wurden an die Knie LEDs angebracht, die Knie dann passiv bewegt und dabei Fotoaufnahmen angefertigt. Für die Darstellung der Flexions-Extensionsachse bildeten die LEDs auf den Aufnahmen konzentrische Kreise, da eine entsprechende Achse existierte und die Kamera entlang dieser ausgerichtet war. Ein internationales Forscherteam konnte diese Erkenntnisse weiter ausarbeiten [23-25]. Zunächst wurden in der MRT bei sechs Kadaver-Knieen die Formen der Gelenkflächen und deren relative Bewegung ermittelt und nach Sektion bestätigt [24]. Folgend konnten die Erkenntnisse bestätigt werden, in dem bei insgesamt 13 Probanden unter Belastung analoge Berechnungen durchgeführt wurden. Schließlich wurden speziell bei japanischen Probanden entsprechende Berechnungen für die aktive Flexion von 90° bis 133° sowie die passive Flexion bis 162° durchgeführt [25]. Vielversprechende Arbeiten versuchten die Theorie für den klinischen Alltag nutzbar zu machen und konnten zeigen, dass sich auch die Bewegung unter Belastung (simulierte Kniebeugen) bei 15 Kadaver-Knie, welche in eine entsprechende Apparatur, eingespannt wurden, mit zwei festen Achsen darstellen lässt [26]. In einer darauf aufbauenden Arbeit, in der die gleiche Apparatur genutzt wurde, konnte zudem die Position der Patella in Relation ermittelt werden [27].

Insbesondere auch kernspintomographische Aufnahmen wurden genutzt, um die komplexe Bewegung zu beschreiben und die Theorie der zwei festen Achsen weiter zu festigen [23-25, 28-30]. So konnte beispielsweise die Anatomie der Gelenkflächen und deren Bewegung genau ermittelt und mithilfe der MRT beschrieben werden [30, 31]. Ebenso konnte der Lachman-Test (Schubladen-Test zur Detektion einer vorderen Kreuzbandruptur) genau dargestellt und dokumentiert werden [29]. Folgende Arbeiten setzten die zwei festen Achsen schließlich voraus und versuchten weiter, einen klinisch nutzbaren Ersatz für die

eigentliche Flexions-Extensions-Achse des Kniegelenks zu finden, möglichst anhand anatomischer Strukturen. Hier wurde zunächst die Transepicondylar-Achse (TEA) (siehe Abbildung 1.8), als Achse durch den medialen und lateralen Epicondylus des Femurs beschrieben und herangezogen [26, 27, 32]. So wurden digitalisierte CT-Bilder von neun gesunden Probanden verwendet um in diesen die funktionelle Flexions-Extensionsachse zu ermitteln, welche dann mit anatomischen Strukturen korreliert wurde. In einigen Arbeiten werden eine chirurgische und eine anatomische TEA unterschieden, allerdings nicht nach einer konstanten Definition. Weitere Arbeiten zeigten schließlich auf, dass die Flexions-Extensionsachse des Kniegelenks am besten durch die „zylindrische“ Achse (CA) approximiert werden kann [33-36]. Diese ist durch die Verbindung der Mittelpunkte zweier Zylinder, welche virtuell in die mediale und laterale Femurkondyle gelegt werden, definiert (siehe Abbildung 1.8).

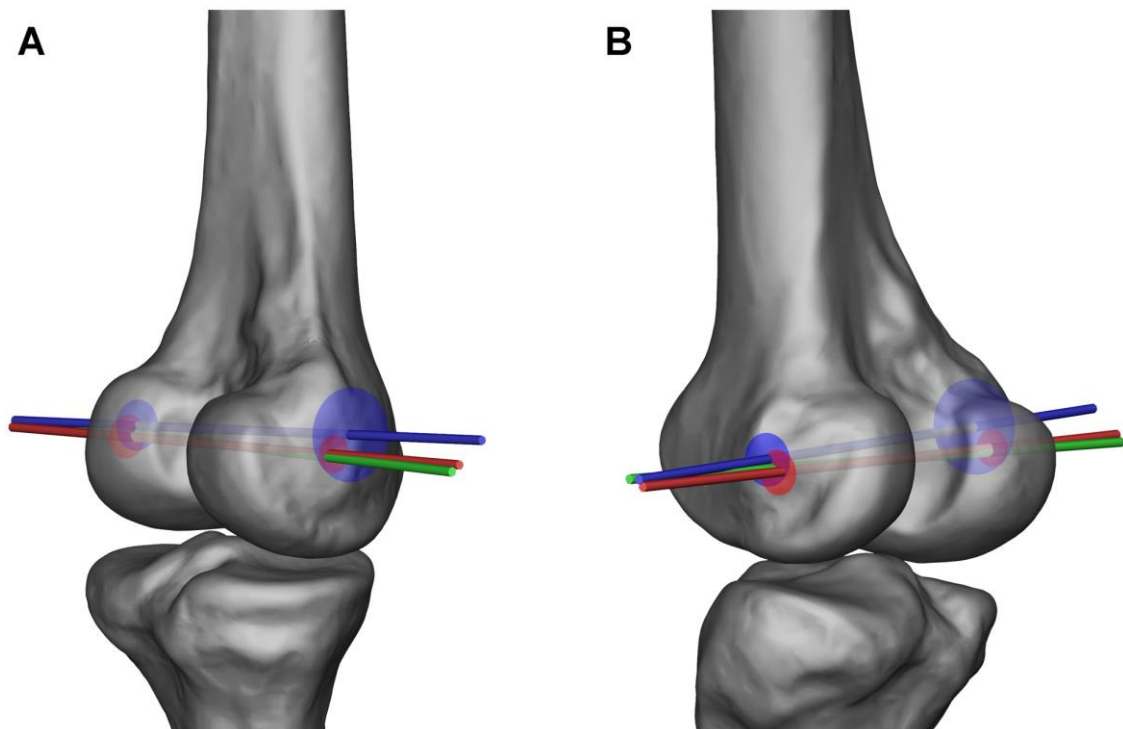


Abbildung 1.8: Aus Yin, Chen [36]; Vergleich der Transepicondylarachse (TEA, blau Achse), der eigentlichen Flexion-Extensionsachse (FEA, grün) und der „zylindrischen Achse“ (CA, rot).

Zur Darstellung der Unterschiede zwischen der TEA und der CA wurden zum einen 23 Kadaver-Knie computertomographiert, die Aufnahmen digitalisiert und anhand dieser Vergleiche durchgeführt [34]. Drei Untersucher sollten an ähnlich digitalisierten Aufnahmen die CA und die TEA bestimmen, auch hier konnten die

Achsen als unterschiedlich bestätigt werden [35]. Bei 20 gesunden Probanden wurden unter Belastung kinematische Daten erhoben, die funktionelle Flexions-Extensionsachse bestimmt und mit der TEA und CA verglichen [36]. Außerdem gab es Publikationen die sich der virtuellen Realität und computergenerierten Knie bedienten [33, 37].

Der aktuelle Stand der Forschung geht von insgesamt drei Achsen aus, welche die Bewegung im Kniegelenk beschreiben können:

Die erste Achse, die posteriore Condylarachse ist von 15° bis 150° aktiv und geht definitionsgemäß durch die Ursprünge des medialen und lateralen Seitenbandes, passiert dabei die Überkreuzung der Kreuzbänder und ist um 7° von der sagittalen Ebene geneigt [9].

Nahe der Extension übernimmt die zweite Achse, die distale Condylarachse, da die abgeflachten distalen femoralen Condylen beim Strecken in Kontakt mit dem Tibiaplateau sind. Der Radius dieser Bewegung ist sehr viel größer, die distale Condylarachse liegt daher proximal vom Dach des intercondylaren Notch [9].

Als dritte Achse kann die longitudinale Achse, welche die Innen- und Außenrotation beschreibt, angesehen werden. Hier existieren unterschiedliche Interpretationen, entsprechend Hollister et al. verläuft die longitudinale Achse durch die Insertion des vorderen Kreuzbandes auf dem Tibiaplateau und posteromedial in der Nähe der Insertion des hinteren Kreuzbandes am femoralen Notch [22]. Da sich die physiologische Flexion und Extension im Kniegelenk im Grunde ausschließlich im Winkelbereich der posterioren Condylarachse (15° bis 150°) abspielt, kann diese vereinfacht als die funktionelle Flexions-Extensions-Achse betrachtet werden. Hollister et al. gehen zudem von einer direkten Kopplung von Innen- und Außenrotation mit Flexion und Extension aus [22].

1.5 Ziele dieser Dissertation

Im Vordergrund soll die Dynamik stehen, also der Versuch nicht nur drei Dimensionen, sondern drei Dimensionen im Zeitverlauf sichtbar zu machen und die Bewegung in ihrer Gänze zu verfolgen. Dies stellt allgemein einen wichtigen Faktor bei der Beschreibung einer Bewegung dar. In einer anderen Arbeit konnten Hinweise erarbeitet werden, welche daraufhin deuten, dass dynamische MR-Aufnahmen zusätzliche Informationen liefern, welche mit dem statischen

MRT nicht erfasst werden können [38]. Dabei wird in der vorliegenden Dissertation unter einer dynamischen MR-Methode der Versuch verstanden, den kompletten Bewegungsablauf als drei dimensional Datensatz im Zeitverlauf zu erfassen und auszuwerten. Dies soll als klare Definition und zur Abgrenzung gegenüber anderen, als dynamisch bezeichneten Experimenten verstanden werden. Beispielsweise wurde in vorangegangenen Publikationen die Bezeichnung „dynamic“ verwendet, sie fällt allerdings nicht unter oben genannten Definition, da statische Bilder in Abschnitten eines Bewegungsablaufes angefertigt werden [29]. Für einen entsprechenden Bewegungsablauf wurde stellenweise der Terminus „quasi-static“ benutzt [39].

Ziele dieser Dissertation im Überblick

- Eine dynamische MRT Methode sollte entwickelt werden, mit deren Hilfe Achsen einer komplexen Bewegung berechnet und dargestellt werden können.
- Diese Methode sollte auf die komplexe Bewegung des Kniegelenkes angewendet werden.
- Die Ergebnisse der Methode sollten mit denen eines speziellen Knie-Modells verglichen werden.
- Die Flexion-Extensionsbewegung des Kniegelenks sollte als monoaxial verifiziert werden.

2 Material und Methoden

Für den Versuch wurden zehn Kadaver-Knie präpariert und mit kontrastmittelhaltigen Kugeln als Tracker versehen. Die entsprechend vorbereiteten Kadaver-Knie wurden dann in einer speziellen Bewegungsschiene angebracht und durch diese während einer dynamischen MRT-Messung passiv bewegt. Der entstandene 4D-Datensatz (dreidimensionale Darstellung über den Zeitverlauf) wurde eingelesen und mit Hilfe einer Software konnten manuell die Positionen der kontrastmittelhaltigen Kugeln in drei Dimensionen zu jedem Zeitpunkt ausgelesen und gemittelt werden.

Die ermittelten Positionen der kontrastmittelgefüllten Kugeln dienten dann als Grundlage für speziell entwickelte mathematische Algorithmen, die die Flexion-Extensionsachse und je nach Methode auch die Innen- und Außenrotationsachse auf drei beziehungsweise zwei verschiedene Arten berechneten.

Um die Achsenberechnung hinreichend zu überprüfen wurde außerdem ein Knie-Modell konzipiert und ein Prototyp angefertigt. Dieser wurde dann parallel zu dieser Dissertation im Rahmen einer Bachelorarbeit weiterentwickelt, fertig ausgearbeitet und validiert. Eine Übersicht der verwendeten Materialien bietet Tabelle 2.1, der verwendeten Software Tabelle 2.2.

Art des Materials	Kapitel	Bezeichnung	Hersteller
Bewegungsschiene	2.2	Bewegungsschiene	Sebastian Klum [40]
Bohrer	2.1.6	Bohrer	
Kniespule	2.3	Kniespule	RAPID Biomedical
Knochenzement	2.1.2	Diverse	Diverse
Kontrastmittel	2.1.4	Magnevist (Gadopentetat- Dimeglumin)	Bayer
MRT-Scanner	2.3	Avanto	Siemens
Präparationsbesteck	2.1.5	Skalpell usw.	Diverse
Plastikstäbe/-rohre	2.1.3	Plastikstäbe/-rohre	alfer Aluminium

Tabelle 2.1: Übersicht der verwendeten Materialien.

Zweck der Software	Kapitel	Bezeichnung	Hersteller
Achsenberechnung	2.6.4	Matlab	The MathWorks, Inc.
Bestimmung der Kugelpositionen	2.5.1	Amira	FEI Visualization Sciences Group
Fehlerberechnung	2.6.4.4, 3	Matlab	The MathWorks, Inc.
Tabellarische Darstellung der Kugelpositionen	2.5.2	Microsoft Excel	Microsoft
Statistische Auswertung der Fehlerberechnung	2.6.4.4; 3	Microsoft Excel	Microsoft
Darstellung der Kugelpositionen bzw. Achsendarstellung	2.6.4.5; 3	Matlab	The MathWorks, Inc.

Tabelle 2.2: Übersicht der verwendeten Software.

2.1 Knie-Modell

Das Kniemodell wurde entwickelt, um möglichst stark vereinfacht die Bewegungen des Knies zu imitieren und dabei eine bekannte und zuverlässige Flexion-Extensions-Achse und Rotationsachse abzubilden. Damit sollte es dann möglich sein, die Methoden zur Achsenberechnung [41] zu verifizieren. Der Prototyp und damit verbundene Grundgedanke wurden mit der Hilfe von Herrn Dr. Weber (Abteilung Magnetresonanz- und Röntgen-Bildgebung, Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Würzburg) konzipiert. Die Weiterentwicklung, fertige Ausarbeitung und schlussendliche Validierung erfolgte dann im Rahmen einer Bachelorarbeit durch Philipp Grimm [42] (Abbildung 2.1). Grundlage war eine U-förmige Basis, welche passgenau für die verwendete Kniespule (siehe 2.4) angefertigt wurde. Darin wurde ein Plastikstab als Flexion-Extensions-Achse eingebracht, welcher zur Detektion im MRT mit *Magnevist* (Gadopentetat-Dimeglumin) gefüllt war. Auf diesem war senkrecht ein weiterer Kunststoffstab angebracht, dieser fungierte als Rotationsachse. Die

kontrastmittelgefüllten Kugeln (analog zu 2.2.4) waren ebenfalls mit Stäben aus Plastik an der Rotationsachse direkt befestigt und dabei einem imaginären Ziffernblatt entsprechend, bei neun, zwölf und drei Uhr angebracht. Das dabei entstandene Kreuz konnte als Ganzes auf der Rotationsachse verschoben werden um den Abstand des Kreuzes zur Flexionsachse zu erhöhen, dies war maximal möglich, wie die Kugeln noch von der Spule erfasst werden konnten. Außerdem war es möglich die am Kreuz befestigten Kugeln zu verschieben (Kugelabstand l in cm). Die Rotation wurde durch die Spannung eines Haushaltsgummis möglich.

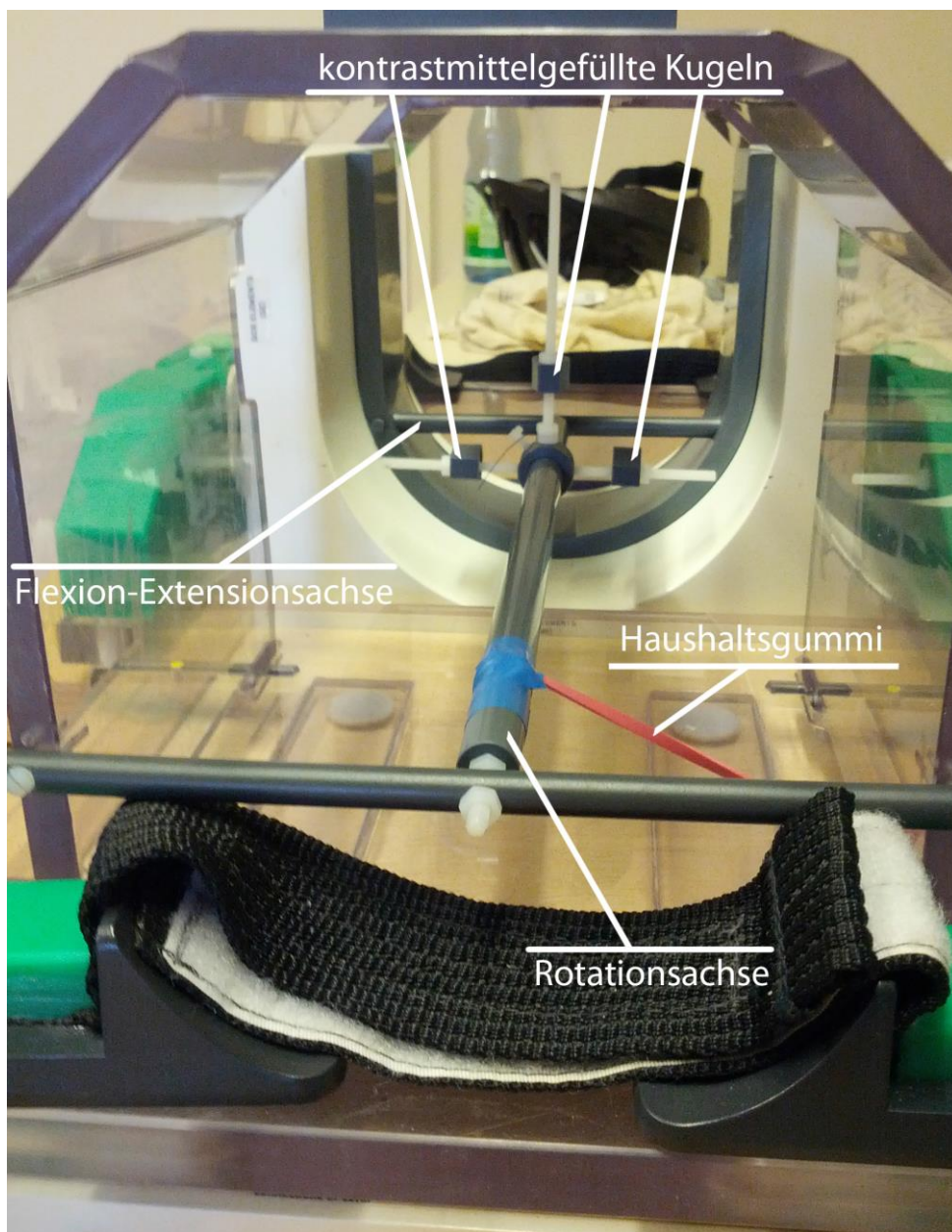


Abbildung 2.1: Kniemodell von Grimm [42].

Zur Berechnung der Achsen wurden die Algorithmen von Böhm [41] (siehe 2.6.4) angewandt. Die Achsenberechnung bei Grimm [42] verzichtet auf die Fehlerberechnung (siehe 2.6.4), da diese aufgrund der bekannten Achsen und der damit verbundenen direkten Vergleichsmöglichkeit nicht notwendig war. Die Fehlerberechnung wurde im Rahmen der vorliegenden Dissertation mit den von Grimm [42] erarbeiteten Daten nachgeholt (siehe 3.1) um eine gute Vergleichbarkeit mit den in der vorliegenden Dissertation erarbeiteten Resultaten zu gewährleisten.

2.2 Knie

2.2.1 Präparate

Die Kadaver-Knie dienten als zentrale Untersuchungsobjekte und als physiologische Näherung an die Gegebenheiten im vitalen Knie. Den untersuchten Kadaver-Knien wurden im Rahmen der Arbeit fortlaufende Nummern zugeteilt (Knienummer).

Bei den Präparaten handelte es sich insgesamt um zehn Kadaver-Knie, neun davon waren vollständige Kniegelenke, bestehend aus einem Femur- und einem Tibia-Anteil von einer jeweiligen Länge von etwa 7 cm und einem variablen Fibula-Rest. Diese wurden einer festgesetzten Präparation unterzogen (Vorgehensweise unter 2.2.6). Ein Präparat (Knie Nr. 1) bestand lediglich aus einem Femur- und Tibia-Anteil. Kapsel und Patella waren im Rahmen einer erweiterten Präparation mitentfernt worden.

Es handelte sich grundsätzlich um tiefgekühlt aufbewahrte Amputate, welche ansonsten der fachgerechten Entsorgung zugeführt worden wären. Diese wurden uns freundlicherweise vom pathologischen Institut der Universität Würzburg zur Verfügung gestellt. Der Weichteilmantel war zumeist erhalten, jedoch interindividuell sehr unterschiedlich ausgeprägt und konnte beispielsweise Baker-Zysten (eine Aussackung der Gelenkkapsel) enthalten. Diese Besonderheiten mussten bei der Präparation beachtet werden, evtl. Auswirkungen werden in der Diskussion aufgegriffen (siehe 4.1).

Es war nur eine sehr begrenzte Lagerungskapazität für die Kadaver-Knie verfügbar, so dass immer nur ein Präparat gelagert werden konnte. Sobald ein

neues Präparat verfügbar war, wurde das vorherige Präparat dem pathologischen Institut der Universität Würzburg zurückgegeben und dort der fachgerechten Entsorgung zugeführt.

2.2.2 Knochenzement

Dieser war notwendig, um die Plastikstäbe (siehe 2.2.3) fest genug im Femur und in der Tibia zu verankern. Verwendet wurde dabei handelsüblicher Palacos Zement (polymeres Methyl-Methacrylat = *PMMA*).

2.2.3 Plastikstäbe/-rohre

Um die Kniepräparate (siehe 2.2.1) in der Bewegungsschiene (siehe 2.3) ausreichend zu fixieren, wurden Plastikstäbe in Femur und Tibia einzementiert und entsprechende, dazu passende Kunststoffrohre in die Bewegungsschiene eingesetzt. Dadurch konnte die Bewegung der Schiene direkt auf die Knie übertragen werden.

Es handelte sich dabei um Kunststoffstäbe/-rohre der Firma *alfer aluminium*. In der Tibia wurde dabei ein runder Stab mit einem Durchmesser von 1,1 cm, im Femur ein eckiger Stab mit quadratischem Querschnitt von 1,1 cm² verwendet. Die dazugehörigen Rohre waren ein quadratisches Rohr für den Femur-Stab, um artifizielle Bewegungen zu verhindern (siehe Abbildung 2.2). Für den Tibia-Stab wurde ein rechteckiges Rohr eingebracht, um einen gewissen Bewegungsspielraum in axialer Rotation sowie varisch und valgisch zu gewährleisten (siehe Abbildung 2.2). Die Herausforderung bei der Befestigung des Präparates in der Bewegungsschiene im Allgemeinen bestand darin, einerseits durch starre Fixierung artifizielle Bewegungen zu verhindern, andererseits potentiellen Spielraum zu bieten um die individuell-anatomische Bewegung des jeweiligen Knies nicht zu verfälschen.

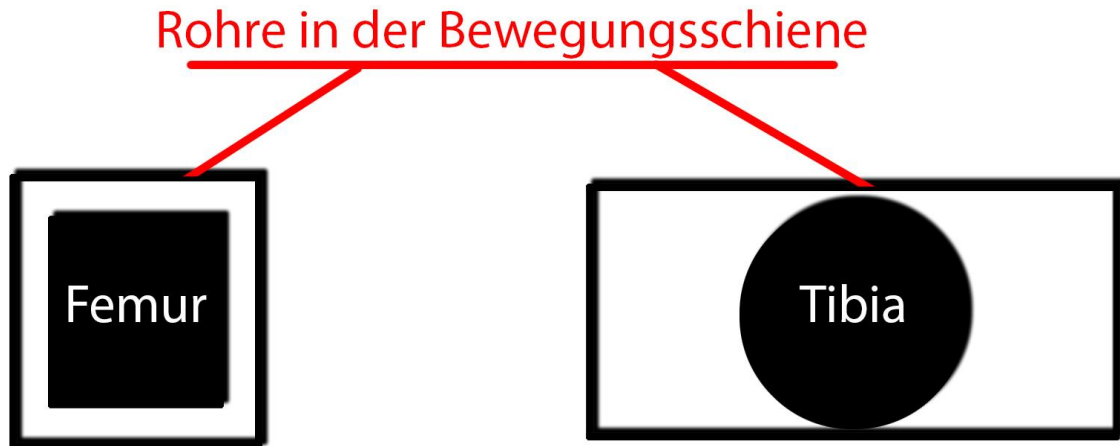


Abbildung 2.2: Skizze für die Befestigungsstangen und -rohre.

2.2.4 Kontrastmittel

Kontrastmittel wurde verwendet, um detektierbare Punkte in der MRT zu generieren, welche als Tracker im Rahmen der Flexion-Extensionsbewegung fungieren. Dabei wurde *Magnevist* (Gadopentetat-Dimeglumin) verwendet, welches in hohle Schwimmkugeln eingebracht wurde. Dazu wurden die Schwimmkugeln zunächst angebohrt, befüllt und schließlich mit einem Zweikomponentenkleber verschlossen. Hopfgartner [43] hat für das Tracking im Bereich des Kopfes gleichartige Kugeln verwendet.

Die kontrastmittelgefüllten Kugeln sollten im Rahmen der Flexion-Extensionsbewegung des Knies annähernd eine Kreisbahn beschreiben, deren einzelne Punkte durch das Kontrastmittel im MRT dargestellt werden konnten. Der Mittelpunkt dieses Kreises sollte dann näherungsweise die Position der Flexion-Extensionsachse wiedergeben. Um die Messgenauigkeit zu erhöhen wurden die Kugeln möglichst weit entfernt vom Drehpunkt der Flexion-Extensionsbewegung angebracht. Deshalb wurden Sie mit einer Heißklebepistole an einem, als Verlängerung fungierenden Plastikstab befestigt (siehe Abbildung 2.3). Dieser wurde dann im Rahmen der Präparation (siehe 2.2.6) in den Knochen eingebracht. Die Ausmaße der Spule wurden hierbei berücksichtigt, da nur Kugeln innerhalb der Spule detektiert werden konnten. Der Abstand der Kugeln zum Knie sollte so nah wie nötig, aber so weit weg wie möglich sein um die besten Ergebnisse zu liefern [42].

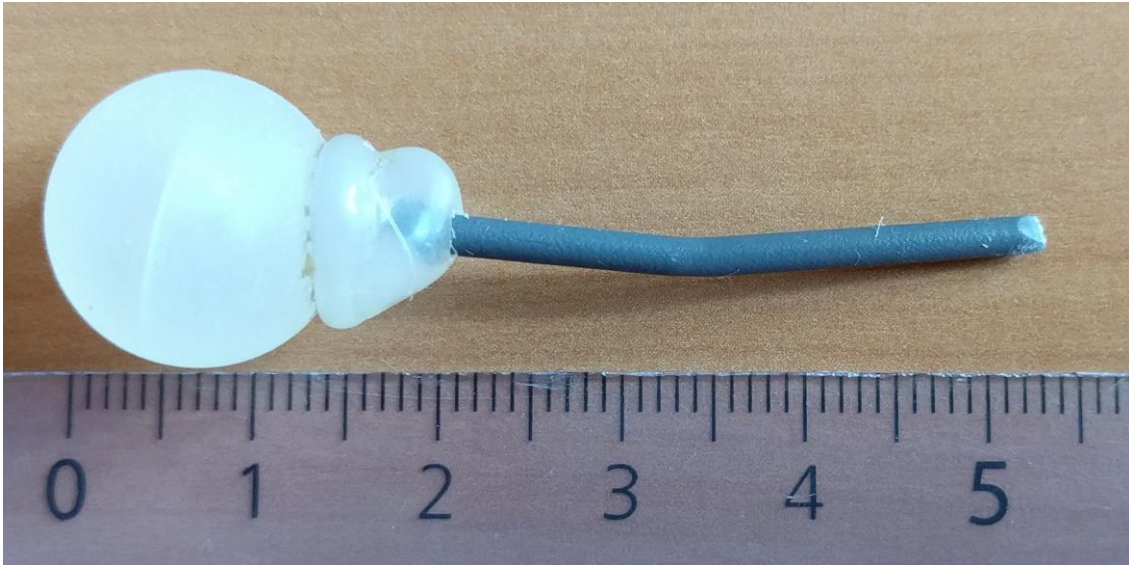


Abbildung 2.3: Exemplarische kontrastmittelgefüllte Kugel mit angebrachtem Kunststoffstab.

2.2.5 Präparationsbesteck

Zur Durchführung der fachgerechten Präparation wurden handelsübliche Skalpelle, Pinzetten, Raspartorien und Scheren verwendet.

2.2.6 Präparation

Die Haut und das subkutane Fettgewebe wurden vom Kniegelenk entfernt. Die stabilisierenden Strukturen (Ligamentum collaterale mediale und laterale, Kniegelenkkapsel, die Kreuzbänder und Menisken) wurden erhalten. Die Muskulatur wurde abpräpariert. An anatomischen Strukturen bei denen Muskelfasern direkt in die Gelenkkapsel einstrahlten wurden gegebenenfalls Reste der Muskulatur belassen um die Stabilität nicht zu gefährden. So zum Beispiel in der Fossa poplitea, hier bestand stets eine besondere anatomische Nähe des Musculus popliteus zur Gelenkkapsel.

Nach der Entfernung des Weichteilmantels wurde das Knie untersucht und auf Stabilität getestet. Die knöchernen, gelenknahe, dorsale bis dorsolaterale Oberfläche des Femurs sowie der Tibia wurde mit einem Raspartorium geglättet, um das Einbringen der Kugeln zu erleichtern.

Das Kniegelenk konnte somit ohne Behinderung durch den Weichteilmantel und mit intakter Stabilität passiv bewegt werden.

Anschließend wurden die Plastikstäbe mithilfe von Knochenzement im Knochen verankert (siehe 2.2.2; 2.2.3). Dabei wurde auf ein achsengerechtes Einbringen

der Stäbe geachtet. Nach dem Aushärten des Zementes wurden die Stäbe auf die entsprechende Länge gekürzt. Die kontrastmittelgefüllten Kugeln, welche zuvor an dünnen Plastikstäben befestigt worden waren (siehe 2.2.4), wurden dann jeweils entsprechend einem Dreieck in Tibia und Femur eingebracht. Dazu wurden an den zuvor geglätteten Stellen kleine Löcher gebohrt, in die dann die Stäbe mit den anhängenden, kontrastmittelgefüllten Kugeln eingebracht wurden (Abbildung 2.4 und Abbildung 2.5).



Abbildung 2.4: Präparat von ventral, fertig für das Einbringen in die Bewegungsschiene.



Abbildung 2.5: Präparat von dorsal, fertig für das Einbringen in die Bewegungsschiene.

2.3 Bewegungsschiene

Es handelte sich hierbei um eine Sonderanfertigung, welche im Rahmen einer Diplomarbeit [40] entstanden ist und uns freundlicherweise zur Verfügung gestellt wurde. Durch die Schiene war es möglich, die Knie innerhalb des MRT-Scanners passiv, periodisch und reproduzierbar zu bewegen, sie war somit ein immanenter Bestandteil des durchgeführten Versuchs. Die Bewegungsschiene vollzieht dabei eine regelmäßige Auf- und Ab-Bewegung, im Sinne einer einfachen Scharnierbewegung.

Das Grundgerüst besteht aus einem Plexiglasboden mit einer entsprechenden Aussparung für die spezielle Kniespule des MRT (siehe 2.4). Die Aussparung wird an den Seiten durch ein Scharnier überbrückt, welches die eigentliche Bewegung ermöglicht. Das Scharnier fungiert dabei als Drehpunkt der Bewegungsschiene. „Der maximal erreichbare Winkel ist abhängig von der Unterschenkellänge des Patienten und beträgt in der Regel zwischen 25° und 45° “ (Seite 32, Klum [40]).

Die simulierte Bewegung wird durch Drücken und Ziehen eines doppelwirkenden Pneumatik-Zylinders realisiert. Die Umschaltung des Bewegungsablaufes erfolgt dabei durch Lichtschranken am Ende des jeweiligen Bewegungsablaufs. Sowohl der Umfang als auch die Geschwindigkeit der Bewegung sind dabei anpassbar. Zum einen können die Positionen der umschaltenden Lichtschranken justiert werden, um den Ablauf zu verkürzen oder zu verlängern. Zum anderen kann über die Druckverhältnisse im Zylinder die Geschwindigkeit entsprechend verändert werden.

Im Rahmen der Diplomarbeit konnte gezeigt werden, dass die Bewegung der Schiene reproduzierbar ist, dabei kam es zu einer vernachlässigbar kleinen Ortsabweichung von maximal 0,63 cm und einer zeitlichen Abweichung von bis zu 10 ms [40]. Die Datenakquisition mit dem Scanner muss also nicht komplett in einem Bewegungszyklus erfolgen, sondern kann auf mehrere, aufeinanderfolgende Bewegungszyklen aufgeteilt werden. Ein Bewegungszyklus der Schiene dauerte im Durchschnitt ca. 4,8 s

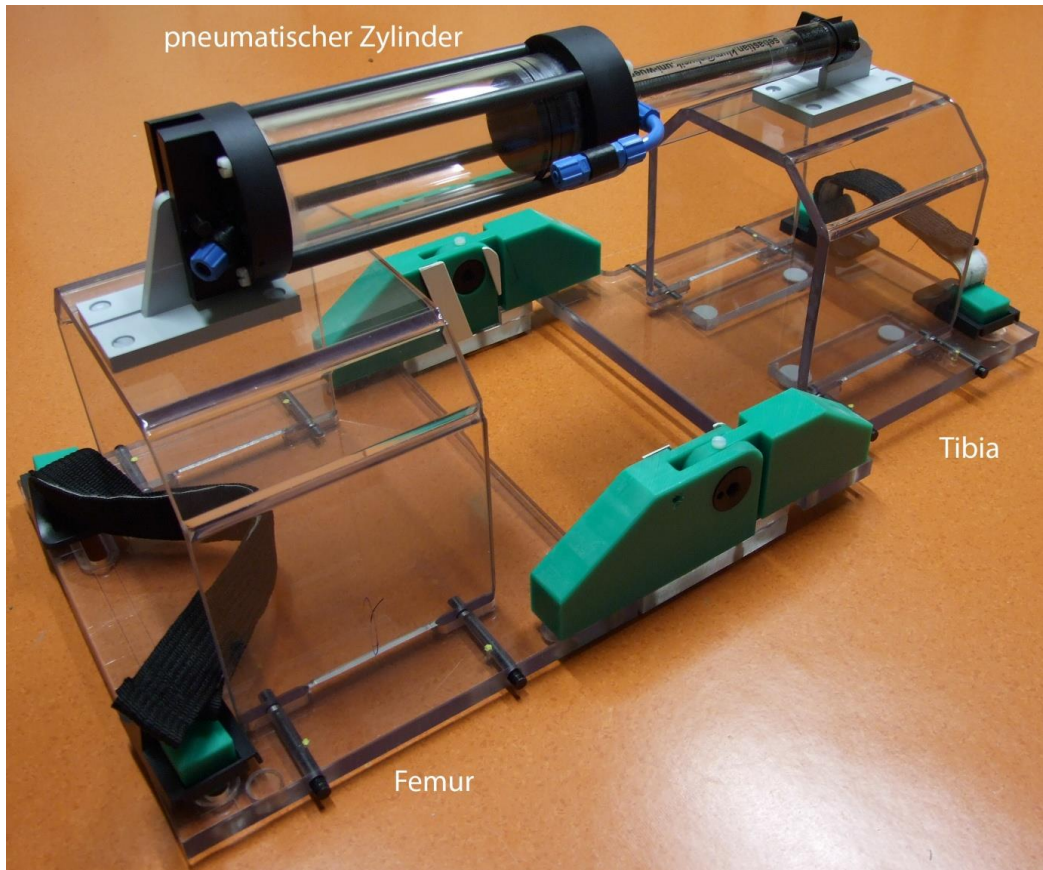


Abbildung 2.6: Bewegungsschiene ohne Untersuchungsobjekt und ohne Spule. Es handelte sich jeweils um einen Plexiglaskasten, der in ein entsprechendes Grundgerüst eingelassen und durch Plastikstifte befestigt wurde. Beide Kästen waren durch den doppelwirkenden Pneumatik-Zylinder verbunden.

2.4 MRT mit Kniespule



Abbildung 2.7: Kernspintomograph Avanto von Siemens mit 1,5 Tesla.

Der MRT-Scanner und die damit verbundene Kniespule waren erforderlich, um die Messungen (siehe 2.5) der Knie durchzuführen.

Beim Scanner handelte es sich um das Modell MAGNETOM *Avanto* von *Siemens*, welches bei einer magnetischen Flussdichte von 1,5 Tesla arbeitet (Abbildung 2.7). Der Kernspintomograph ist ein handelsüblicher klinischer Scanner, der in der Abteilung Magnetresonanz- und Röntgen-Bildgebung, Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Würzburg, genutzt wird. Der Scanner wird dabei vor allem zu Forschungszwecken verwendet. Das Gerät besitzt eine zentrale Öffnung von 60 cm, welcher bei der Konzeption des fertigen Versuchsaufbaus beachtet werden musste (Abbildung 2.9).

Sowohl für vitale Knie, Amputate als auch das Knie-Modell (siehe 2.1) wurde ein dezidiertes 16-Kanal Kniespulen-Array verwendet, die U-förmige Gestalt erlaubt dabei eine nahe Anlage an das Untersuchungsobjekt bei gleichzeitiger Bewegungsfreiheit (Abbildung 2.8). Ein nahes Anliegen des Untersuchungsobjektes an die Messspule (in diesem Fall das 16-Kanal

Kniespulen-Array) ist insbesondere für ein optimales Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio, SNR) unabdingbar.

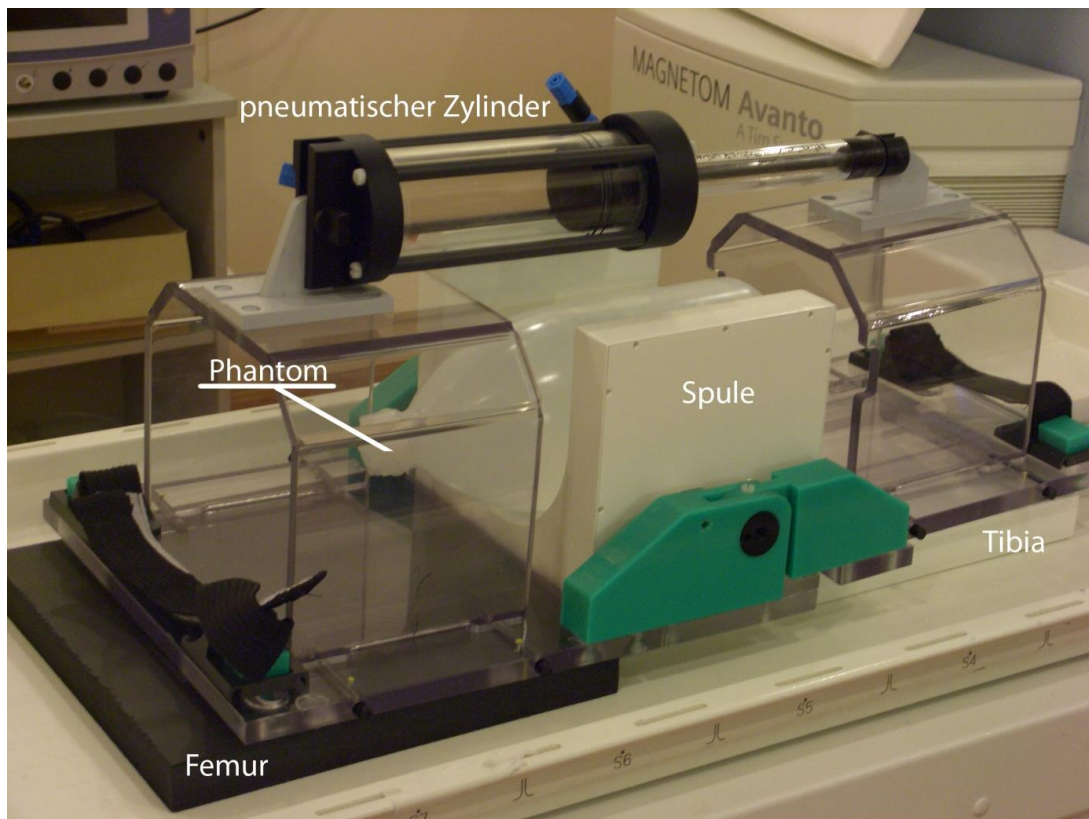


Abbildung 2.8: Bewegungsschiene (siehe 2.2) mit zentraler Kniespule und Flaschen-Phantom.



Abbildung 2.9: Fertiger Versuchsaufbau.

2.5 Messung

Für jede Messung wurde eine spezifische Patienten-ID (Pat.ID) vergeben, da zum Teil mehrere Messungen mit dem selben Knie stattgefunden haben.

Für die Messung wurde eine 2D-Multischicht-Gradientenecho-Sequenz verwendet. Um alle Daten eines Bewegungszyklus akquirieren zu können, werden mehrere Minuten benötigt. Allerdings sollte die Bewegung des Knies in einer physiologisch sinnvollen Zeit erfolgen, also nur wenige Sekunden dauern. Daher musste die Messung segmentiert werden, d.h. der Datensatz eines kompletten Bewegungszyklus wurde am Ende aus den Daten vieler einzelner Bewegungsabläufe zusammengesetzt. Dies war möglich, da die Bewegungsschiene (siehe 2.3) wie bereits erwähnt, eine reproduzierbare Bewegung generiert.

Darüber hinaus wurden verschiedene Auflösungen (siehe Tabelle 2.3) getestet, schlussendlich wurden wegen des besseren visuellen Ergebnisses und der praktikableren Messdauer die Auflösungen der Matrixgrößen 128 x 128 und 192 x 192 bevorzugt.

Matrix	Auflösung [mm ²]	Schicht en	Schichtdi cke [mm]	Frames pro Bewegungszyklus	Messdauer [min]
128 x 128	1,41 x 1,41	32	3	Ca. 28	7-8
192 x 192	0,92 x 0,92	48	2,5	Ca. 19	11-12
256 x 256	0,70 x 0,70	32	2,5	Ca. 15	15-16

Tabelle 2.3: Die verwendeten Matrizen im Vergleich.

Als Field-of-View (FoV) wurde in allen Fällen 180 x 180 mm² gewählt, um das komplette Knie abbilden zu können. Die Bewegungsdauer der Schiene wurde auf 4-5 s pro Bewegungszyklus eingestellt, wobei ein Bewegungszyklus als Flexion aus einer variabel flektierten Ausgangsstellung und anschließender Extension in die Ausgangsposition definiert wurde. Als weitere Sequenzparameter wurden TE / TR = 2,28 ms / 5 ms, ein Flipwinkel von 60° und eine Bandbreite von 416 Hz/px gewählt. Unter der Annahme, dass ein Bewegungszyklus im Durchschnitt ca. 4,8 s dauert [40], wäre eine theoretische Darstellung von 5,83 fps (frames pro Sekunde) bei einer Matrix von 128 x 128 möglich (3,96 fps bei 192 x 192 und 3,15 fps bei 256 x 256).

In den folgenden beispielhaften Abbildungen soll zum einen eine singuläre Ebene im Zeitverlauf (Abbildung 2.10 und Abbildung 2.11), zum anderen zu einem bestimmten Zeitpunkt alle Ebenen (Abbildung 2.12) dargestellt werden. Dabei muss beachtet werden, dass bei allen Messungen zu jedem Zeitpunkt alle Ebenen visualisiert wurden, die Beispiele müssen also in Kombination betrachtet werden. Bei jeder Messung wurde ein vollständiger, dreidimensionaler Datensatz über den Zeitverlauf akquiriert.

Beispielhafte Messung im Zeitverlauf in einer Ebene (Messung 11061-4, Ebene YZ, Slice 62):

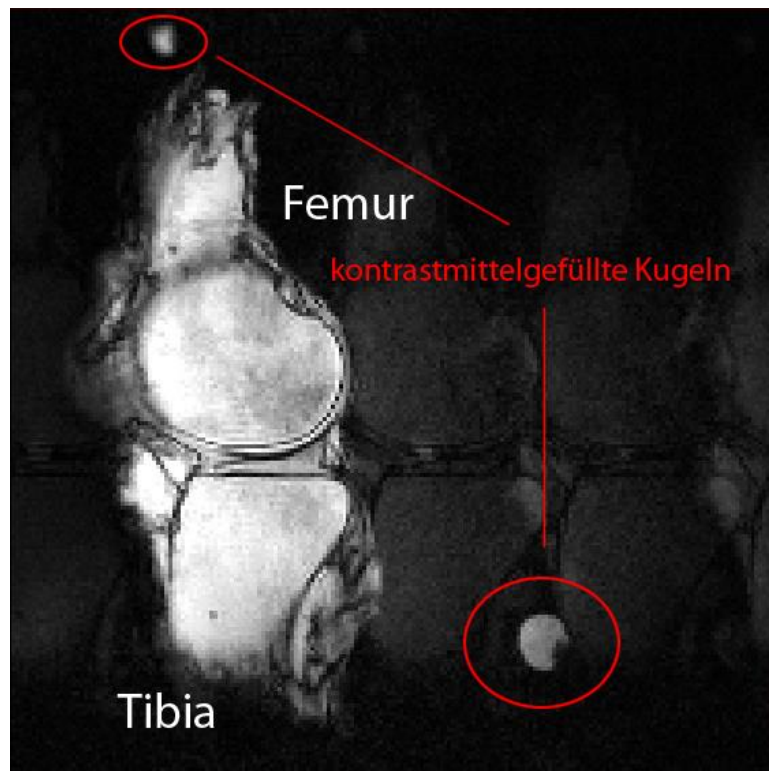
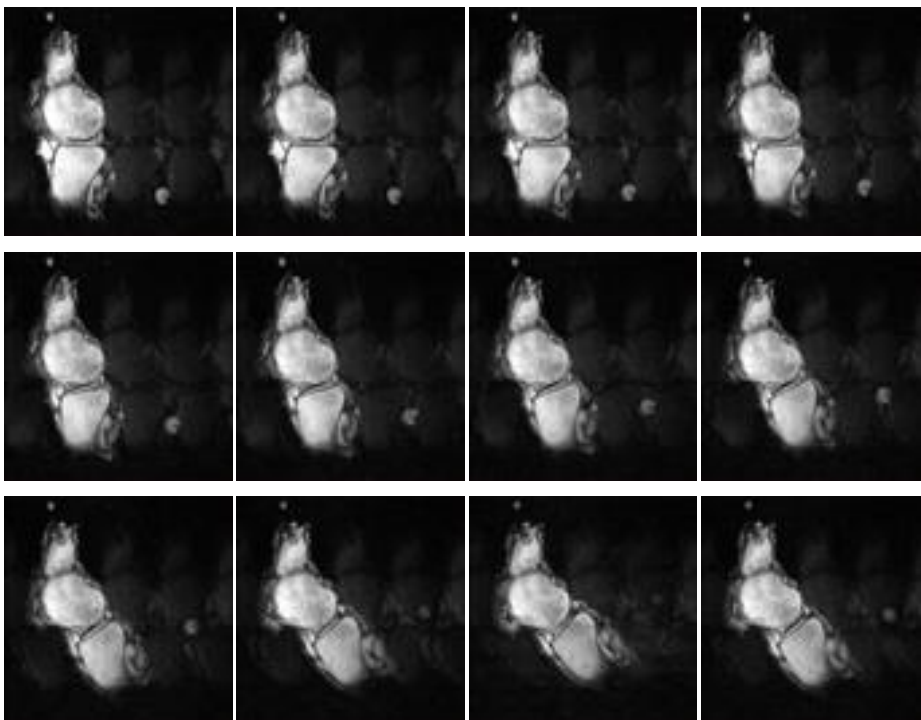


Abbildung 2.10: Zeitpunkt 0 vergrößert.



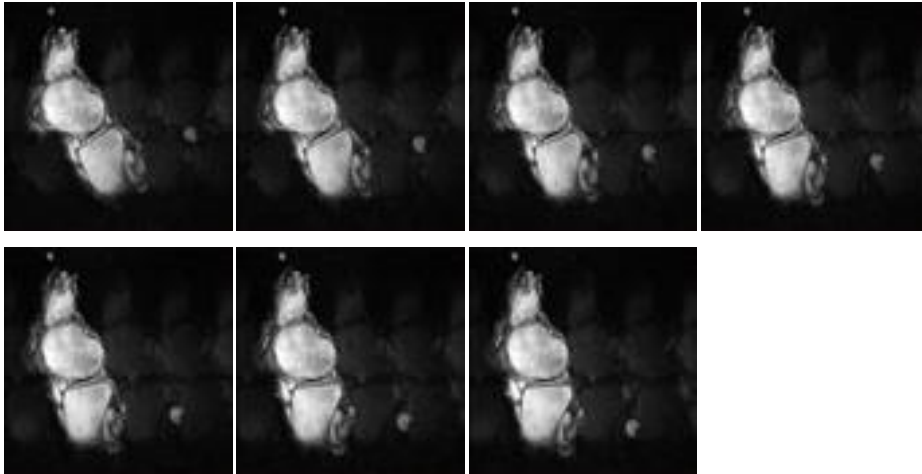
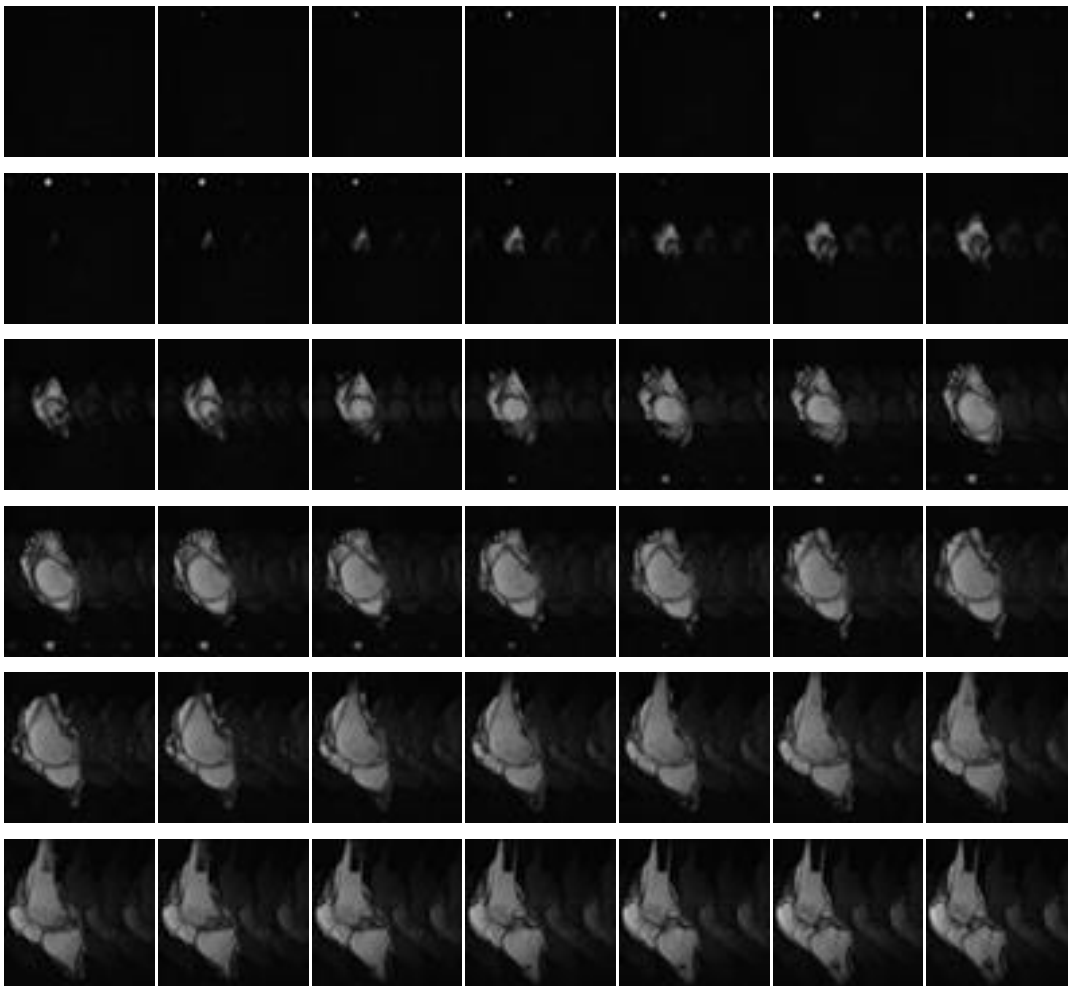


Abbildung 2.11: Zeitpunkt 0-18 im Verlauf der Bewegung. Bei Zeitpunkt 10 (maximale Beugung) verlässt die Kugel in der Tibia die betrachtete Ebene.

Beispielhafte Messung zu einem Zeitpunkt im Verlauf einer Ebene

(Messung 11061-4, Zeitpunkt 5, Ebene YZ):



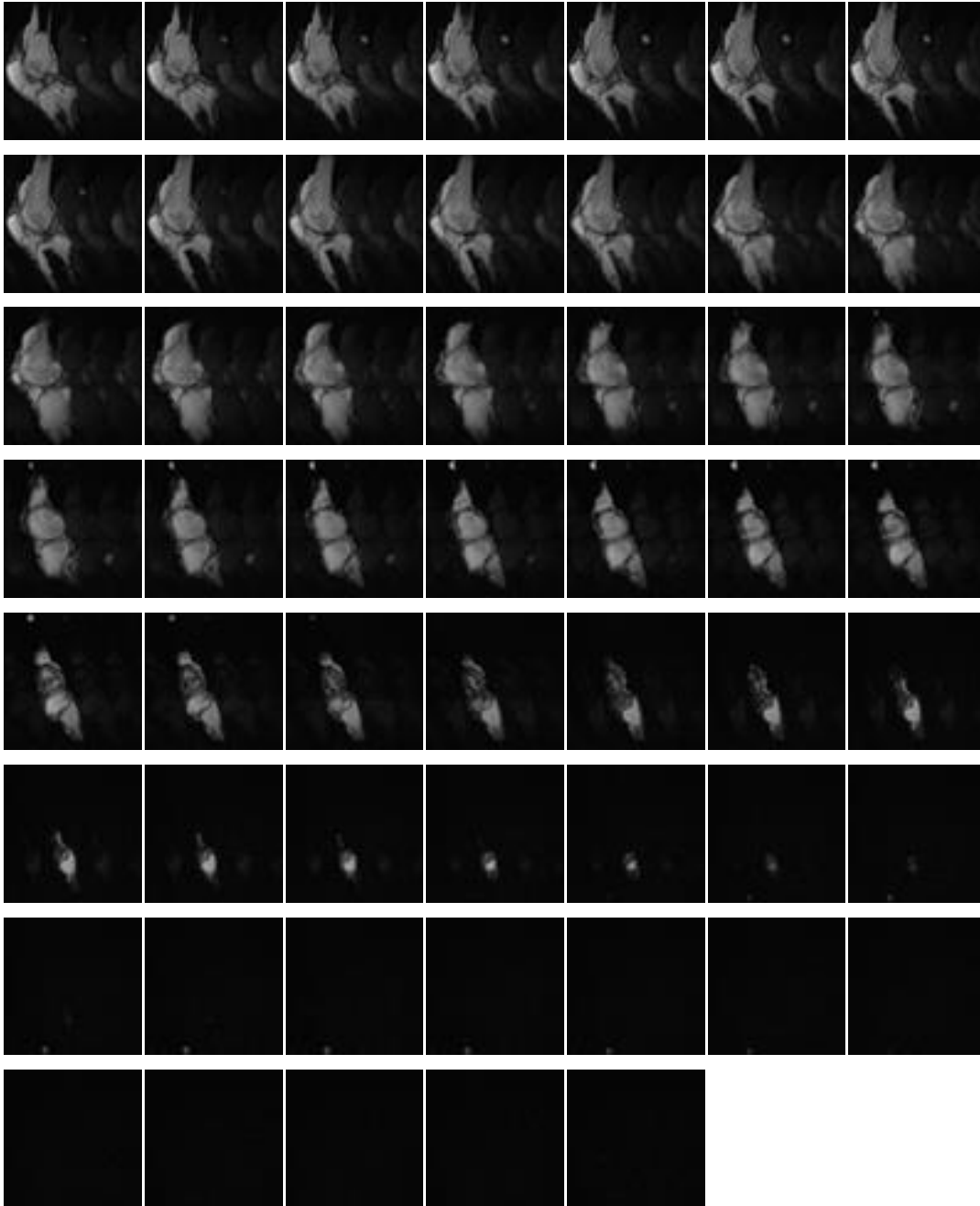


Abbildung 2.12: Slices 0-95, im Verlauf sind alle sechs Kugeln der Messung erkennbar.

2.6 Post-Processing

2.6.1 Amira

Amira diente in der vorliegenden Arbeit zur Betrachtung des Bildmaterials, der Interpolation und vor allem zum manuellen Auslesen der Kugelpositionen (siehe 2.6.2). Für letzteres wurde der „Multiplanar Viewer“ benutzt, ein Modul, welches normalerweise dem Vergleich mehrerer Datensätze dient und dabei eine

pixelgenaue Anvisierung und Auslesung aller drei Koordinaten eines bestimmten Punktes im Datensatz ermöglicht.

2.6.2 Auswertung der Kugelpositionen

Aus den Positionen der kontrastmittelgefüllten Kugeln wurden die Flexion-Extensionsachse und je nach Berechnungsroutine die Innen- und Außenrotationsachse der Knie berechnet (siehe 2.6.4).

Die Darstellung und Auswertung der Daten erfolgte anhand des folgenden Algorithmus:

1. Einlesen der Rohdaten als sogenannte „Time Series“, dadurch konnten die Daten in vier Dimensionen betrachtet werden (dreidimensionaler Datensatz im Zeitverlauf).
2. Jeder Zeitpunkt wurde nun einzeln durch den „Resample“-Befehl (Mitchell Filter auf x 96 Schichten) modifiziert und gespeichert. Dadurch wurde in Schichtrichtung interpoliert, 96 entsprach dabei dem Faktor 2 oder 3, je nach Ausgangsmatrix. Somit wurden die vormals 800-900 *DICOM*-Dateien in ca. 17-25 *amir*-Dateien zusammengefasst. Diese *amir*-Dateien repräsentierten die einzelnen Zeitpunkte der Messung.
3. Die einzelnen *amir*-Dateien wurden dann jeweils im „Multiplanar Viewer“ von *Amira* betrachtet und die Positionen der einzelnen Kugeln in allen drei Ebenen manuell ermittelt. Hierzu wurde in jeder Ebene der Mittelpunkt der Kugel anvisiert, einerseits anhand der Form, andererseits anhand der Intensität des Kontrastes (siehe beispielhaft Abbildung 2.13). Daraus ergaben sich für alle drei Dimensionen die Werte jeweils dreimal. Diese wurden dann mit *Microsoft Excel* in eine Tabelle eingetragen und aus ihnen wurde jeweils ein Durchschnittswert berechnet, um den Fehler möglichst zu minimieren. Um die Daten vergleichbar und nachvollziehbar zu halten, wurde auch die entsprechende Ebene (Slice) und die Reihenfolge (bezogen auf einen Ebene mit Beginn bei der letzten Ebene) der Kugeln in der Tabelle dokumentiert (siehe exemplarisch Abbildung 2.14).

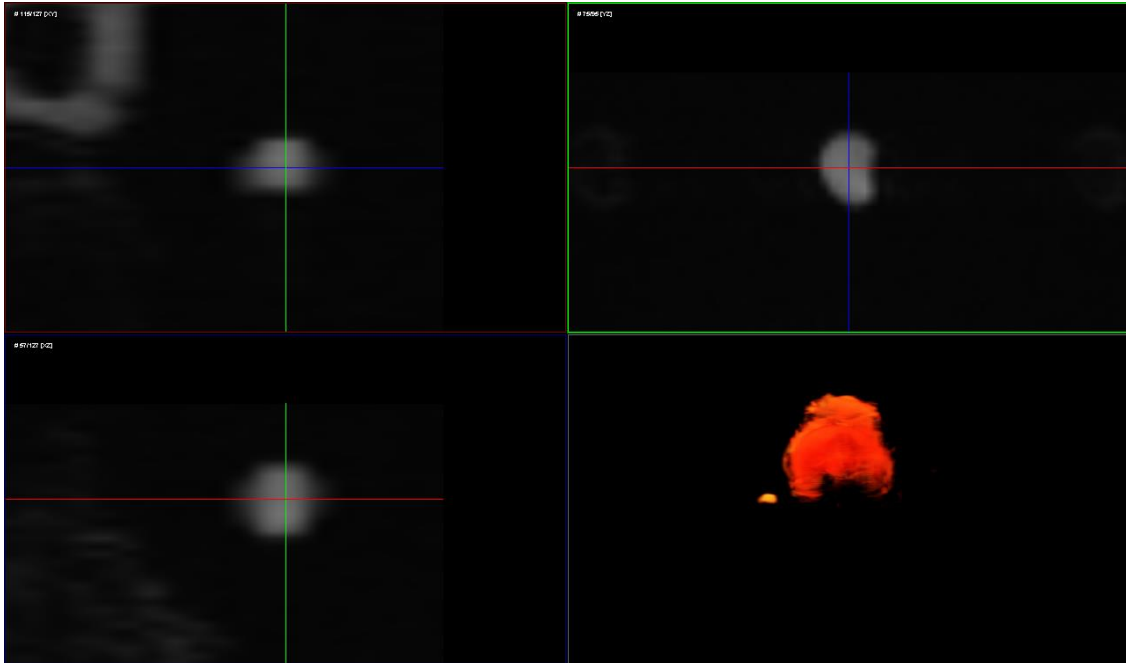


Abbildung 2.13: Eine Kugel beim Anvisieren des Mittelpunktes in Amira: Die Schichtdicke der Messung limitiert die Möglichkeit den genauen Mittelpunkt zu dokumentieren. Die Ebene YZ ist rechts oben zu sehen, XY links oben und XZ links unten. Die 3D-Darstellung rechts unten kann im Zweifelsfall einen weiteren Aspekt aufzeigen, ist aber für die Positionsfindung regulär nicht von Relevanz.

Tibia					Femur				
Kugel 1	1	2	3	Slice	Kugel 2	1	2	3	Slice
YZ	46,36	24,97	-68,94	82	YZ	40,76	-3,15	60,42	78
XY	46,28	24,89	-69,10	27	XY	40,69	-3,22	60,28	119
XZ	46,28	25,05	-68,94	86	XZ	40,69	-3,07	60,42	66
Mittelwert	46,31	24,97	-68,99		Mittelwert	40,71	-3,15	60,37	
Kugel 4	1	2	3	Slice	Kugel 3	1	2	3	Slice
YZ	-9,64	27,80	-22,56	42	YZ	2,96	-0,33	35,10	51
XY	-9,70	27,73	-22,69	60	XY	2,89	-0,40	34,96	101
XZ	-9,70	27,87	-22,56	88	XZ	2,89	-0,26	35,10	68
Mittelwert	-9,68	27,80	-22,60		Mittelwert	2,91	-0,33	35,05	
Kugel 5	1	2	3	Slice	Kugel 6	1	2	3	Slice
YZ	-43,24	2,49	-91,60	18	YZ	-57,24	-27,04	60,40	8
XY	-43,30	2,43	-91,60	11	XY	-57,30	-27,11	60,28	119
XZ	-43,30	2,55	-91,48	70	XZ	-57,30	-26,98	60,40	49
Mittelwert	-43,28	2,49	-91,56		Mittelwert	-57,28	-27,04	60,36	

Abbildung 2.14: Exemplarische Ergebnisse einer Kugelpositionsbestimmung zu einem Zeitpunkt. Für die Achsenberechnung wurden grundsätzlich die berechneten Mittelwerte herangezogen.

2.6.3 Überprüfung der Daten

Die Daten wurden nach der Auswertung manuell auf ihre Integrität geprüft, dies diente vor allem der Identifikation von Übertragungsfehlern (z.B. Vorzeichenfehler). In einem weiteren Schritt wurden die Koordinaten graphisch durch *Matlab* dargestellt um dabei potentielle Ausreißer visuell identifizieren zu

können. Fehlende Werte (Gründe hierfür werden unter 4.2 diskutiert) konnten durch einen speziellen Algorithmus interpoliert werden. Waren Werte vorhanden, war keine Interpolation notwendig.

Für eine Interpolation mussten dabei Nachbarpunkte vorhanden sein, daher konnten fehlende Koordinaten am Anfang oder Ende der Zeitreihe nicht interpoliert werden. Außerdem mussten zumindest drei Positionen in einer Zeitreihe als glaubhafte Messpunkte existieren, um eine gute Interpolation zu ermöglichen.

Zur Interpolation setzte der Algorithmus fehlende Werte zunächst auf die Ursprungskoordinate null, dann wurde mit den vorherigen und den nachfolgenden Werten eine bikubische Interpolation durchgeführt. Die Interpolation zeigte vielfach zufriedenstellende Resultate (siehe exemplarisch Abbildung 2.15).

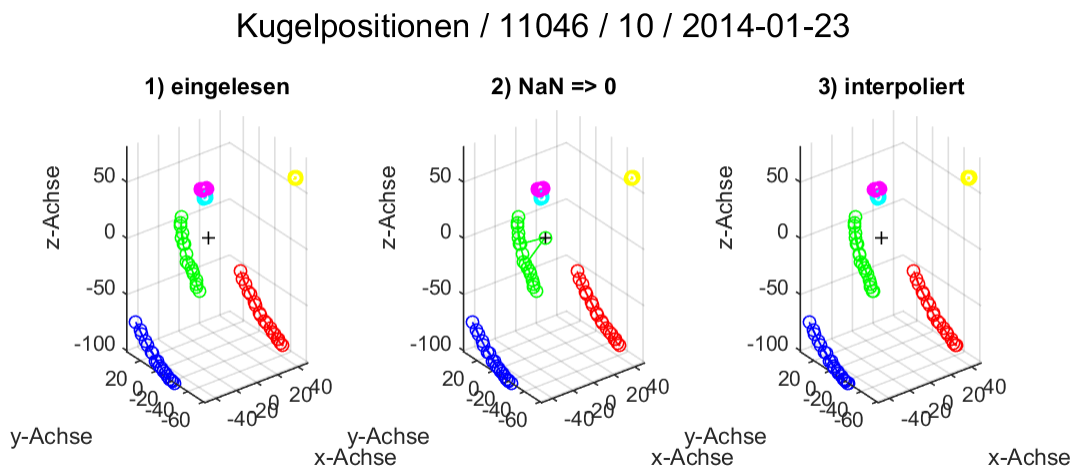


Abbildung 2.15: Die Abbildung zeigt die ermittelten Werte im dreidimensionalen Raum. Das schwarze Kreuz repräsentiert den Ursprung. Erläuterung siehe Text.

Erläuterung zu Abbildung 2.15:

- 1) Zeigt die eingelesenen Daten
- 2) Zeigt im Ursprung eine auf null gesetzte, zuvor fehlende Koordinate (Pat.-ID 11046: Kugel 3 in Zeitpunkt 3)
- 3) Zeigt die zufriedenstellende Interpolation

2.6.4 Achsenberechnung

Die Berechnung der Achsen stellt das Endergebnis des Versuches dar, aus den ermittelten Positionen der kontrastmittelgefüllten Kugeln wurden hierbei eine Flexion-Extensionsachse und je nach Methode auch eine Innen- und Außenrotationsachse berechnet. Eine daran angeschlossene Fehlerberechnung fungierte dabei als Kontrollmechanismus, indem von der berechneten Achse die idealen Positionen rückberechnet wurden und mit den gemessenen Positionen der kontrastmittelgefüllten Kugeln verglichen wurden. Es wurde außerdem ein Vergleich mit dem Modell (siehe 2.1) möglich. Die berechnete Flexion-Extensionsachse konnte zudem graphisch dargestellt werden.

Bei der Achsenberechnung handelte es sich um drei mathematische Methoden, welche im Rahmen einer Bachelorarbeit erarbeitet und verglichen wurden [41]. Diese Routinen wurden in *Matlab* eingebracht und damit berechnet.

Zunächst wurden die Positionen der drei Femur-Kugeln genutzt, um ein festes Koordinatensystem aufzustellen. Die Koordinaten der Tibia-Kugeln wurden dann für jeden Zeitpunkt in dieses Koordinatensystem transformiert. Dadurch war gewährleistet, dass die Positionen der Tibia-Kugeln allein durch Flexion und Extension bzw. Innen- und Außenrotation des Kniegelenks zustande kommen und nicht durch Störbewegungen, wie etwa durch eine Bewegung des Femurs in der Bewegungsapparatur.

2.6.4.1 1-Achsen-Suche:

Diese Methode vernachlässigte die Innen- und Außenrotation des Kniegelenks. Es wurde für jede der drei Tibia-Kugeln eine Rotationsachse berechnet, aus diesen drei Drehachsen wurde dann die optimale Drehachse abgeleitet. Dazu wurde zunächst für jede Kugel die optimale Ebene gesucht. In der erhaltenen Ebene wurde dann eine Kreisinterpolation durchgeführt, der Mittelpunkt dieses Kreises war der gesuchte Aufpunkt der jeweiligen Drehachse. Dieses Verfahren wurde analog für alle drei Kugeln durchgeführt. Somit erhielt man drei Richtungsvektoren für die Drehachsen der drei Kugeln und drei zugehörige Aufpunkte. Der Mittelwert aus den Richtungsvektoren und der Punkt mit dem

minimalen Abstand zu den Achsen ergab die gesuchte Flexion-Extensions-Achse des Knies.

2.6.4.2 2-Achsen-Suche:

Hierbei wurde sowohl nach einer optimalen Flexion-Extensions-Achse des Knies, als auch nach einer dazu orthogonal stehenden optimalen Innen- und Außenrotations-Achse der Tibia gesucht. Es wurde versucht die eigentlich zeitgleich stattfindenden Bewegungen der Flexion-Extension und Innen- und Außenrotation versetzt darzustellen. Dazu wurden sowohl die Flexion als auch die Rotation in viele kleine Bewegungen aufgeteilt, welche dann abwechselnd durchgeführt wurden. Für jeden kleinen Rotations-Schritt wurden Drehmatrizen aufgestellt. Man erhielt ein Gleichungssystem mit vielen unbekanntem Drehwinkeln und hat es mit Hilfe der gemessenen Koordinaten gelöst.

2.6.4.3 Virtuelle Achsensuche:

Der Grundgedanke der „virtuellen Achsensuche“ ist folgender: Punkte innerhalb der Tibia, die auf der Innen- und Außenrotations-Achse der Tibia liegen, bewegen sich bei Flexion in einer planaren Ebene, Punkte außerhalb der Innen- und Außenrotations-Achse beschreiben dagegen eine unregelmäßige, durch die Innen- und Außenrotation verzerrte Bewegung.

Der Algorithmus ermittelte zwei unterschiedliche Punkte, die auf der Innen- und Außenrotations-Achse lagen; damit war die Innen- und Außenrotations-Achse definiert. Die Flexionsachse ergab sich nun aus dem Mittelpunkt, um den sich die zu jedem Zeitpunkt gefundene Rotationsachse gedreht hat.

2.6.4.4 Fehlerberechnung

Diese erfolgte bei jedem Verfahren analog in *Matlab* und hat die berechnete Achse zugrunde gelegt. Anhand der berechneten Achse wurden die idealen Punkte berechnet, welche zu der beschriebenen Kreisbahn der berechneten Achse passten. Diese berechneten Punkte wurden dann mit den tatsächlich gemessenen Punkten der kontrastmittelgefüllten Kugeln verglichen. Der Unterschied lieferte den Fehler der jeweiligen berechneten Achse. Dabei wurde

ein Fehler < 50 als gut, ein Fehler zwischen $50 - 100$ als mäßig und ein Fehler > 100 als schlecht gewertet.

Die Fehlerwerte wurden in *Microsoft Excel* tabellarisch aufgetragen und dabei jeweils Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Zudem wurden zur besseren Übersicht Balkendiagramme angefertigt.

2.6.4.5 Graphische Achsendarstellung

Mit *Matlab* war bei jeder durchgeführten Messung zusätzlich zur graphischen Darstellung der Mess- und Fitpunkte auch eine graphische Darstellung der errechneten Achsen möglich. Dabei wurde die graphische Achsendarstellung rein visuell bewertet und eingeordnet ob sich die dargestellten Mess- bzw. Fit-Punkte nachvollziehbar um die dargestellte Achse bewegen konnten oder nicht. Das erste Beispiel (Abbildung 2.16) war exemplarisch für eine schlechte graphische Achsendarstellung, bei der eine Bewegung der Mess- bzw. Fit-Punkte um die dargestellte Achse nicht nachvollziehbar schien. Die Achsendarstellung des zweiten Beispiels (Abbildung 2.17) wurde als gut bewertet, da hier eine Bewegung der Mess- bzw. Fit-Punkte um die dargestellte Achse sehr gut vorstellbar war.

Die beiden Beispiele stellten die jeweiligen Endpunkte des Spektrums der graphischen Achsendarstellung dar. Innerhalb dieses Spektrums fand eine Einteilung der graphischen Achsendarstellung in gut, mäßig oder schlecht statt.

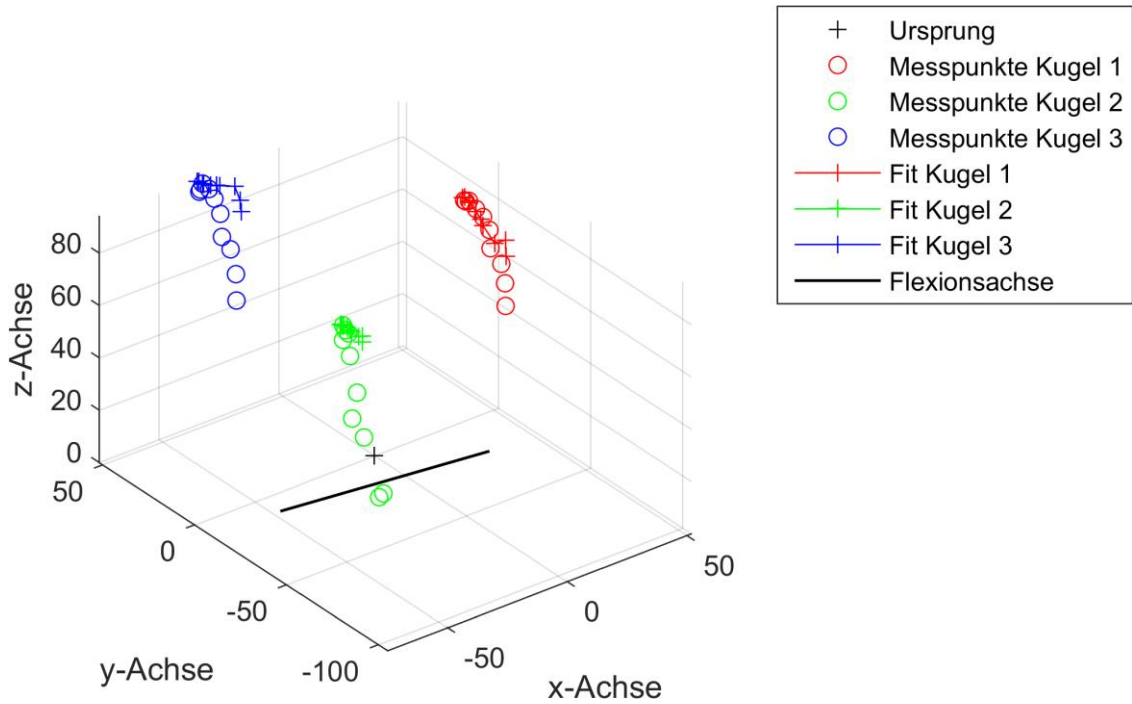


Abbildung 2.16: Beispiel für eine Darstellung unterhalb der Erwartungen (Pat.ID 11653-4; virtuelle Achsenberechnung).

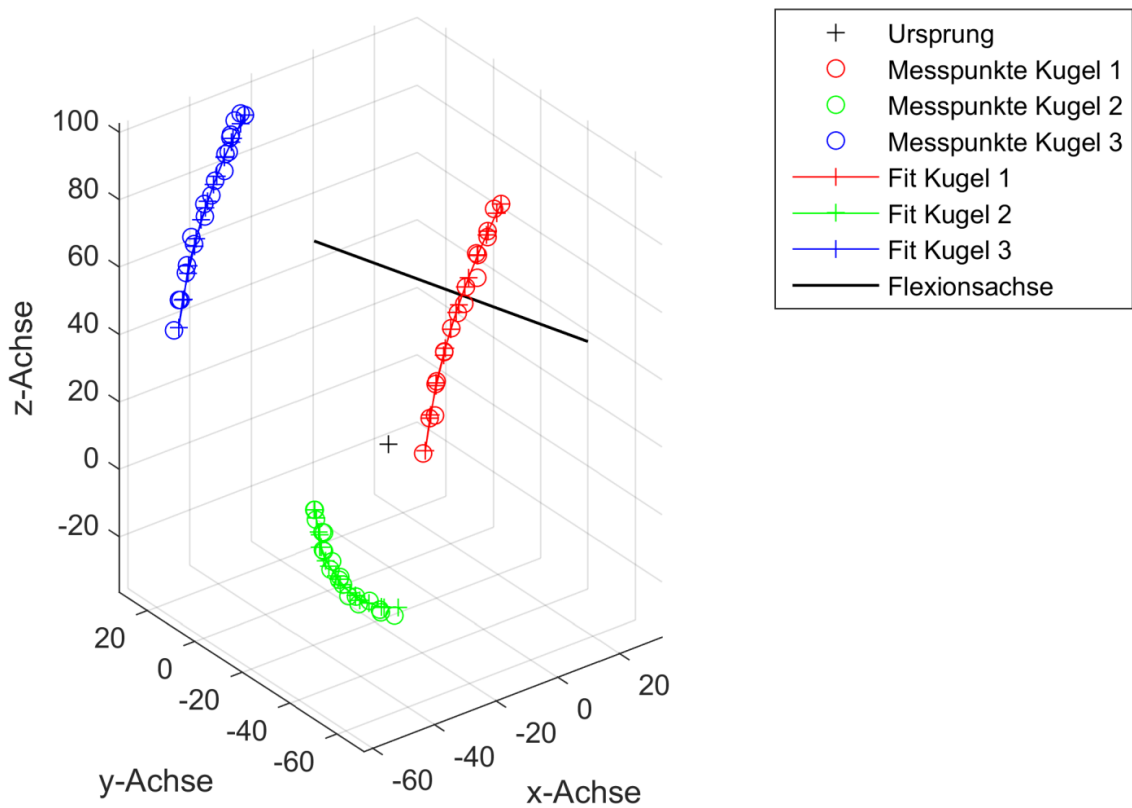


Abbildung 2.17: Beispiel für eine sehr gute Darstellung (11061-6; 2-Achsen-Methode).

3 Ergebnisse

3.1 Knie-Modell

Auf die von Grimm [42] bereitgestellten Ergebnisse konnten in der vorliegenden Arbeit erfolgreich die beschriebene Fehlerberechnung (2.6.4.4) sowie die Achsendarstellung (2.6.4.5) angewandt werden. Dabei konnten insgesamt glaubhafte Ergebnisse ermittelt werden, welche in Tabelle 3.1 aufgeführt sind.

- **Pat.ID:** Spezifische Bezeichnung für eine bestimmte Messung; diese wurde jeweils nur einmal vergeben.
- **Achsendarstellung:** Bewertung der graphischen Achsendarstellung mit gut (grün), mäßig (gelb) oder schlecht (rot), für eine Erläuterung der angewandten Kriterien siehe 2.6.4.5.
- **Fehler:** Fehlerberechnung siehe 2.6.4.4. Für einen besseren Überblick mit Farben hinterlegt, grün repräsentiert einen niedrigen Fehler und rot einen hohen, dazwischen wird farblich abgestuft.
- **Kommentare:** Diese sind von Grimm [42] übernommen und dienen der genauen Verständlichkeit.
- **Mittelwert und Standardabweichung:** Farbliche Abstufung, grün entsprechend einem niedrigen Wert, rot entsprechend einem hohen Wert.

-Ergebnisse -































Messung	Achsendarstellung		Fehler			Kommentar
	2-A./virt.?		1-Achse	2-Achse	virtuell	
103			15	41	51	KM Kreuz maximal außen
105			29	67	75	Rotation erhöht
106			42	38	62	KM Kreuz näher
107			18	24	42	KM Kreuz noch näher
108			18	16	38	KM-Kugeln näher an Rotationsachse, sukzessive Erhöhung des Kreuz-Abstandes
109			13	17	43	
110			10	30	41	
204			29	16	31	l = 2,5 cm
205			32	20	46	l = 3 cm
206			34	21	47	l = 3,5 cm
207			37	25	48	l = 4 cm
208			17	101	49	l = 4,5 cm
209			29	38	55	l = 5 cm
210			15	37	54	l = 5 cm
211			36	40	57	l = 5,5 cm
Mittelwert:			25	35	49	
Standardabweichung:			10	22	10	

Tabelle 3.1: Alle Messungen von Grimm [41] mit Fehler und Darstellung, entsprechend der in dieser Arbeit verwendeten Algorithmen.

Die folgende Abbildung (Abbildung 3.1) zeigt zur übersichtlichen Darstellung ein Auftragen der Messungen (entsprechend der Reihenfolge in Tabelle 3.1) gegenüber dem Fehler bei allen drei Methoden. Dabei repräsentiert rot die 1-Achsen-Methode, grün die 2-Achsen-Methode und blau die virtuelle Achsenberechnung.

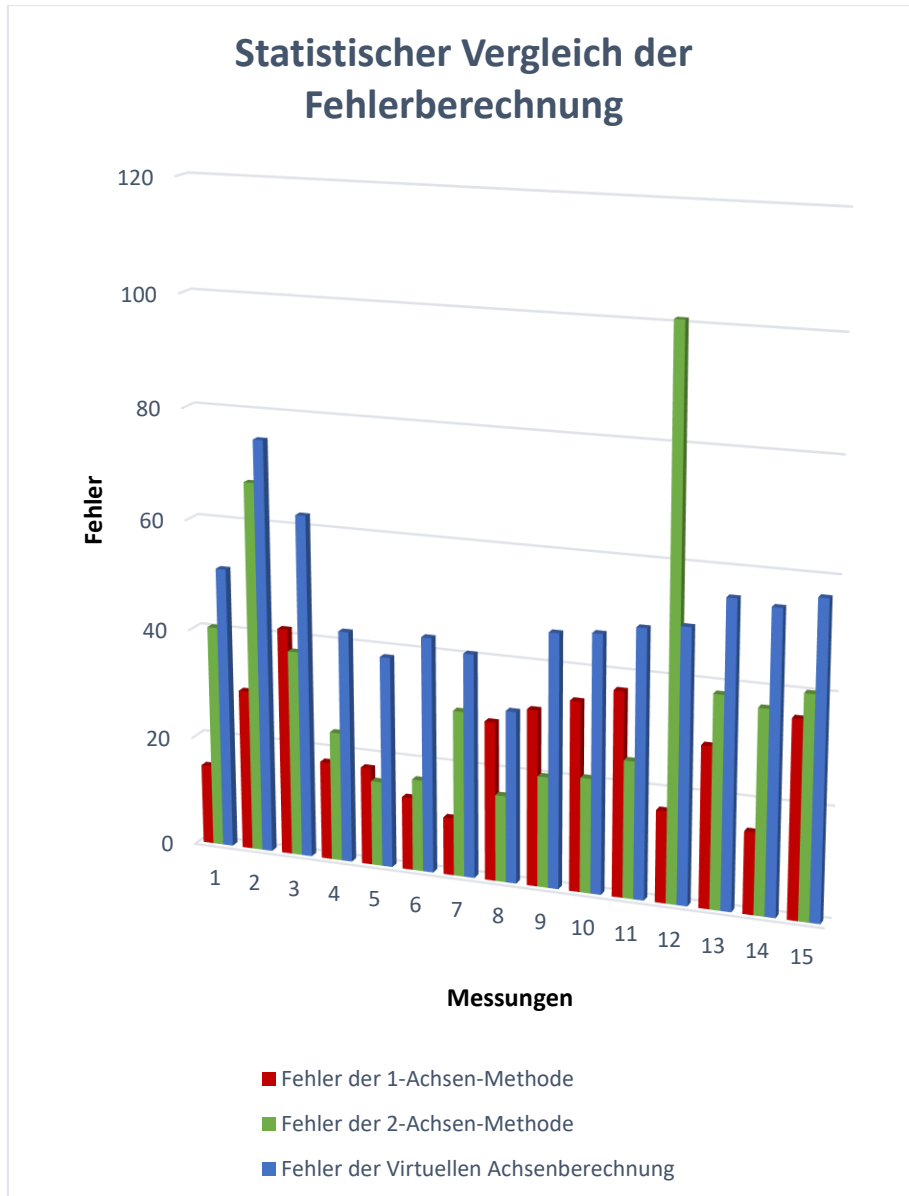


Abbildung 3.1: Statistischer Vergleich der Fehlerberechnung bei allen Messungen des Modells von Grimm [42].

Die graphische Achsendarstellung konnte bei allen Messungen durchgeführt werden, lieferte dabei allerdings unterschiedlich zufriedenstellende Ergebnisse. In Tabelle 3.1 ist dies unter der Spalte „Achsendarstellung“ berücksichtigt, dabei fand eine Bewertung in gut (grün), mäßig (gelb) oder schlecht (rot) statt. Abbildung 3.2 zeigt beispielhafte eine gute Achsendarstellung bei niedrigem

Fehler. Die Achsendarstellung in Abbildung 3.3 wurde dagegen als schlecht gewertet, bei hohem Fehler.

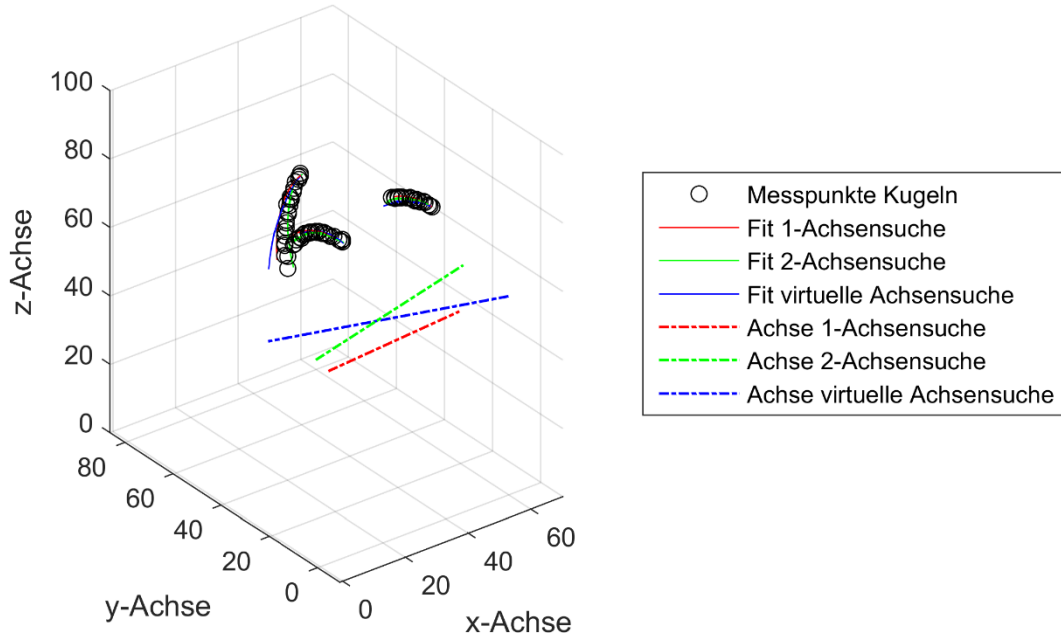


Abbildung 3.2: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Messung 108). Exemplarisch für einen niedrigen Fehler.

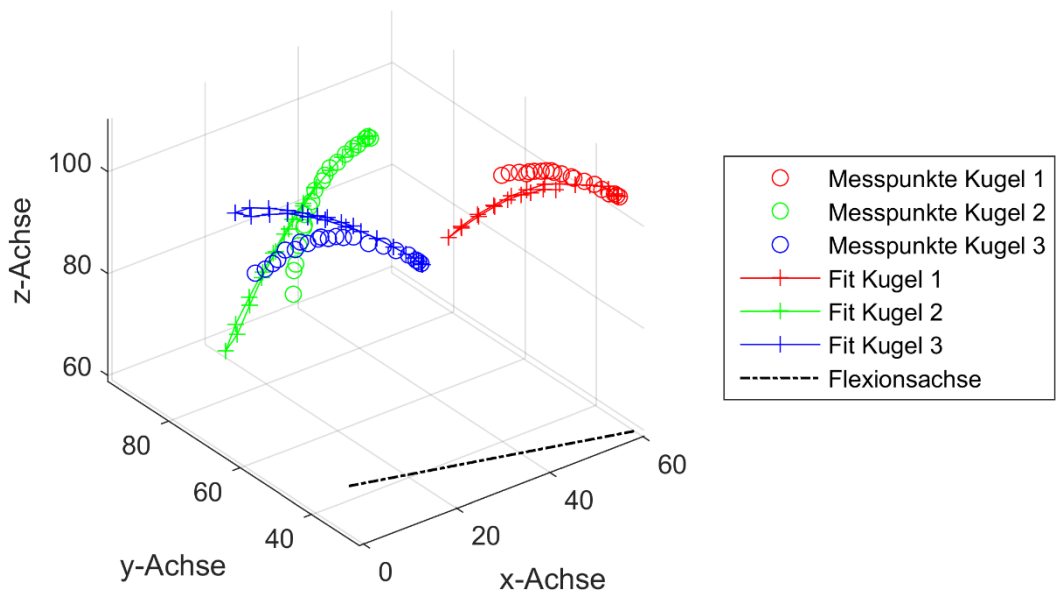


Abbildung 3.3: Darstellung der 2-Achsen-Methode in Messung 208. Exemplarisch für einen hohen Fehler.

3.2 Knie

Alle Kadaver-Knie waren bei der initialen Untersuchung stabil und ohne jegliche Einschränkung in der Beweglichkeit. Höhergradige pathologisch-anatomische Besonderheiten fanden sich nicht. Eine Präparation war entsprechend unserer Vorgaben bei allen zehn Kadaver-Knien ohne Probleme durchgeführt worden (siehe 2.2.6). Bei allen Präparaten war ein Einbringen der Plastikstäbe möglich, dabei wurde grundsätzlich die Aushärtungszeit des verwendeten Knochenzements eingehalten. Das Ergebnis waren jeweils stabile, vollständig bewegliche Untersuchungsobjekte.

Im Durchschnitt konnte bei jeweils einer Messung ein Bewegungsumfang von 40° bei Flexion-Extension erfasst werden. Dabei waren die Präparate durchschnittlich auf 33° als Ausgangsstellung flektiert. Insgesamt konnte somit über mehrere Messungen ein Bewegungsumfang von bis zu 88° bei Flexion-Extension erfasst werden. Die minimale Flexion bei Messbeginn lag bei 23° und die maximale Flexion bei Messbeginn bei 111°. Im Durchschnitt konnte eine maximale Flexion von 74° erreicht werden.

3.3 Messung

Es konnten 23 Kadaver-Knie-Messungen nach dem selben Versuchsaufbau mit verwertbaren Ergebnissen durchgeführt werden.

3.4 Post-Processing

3.4.1 Auswertung der Kugelpositionen

Grundsätzlich war eine Auswertung der Kugelpositionen zu einem Großteil aller Zeitpunkte möglich. In 13 der durchgeführten Kadaver-Knie-Messungen waren alle Kugeln zu jedem Zeitpunkt abgrenzbar. In sieben Kadaver-Knie-Messungen war eine Kugel zumindest zu einem Zeitpunkt nicht abgrenzbar. In drei Kadaver-Knie-Messungen war eine Kugel durchgehend nicht abgrenzbar und in einer Kadaver-Knie-Messung davon war eine weitere Kugel beinahe die vollständige Messung nicht abgrenzbar. Wenn eine Bestimmung aller Kugelpositionen zu jedem Zeitpunkt möglich gewesen wäre, wären 2952 Kugelpositionen bestimmt worden. Insgesamt konnten 2830 Kugelpositionen zu 492 Zeitpunkten

ausgelesen werden, somit konnten 95,8 % der möglichen Kugelpositionen ausgewertet werden.

3.4.2 Interpolation

Eine Interpolation war bei zehn Kadaver-Knie-Messungen durchgeführt worden und hat dabei überwiegend gute Ergebnisse geliefert. In drei Kadaver-Knie-Messungen war eine Interpolation nicht möglich (Kriterien hierfür siehe 2.6.3).

3.4.3 Fehlerberechnung

3.4.3.1 Alle Kadaver-Knie-Messungen

In Tabelle 3.2 sind die relevanten Teilergebnisse aller durchgeführten Kadaver-Knie-Messungen aufgeführt.

- **Knie:** Fortlaufende Nummer der Knie.
- **Pat.ID:** Spezifische Bezeichnung für eine bestimmte Messung, diese wurde jeweils nur einmal vergeben.
- **Kugeln sichtbar?:** Welche Kugeln (K=Kugel) sind zu welchem Zeitpunkt (DS=Datensatz) sichtbar, also auswertbar.
- **Interpolierbar?:** Sind alle Werte vorhanden, ist keine Interpolation notwendig. Kriterien und Herangehensweise beim Interpolieren siehe 2.6.3.
- **Achsendarstellung:** Bewertung der graphischen Achsendarstellung mit gut (grün), mäßig (gelb) oder schlecht (rot), für eine Erläuterung der angewandten Kriterien siehe 2.6.4.5.
- **Fehler:** Fehlerberechnung siehe 2.6.4. Für den besseren Überblick mit Farben hinterlegt, grün repräsentiert einen niedrigen Fehler und rot einen hohen, dazwischen wird farblich abgestuft.
- **Kommentare:** Diese dienen dem besseren Verständnis und der Nachvollziehbarkeit.
- **Mittelwert und Standardabweichung:** Farbliche Abstufung, grün entsprechend einem niedrigen Wert, rot entsprechend einem hohen Wert.

-Ergebnisse -

Knie	Pat.ID	Kugeln sichtbar?	Inter pol.?	Achsendarstellung		Fehler			Kommentar
				2-A./virt.		1-Achse	2-Achse	virtuell	
1	9493-7	alle		●	●	7	8	20	Keine Patella, starre Bewegung
2	10127-3	alle		●	●	189	66	108	
3	10144-7	Nur 5 Kugeln	✗	●	●	114	145	228	teils starke Bildartefakte
3	10144-8	Nur 5 Kugeln	✗	●	●	31	107	194	teils starke Bildartefakte
3	10144-9	Nur 5 Kugeln + K5 bis DS 1	✗	●	●	181	3171	1026	K5(seitlich Femur) verlässt den Bildausschnitt
3	10144-12	alle		●	●	113	53	72	
4	11046-9	alle		●	●	65	55	64	
4	11046-10	ausser K3 in DS 6	✓	●	●	42	38	102	K3(zentral Tibia)
5	11061-4	alle		●	●	47	13	36	
5	11061-6	alle		●	●	32	16	28	
6	11253-4	alle		●	●	146	56	352	
6	11253-6	alle		●	●	137	244	153	
6	11253-7	ausser K4 in DS 13-20	✓	●	●	95	53	366	K4 (zentral Tibia)
6	11653-4	K4 bis DS 7	✓	●	●	100	31	179	K4 (zentral Tibia)
6	11653-5	alle		●	●	75	50	87	K4 (zentral Tibia)
7	11716-4	K4 bis DS 8	✓	●	●	91	53	83	K4(zentral Tibia)
7	11716-8	K4 bis DS 7	✓	●	●	99	72	74	K4(zentral Tibia)
7	11716-9	ausser K4 in DS 13	✓	●	●	44	35	41	K2+4 (zentral Femur, zentral Tibia)
8	11782-4	alle		●	●	72	54	67	hohe Rotation (nach 2. Auftauen festgestellt)
8	11782-5	alle		●	●	98	75	143	K2+4 (zentral Femur, zentral Tibia)
8	11782-6	ausser K2 + K4 in DS 18	✓	●	●	74	22	56	K2+4 (zentral Femur, zentral Tibia)
9	11818-4	alle		●	●	72	64	75	teils starke Bildartefakte
10	11818-6	alle		●	●	46	28	27	teils starke Bildartefakte
Mittelwert:						86	196	156	
Standardabweichung:						46	636	207	

Tabelle 3.2: Alle 23 Kadaver-Knie-Messungen im Überblick (DS=Datensatz; K=Kugel).

Die folgende Abbildung (Abbildung 3.4) zeigt zur übersichtlichen Darstellung ein Auftragen aller Kadaver-Knie-Messungen (entsprechend der Reihenfolge in Tabelle 3.2) gegenüber dem Fehler bei allen drei Methoden. Dabei repräsentiert rot die 1-Achsen-Methode, grün die 2-Achsen-Methode und blau die virtuelle Achsenberechnung.

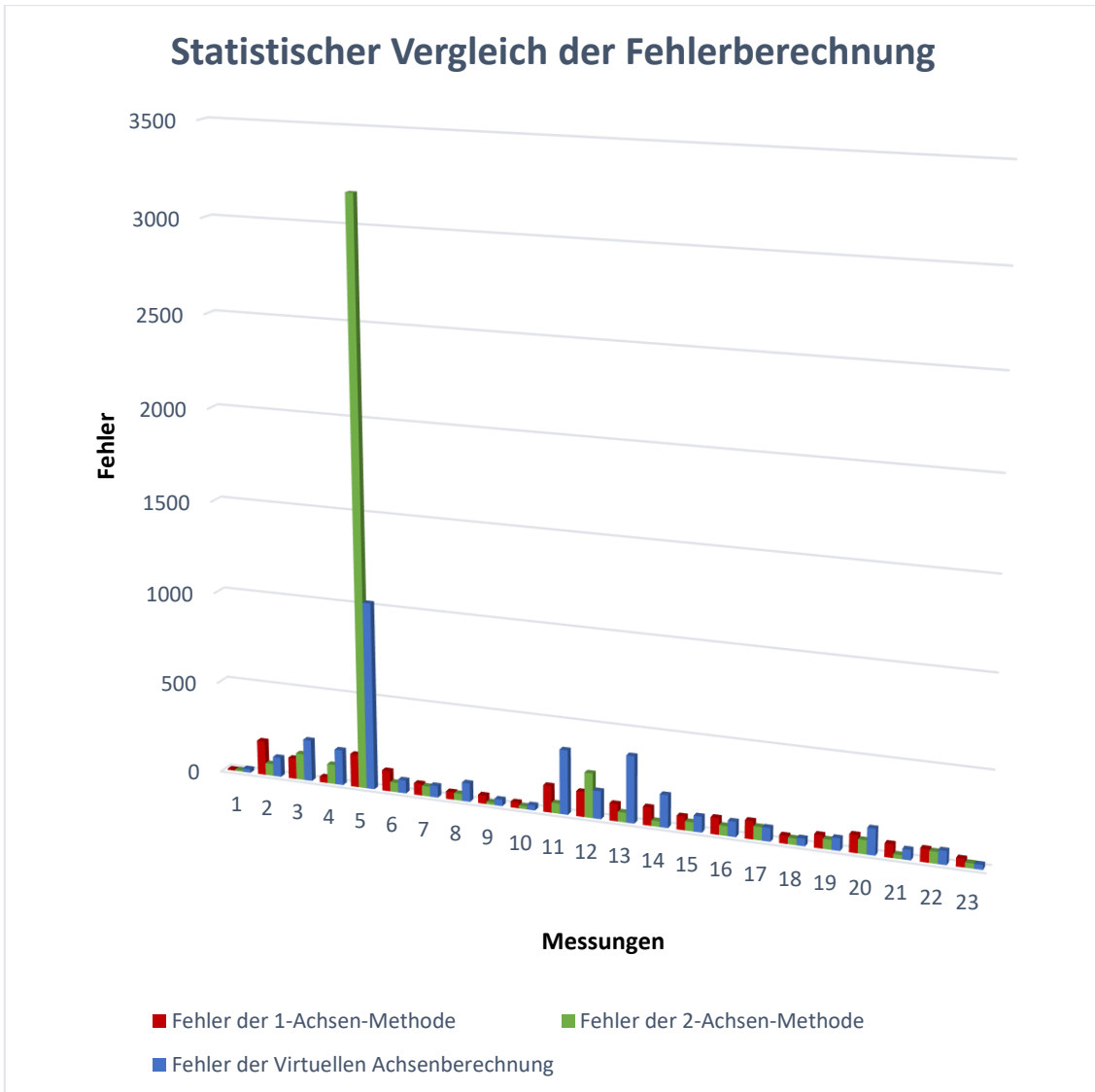


Abbildung 3.4: Statistischer Vergleich der Fehlerberechnung bei allen 23 Messungen.

3.4.3.2 Die zehn Haupt-Kadaver-Knie-Messungen

Aus den insgesamt 23 durchgeführten Kadaver-Knie-Messungen wurde pro Knie die Messung mit dem niedrigsten Fehler als Hauptmessung ausgewählt. Die relevanten Teilergebnisse sind in Tabelle 3.3 aufgeführt.

- **Knie:** Fortlaufende Nummer der Knie.
- **Pat.ID:** Spezifische Bezeichnung für eine bestimmte Messung, diese wurde jeweils nur einmal vergeben.
- **Kugeln sichtbar?:** Welche Kugeln (K=Kugel) sind zu welchem Zeitpunkt (DS=Datensatz) sichtbar, also auswertbar.
- **Interpolierbar?:** Sind alle Werte vorhanden, ist keine Interpolation notwendig. Kriterien und Herangehensweise beim Interpolieren siehe 2.6.3.
- **Achsendarstellung:** Bewertung der graphischen Achsendarstellung mit gut (grün), mäßig (gelb) oder schlecht (rot), für eine Erläuterung der angewandten Kriterien siehe 2.6.4.5.
- **Fehler:** Fehlerberechnung siehe 2.6.4. Für den besseren Überblick mit Farben hinterlegt, grün repräsentiert einen niedrigen Fehler und rot einen hohen, dazwischen wird farblich abgestuft.
- **Kommentare:** Diese dienen dem besseren Verständnis und der Nachvollziehbarkeit.
- **Mittelwert und Standardabweichung:** Farbliche Abstufung, grün entsprechend einem niedrigen Wert, rot entsprechend einem hohen Wert.

-Ergebnisse -

Knie	Pat.ID	Kugeln sichtbar?	Inter pol.?	Achsendar- stellung		Fehler			Kommentar
				2-A./virt.?	1-Achse	2-Achse	virtuell		
1	9493-7	alle		●	●	7	8	20	Keine Patella, starre Bewegung
2	10127-3	alle		●	●	189	66	108	
3	10144-12	alle		●	●	113	53	72	
4	11046-9	alle		●	●	65	55	64	
5	11061-6	alle		●	●	32	16	28	
6	11653-5	alle		●	●	75	50	87	K4 (zentral Tibia)
7	11716-9	ausser K4 in DS 13	✓	●	●	44	35	41	K2+4 (zentral Femur, zentral Tibia)
8	11782-4	alle		●	●	72	54	67	hohe Rotation (nach 2. Auftauen festgestellt)
9	11818-4	alle		●	●	72	64	75	teils starke Bildartefakte
10	11818-6	alle		●	●	46	28	27	teils starke Bildartefakte
Mittelwert:						72	43	59	
Standardabweichung:						48	19	27	

Tabelle 3.3: Die zehn Hauptmessungen im Überblick, es handelt sich um einen Ausschnitt aus der Gesamttabelle. Die Farbskala wird hierbei aufgrund der geringeren Anzahl und des repräsentativeren Fehlers neu berechnet und stellt sich daher deutlicher abgestuft dar (DS=Datensatz; K=Kugel).

Die folgende Abbildung (Abbildung 3.5) zeigt zur übersichtlichen Darstellung ein Auftragen der zehn Haupt-Kadaver-Knie-Messungen (entsprechend der Reihenfolge in Tabelle 3.3) gegenüber dem Fehler bei allen drei Methoden. Dabei repräsentiert rot die 1-Achsen-Methode, grün die 2-Achsen-Methode und blau die virtuelle Achsenberechnung.

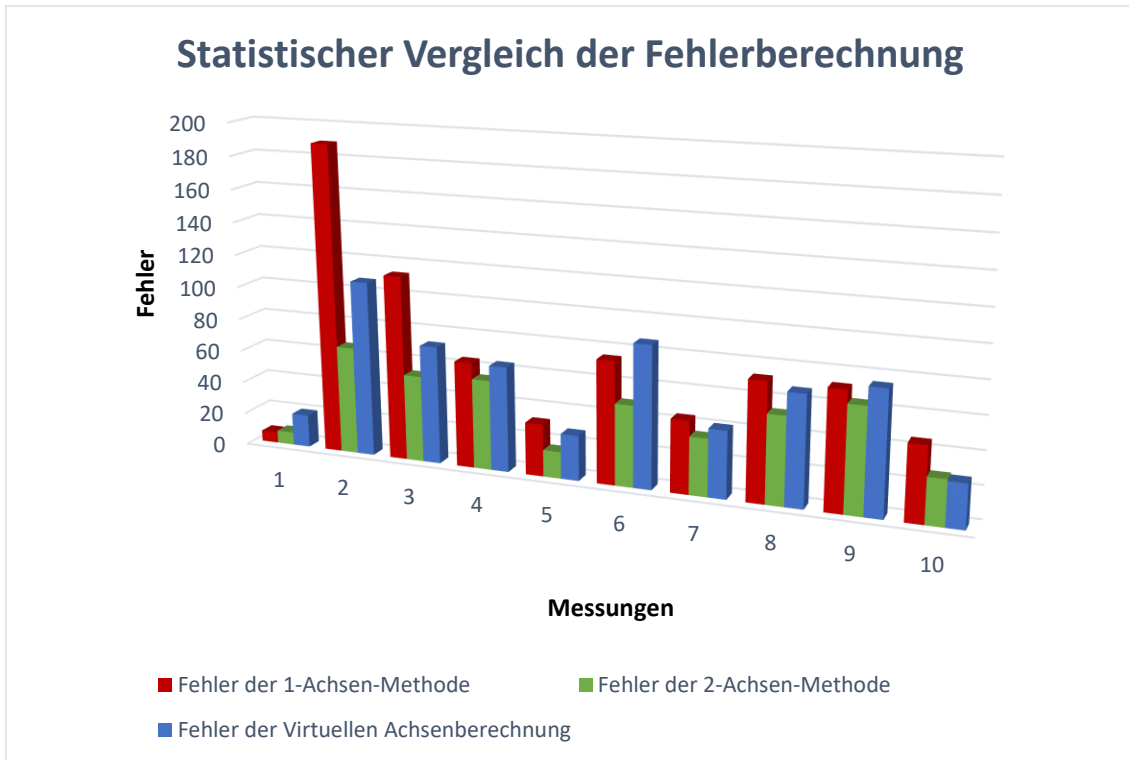


Abbildung 3.5: Statistischer Vergleich der Fehlerberechnung bei den zehn Hauptmessungen.

3.4.4 Graphische Achsendarstellung

Eine graphische Achsendarstellung war bei allen 23 Kadaver-Knie-Messungen möglich und war bei jeder der 23 Kadaver-Knie-Messungen durchgeführt worden. Auf den folgenden Abbildungen (Abbildung 3.6, Abbildung 3.7, Abbildung 3.8 und Abbildung 3.9) ist exemplarisch in einer Grafik die graphische Achsendarstellung aller drei Methoden bei einer Messung aus verschiedenen Perspektiven dargestellt. Eine Kategorisierung der Qualität der Achsendarstellung hat stattgefunden (Kriterien siehe 2.6.4.5). Bezogen auf die 2-Achsen-Methode war die graphischen Achsendarstellung bei 16 Kadaver-Knie-Messungen gut, bei fünf Kadaver-Knie-Messungen mäßig und bei zwei Kadaver-Knie-Messungen schlecht ausgefallen. Demgegenüber war die graphische Achsendarstellung bei der virtuellen Achsensuche bei acht Kadaver-Knie-Messungen gut, bei elf Kadaver-Knie-Messungen mäßig und bei vier Kadaver-Knie-Messungen schlecht ausgefallen.

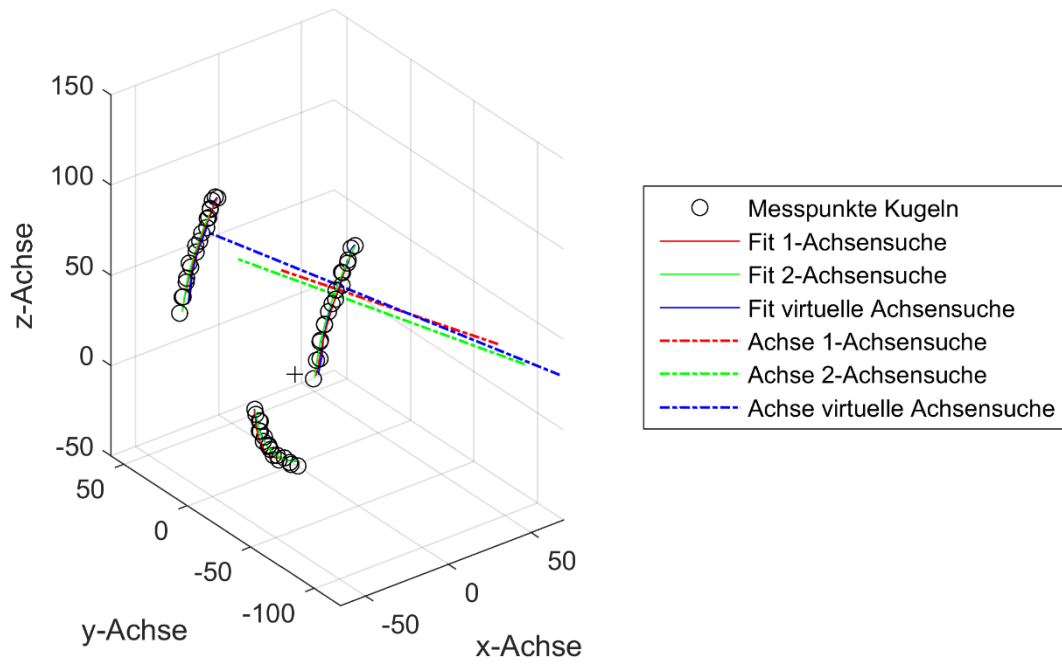


Abbildung 3.6: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6).

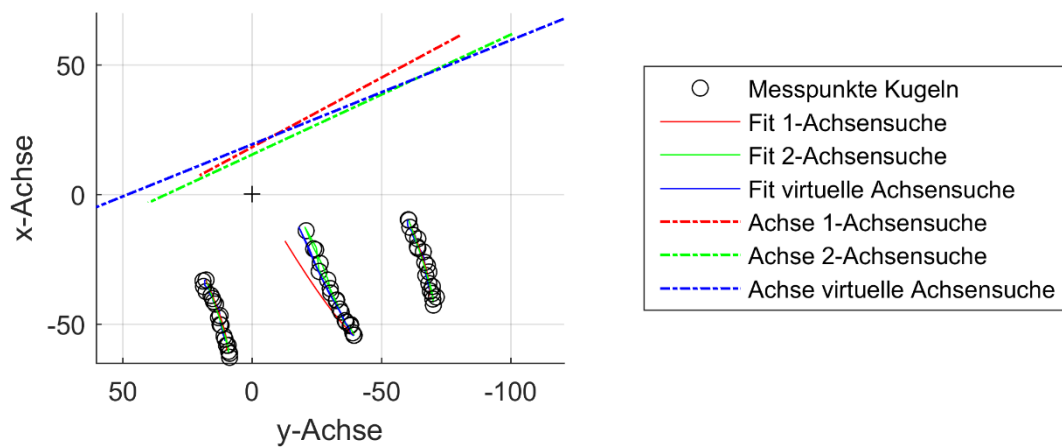


Abbildung 3.7: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6) in Ebene XY.

-Ergebnisse -

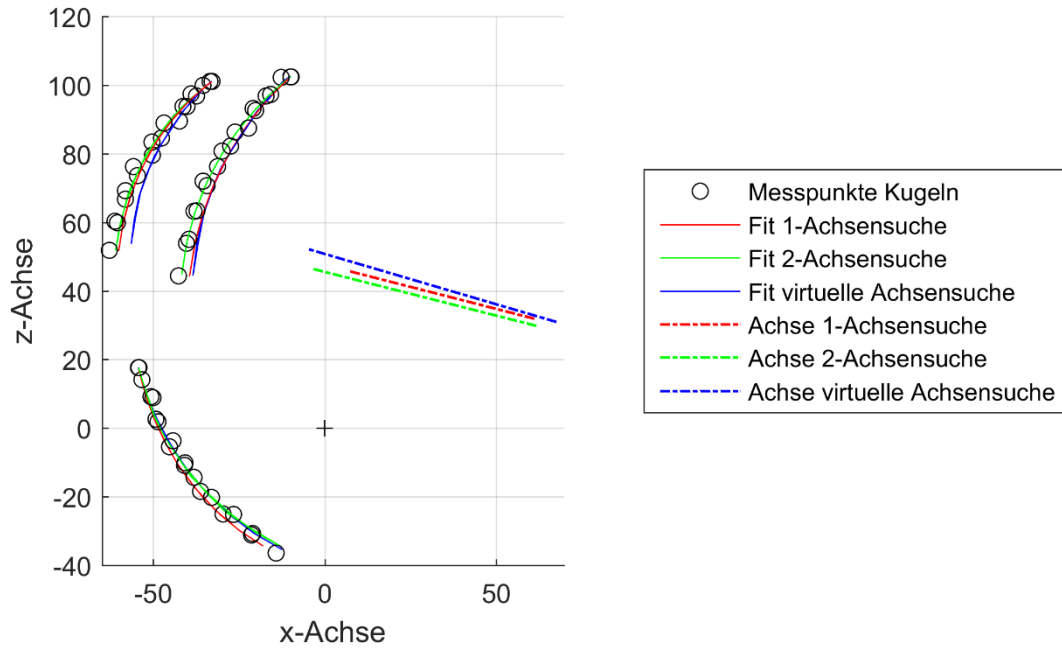


Abbildung 3.8: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6) in Ebene XZ.

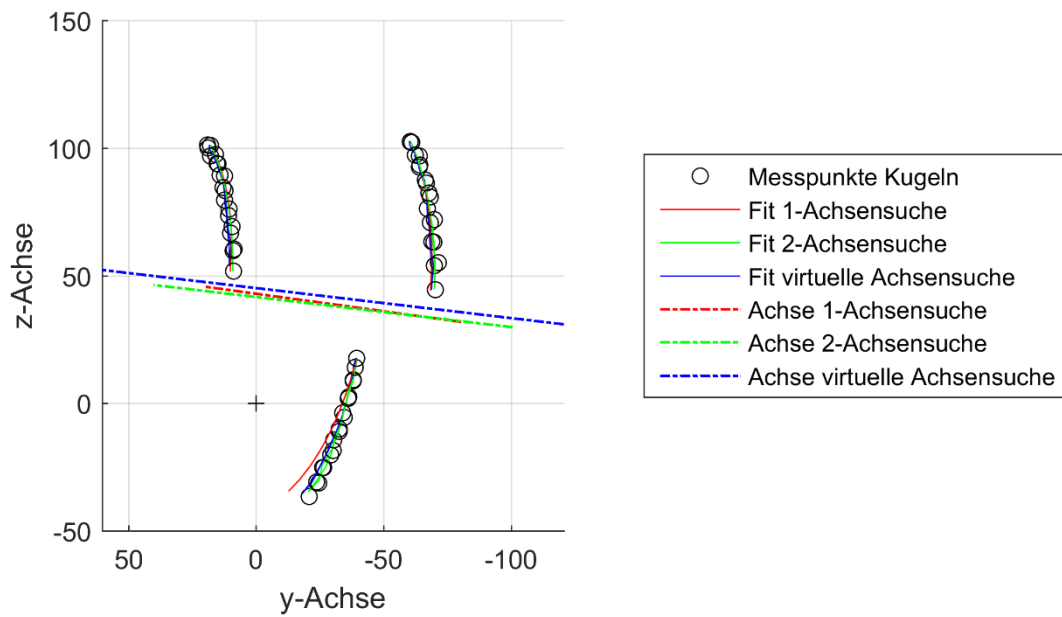


Abbildung 3.9: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6) in Ebene YZ.

4 Diskussion

Mithilfe des in dieser Dissertation entwickelten Versuchsaufbaus können durch dynamische MRT-Aufnahmen und einen nachfolgenden mathematischen Algorithmus die Achsen einer komplexen Bewegung berechnet und dargestellt werden. Die Methode wurde auf die komplexe Bewegung des Kniegelenkes angewendet und konnte diese berechnen und darstellen. Ein Vergleich mit dem speziell entwickelten Knie-Modell konnte durchgeführt werden. Anhand der gewonnenen Daten kann das Konzept der monoaxialen Flexion- und Extension nicht verifiziert werden. Die Verifizierung bedarf einer Weiterentwicklung des Versuchsaufbaus, insbesondere der Berechnungsroutinen.

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Die Ergebnisse und der Fehler der Achsenberechnungen offenbaren insgesamt ein vielschichtiges Bild und damit das Zusammenspiel einer Fülle von Einflüssen. Die Darstellungsqualität korreliert eng mit dem Fehler, daher verwenden wir diesen als Diskussionsgrundlage. Dabei fällt der Fehler in einigen Messungen gering aus, in anderen höher. Die Gründe hierfür sind zahlreich. Zu Bemerkenswertem ist, dass auch die Achsenberechnung beim Modell einigen Schwankungen ausgesetzt ist [42].

Unter den zehn Hauptmessungen stellt sich die 2-Achsen-Suche als Methode mit dem niedrigsten Fehler heraus und liefert hier, auch visuell, die glaubwürdigsten Ergebnisse. Auch wenn bei der Betrachtung aller 23 Messungen die 2-Achsen-Suche, auf den Mittelwert bezogen, einen höheren Fehler offenbart, ist dies kein Gegenargument, da der Mittelwert der Fehlerberechnung durch den hohen Fehler bei Patienten-ID 10144-9 verfälscht wird. Dieser Messgang ist als nicht repräsentativ zu werten, da ab Datensatz 1 effektiv nur vier Kugeln gemessen werden konnten und ein sicheres Ergebnis erst bei mindestens sechs Kugeln erwartet werden kann. Bei Pat.-ID 10144-9 verlässt eine Kugel die Spule, so dass auch dieser Messgang nur unter Vorbehalt miteingezogen werden kann.

Der Fehler der Achsenberechnung ist bei rigider Fixierung geringer (siehe beispielsweise Pat.-ID 9493-7 in Tabelle 3.2; Tabelle 3.3). Dies hängt sehr wahrscheinlich direkt mit den Algorithmen der Achsenberechnung zusammen,

die Artefaktbewegungen nur bedingt zu tolerieren scheinen [41]. Die Daten mit der Pat.-ID 9493-7 waren darüber hinaus die einzigen Probedaten für ein menschliches Knie [41] und scheinen nicht ausreichend repräsentativ gewesen zu sein, um die Methode hinreichend zu validieren, auch weil bei diesem Kadaver-Knie eine umfangreichere Präparation stattgefunden hat (siehe 2.2.1). Allgemein zeigt sich eine befriedigende Korrelation zwischen der graphischen Darstellung der Algorithmen und des Fehlers: Je niedriger der Fehler, desto eher entspricht die Darstellung den Erwartungen. Dabei scheinen nur die Messungen 11253-4 (virtuell) und 11253-6 (2-Achse) aus diesem Schema auszuberechnen, da diese eine schlechte Achsendarstellung liefern, obwohl alle Koordinaten bestimmt werden konnten.

4.2 Limitierungen des Experiments und allgemeine Einflüsse

Im Detail werden sieben Einschränkungen in diesem Abschnitt dargestellt, daneben sollen allgemeine Einflussfaktoren genannt werden.

4.2.1 Einschränkungen

Die erste Einschränkung ist die Erhöhung des Messfehlers durch einen inkompletten Datensatz der Markerkugeln, welcher entweder durch ein Verschwinden der Markerkugeln aus dem field of view der MRT-Spule oder durch ein Verschwinden der Markerkugeln in Sequenzartefakten entsteht. So wurde vor allem die Auswertung der Kugelpositionen mit *Amira* (siehe 2.6.2) und damit die Koordinaten der Kugeln selbst, durch regelmäßig auftretende Artefakte im Rahmen der MRT-Messung beeinflusst. Diese zeigten sich als multiple Kopien der eigentlich dargestellten Struktur (sog. „Ghosts“, siehe Abbildung 4.1). Die Artefakte rühren aus der Aufnahme-Sequenz. Die Folgen waren, dass teilweise Kugeln bei maximaler Flexion im Artefakt „verschwunden“ sind und somit eine bildmorphologische Differenzierung zwischen Artefakte und Kugeln zu diesem Zeitpunkt nicht möglich war. Gerade bei Kugeln, welche sich zentral in der Tibia befanden, kam dieses Phänomen vor und stellte einen wichtigen Grund für fehlende Werte bei den Kugelpositionen, und damit letztlich für den inkompletten Datensatz der Markerkugeln, dar. In diesen Bereichen liegen eine Vielzahl von ligamentären und muskulären Strukturen, welche in den MRT-Aufnahmen

dargestellt wurden, deren „Ghosts“ haben sich entsprechend kontrastreich dargestellt. Daraus resultierte die Interferenz mit dem kontrastmittelhaltigen Kugeln. Zum Teil konnten nicht auswertbare Koordinaten interpoliert werden, dazu siehe 2.6.3. Der Einfluss dieses Problems zeigt sich in den Kommentaren (siehe Tabelle 3.2 und Tabelle 3.3), welche die Kugeln zentral in der Tibia bzw. im Femur betreffen. Bezogen auf alle Messungen stellte diese Einschränkung einen wichtigen Einflussfaktor dar, betrachtet man dagegen die zehn Hauptmessungen ist nur eine Messung betroffen und da bei dieser eine Interpolation möglich war, zeigen sich die Auswirkungen vernachlässigbar.

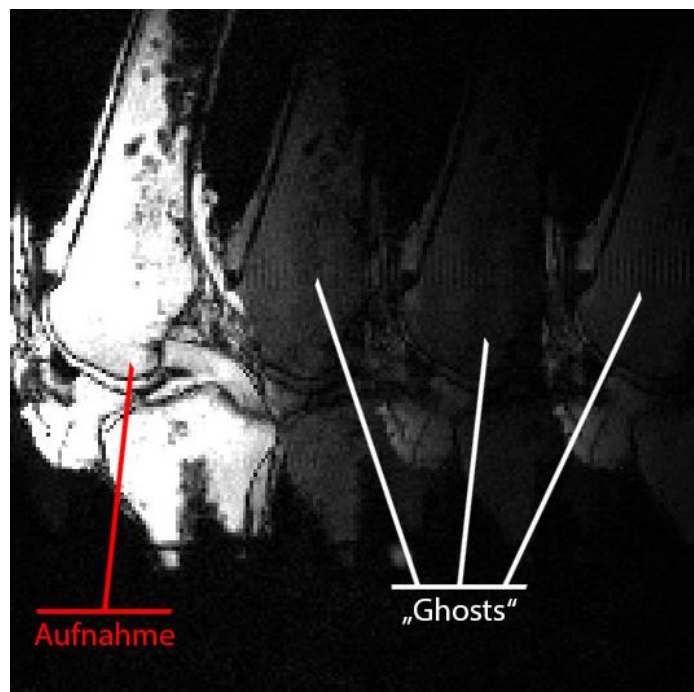


Abbildung 4.1: Beispiel für Artefakt, welches sich als Duplikate (sog. „Ghosts“), der dargestellten Struktur zeigt.

Die zweite Einschränkung ist das Fehlen der Messung eines aktiven Bewegungsablaufs. Die Präparate wurden passiv bewegt, dabei unterschieden die Methoden zur Achsenberechnung (siehe 2.6.4) die Flexions- und Extensionsbewegung nicht; Daten der Flexion und Extension in der Schiene werden also identisch gewertet [41]. Da bei diesen Bewegungen in vivo unterschiedliche Muskelgruppen agieren, ist die Annahme berechtigt, diese Bewegungen als nicht gleichwertig anzusehen sind. Auch wenn sich die Positionen der Gelenkpartner zu einem definierten Zeitpunkt bei aktiver oder

passiver Bewegung unterscheiden können, so folgt der Bewegungsumfang einem definierten Bogen, welche durch die knöchernen Struktur und durch die Integrität der stabilisierenden Bänder bestimmt ist. Daher ist diese potentielle Fehlerquelle der Methoden bei der vorliegenden in vitro Studie als nicht ausschlaggebend zu werten.

Die dritte Einschränkung ist eine hohe Fehleranfälligkeit des Algorithmus zur Achsenbestimmung schon bei geringen Artefaktbewegungen des Kadaver-Knies in der Schiene.

Die Tatsache, dass nicht alle Präparate identisch präpariert wurden, stellt die vierte Einschränkung dar. Diese ist stark mit der vorherigen Limitierung verzahnt. Bei der Bewertung der Präparate ist die Entwicklung des Versuchsaufbaus selbst zu beachten. So handelte es sich bei Pat.ID 9493-7 um ein Knie, welches nur aus Femur und Tibia bestand, da es im Rahmen der Etablierung des Verfahrens einer umfangreicheren Präparation unterzogen wurde (siehe 2.2.1). Dieses Präparat ist demnach nur bedingt vergleichbar mit den anderen, im Rahmen dieser Arbeit verwendeten und präparierten Amputate. Insbesondere in Kombination mit der vorherigen, verwandten Einschränkung hat dies ebenfalls einen spürbaren Einfluss auf die Aussagekraft.

Bei der fünften Einschränkung sind die nicht identischen kontrastmittelgefüllten Kugeln zu erwähnen. Die Kugeln (siehe 2.2.4) waren bedingt durch die manuelle Herstellung nicht identisch, so dass z.B. Luftblasen innerhalb der Kugeln das Kontrastmittel verdrängten und ihnen dadurch in den Bildern zum Teil ein sichelförmiges Aussehen verliehen. Dies verhinderte allerdings zu keinem Zeitpunkt das Ermitteln der Kugelpositionen, daher ist der Einfluss zu vernachlässigen.

Die sechste Einschränkung ist die Tatsache, dass aufgrund des Einbringens der kontrastmittelhaltigen Kugeln der Versuchsaufbau nicht auf in vivo Versuche übertragen werden kann. Im Vergleich zu knöchernen Strukturen als Tracker, sind die kontrastmittelhaltigen Kugeln aufgrund der sehr guten Sichtbarkeit in den Aufnahmen den knöchernen Strukturen überlegen. Somit ist das Versuchsdesigns auf Kadaverstudien limitiert. Andererseits stellen die fehlende

Weichteilhemmung der Bewegung und die Flexibilität in der Anwendung deutliche Vorteile der präparierten Kadaver-Knie dar.

Da das Knie zwischen den Messungen Manipulationen unterliegt, wie zum Beispiel Einfrieren und erneutes Auftauen, kann die Messung am identischen Knie zu unterschiedlichen Messergebnissen führen, was insgesamt als siebte Einschränkung zu werten ist.

4.2.2 Allgemeine Einflussfaktoren

Ein allgemeiner und zentraler Einflussfaktor stellt die Biologische Streuung dar: Wie jeder Mensch ist auch jedes Knie ein Individuum. So beispielsweise bei Knie Nr. 7 (siehe Tabelle 3.2 und Tabelle 3.3, Pat.ID 11782-4), welches nach dem zweiten Auftauen eine deutlich erhöhte Flexibilität gezeigt hat. Dieser Sachverhalt ist im Rahmen der manuellen Untersuchung aufgefallen. Außerdem ließ die graphische Achsendarstellung der 2-Achsen-Fit-Methode auf eine verstärkte Innen- und Außenrotation während der Flexion-Extension schließen, da sich zwei Kugeln in der Tibia kaum bewegten und die dritte eine erkennbare Kreisbahn beschrieb (siehe Abbildung 4.2). Ob es sich hier um eine Besonderheit des Knies selbst handelt oder der Manipulation (in Analogie zur beschriebenen siebten Einschränkung) zu schulden ist, lässt sich retrospektiv nicht sagen.

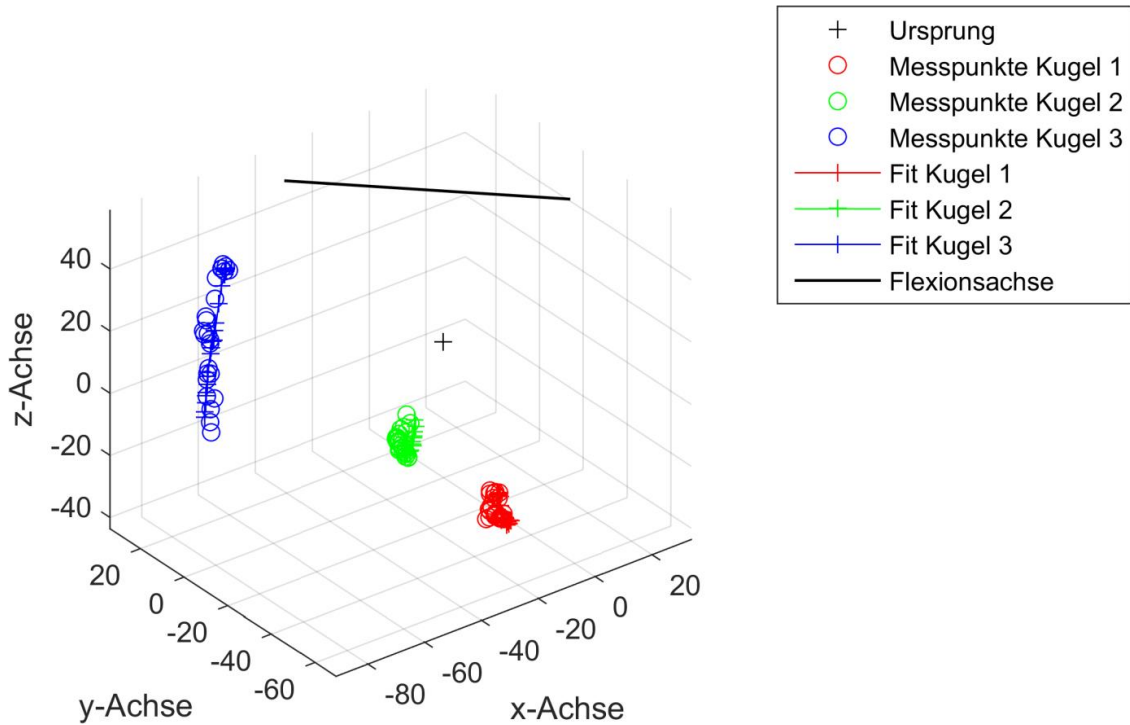


Abbildung 4.2: Patienten-ID 11782-4, 2-Achsen-Methode: Zu sehen sind die ausgewerteten Messpunkte und berechneten Koordinaten (Fit) der kontrastmittelgefüllten Kugeln in der Tibia im Zeitverlauf. Die rot und die grün dargestellten Kugelpositionen scheinen eine minimale Bewegung zu vollziehen, während die blauen Kugelpositionen eine deutliche Bewegung suggerieren.

Um die Flexion-Extensionsbewegung mit der physiologischen Rotation ohne Störbewegungen (Richtung varus-valgus oder kranial-kaudal) darzustellen, sollte der Drehpunkt der Bewegungsschiene (siehe 2.3) in etwa mit der Flexion-Extensionsachse des untersuchten Knies übereinstimmen. Auch hierbei waren die Unterschiede der Kniepräparate offensichtlich, da sich beispielsweise die Größe der Präparate unterschied und dadurch die Fixierung innerhalb der Bewegungsschiene stets eine mögliche Fehlerquelle darstellte und nicht standardisiert werden konnte. Es lässt sich anhand der Daten und der Bilder vermuten, dass zum Teil Bewegungen außerhalb von Flexion-Extension bzw. Innen- und Außenrotation stattgefunden haben (siehe exemplarisch Abbildung 4.3).

Die Individualität der Knie führte darüber hinaus stellenweise zu deutlichen Unterschieden bei der Präparation (siehe 2.2.6). Dadurch war beispielsweise beim Vorliegen einer, bereits erwähnten, Baker-Zyste der Erhalt der Gelenkkapsel nicht immer möglich. Aber auch das Einbringen der

kontrastmittelgefüllten Kugeln unterlag dadurch Unterschieden. So konnte der Abstand der Kugeln zum Präparat nicht immer gleich gewählt werden, da dabei die Relation der Größe des Knies zur Spule beachtet werden musste und die Position der Kugeln keinesfalls durch Zug- oder Druckkräfte beeinflusst werden sollte. Dies hätte ansonsten artifizielle Bewegungen zur Folge gehabt. Auch konnten die Löcher für die kontrastmittelgefüllten Kugeln aus anatomischen Gründen nicht immer an den gleichen Stellen gebohrt werden.

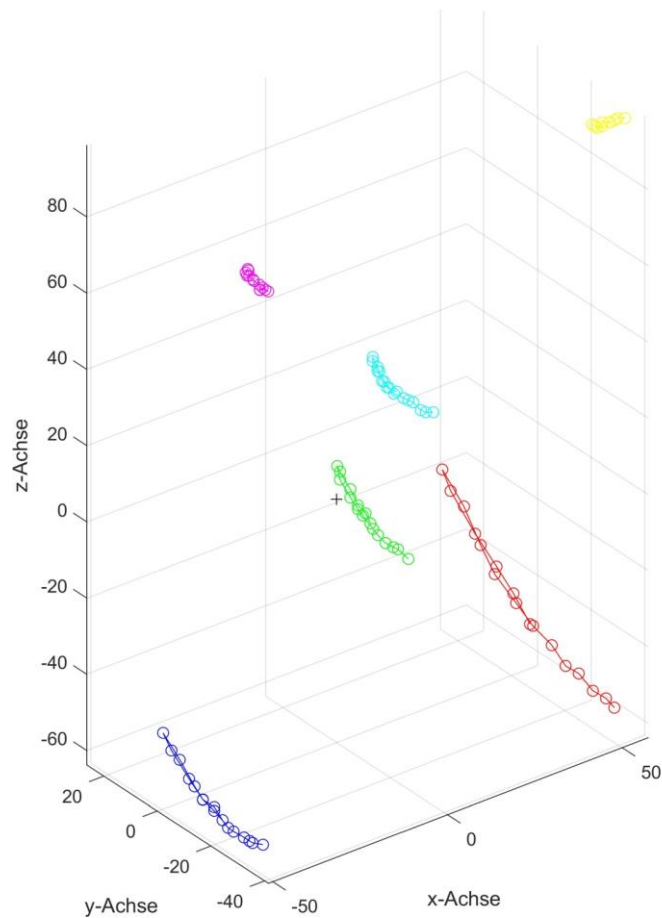


Abbildung 4.3: Pat.ID 1027-4, Darstellung der gemessenen Koordinaten. Es ist einerseits die gewollte Bewegung der kontrastmittelgefüllten Kugeln in der Tibia zu sehen (blau, rot, grün), darüber hinaus aber auch eine deutliche Bewegung der kontrastmittelgefüllten Kugeln innerhalb des Femur (magenta, türkis, gelb). Durch den komplexen Aufbau des Knies und der sechs potentiellen Freiheitsgrade lässt sich allerdings nicht sagen, um welche Bewegung es sich hier gehandelt hat und ob dies als Artefakt zu werten ist oder nicht. In der Grafik kann außerdem im Verlauf der roten Koordinate gesehen werden, dass sich Flexion- und Extensionsbewegung wahrscheinlich geringfügig unterschieden, auch wenn dies in unseren Berechnungen nicht unterschieden wird (siehe 4.1.5.4).

Die Schiene (siehe 2.3), als zentraler Bestandteil des Versuches, stellt einen weiteren Einflussfaktor dar. Diese war, wie jedes technische Equipment, dem Verschleiß ausgesetzt, dabei hat sich vor allem der pneumatische Kolben als anfällig herausgestellt und musste im Laufe der Versuche ersetzt werden. Die unregelmäßige Bewegung des Kolbens war als direktes Bewegungsartefakt und damit als ein Verschmelzen von Kugeln aus mehreren Zeitpunkten aufgefallen (siehe Abbildung 4.4). Die „stotternde“ Bewegung erschwerte die Datenakquisition (siehe 2.3; 2.4; 2.5), da hierbei, wie bereits erwähnt, mehrere aufeinander folgende Bewegungszyklen herangezogen werden mussten und diese durch die unregelmäßige Bewegung nicht identisch waren. Dies erschwerte in der Folge auch die Auswertung der Kugelpositionen und hatte teilweise zur Folge, dass keine genauen Positionen ermittelt werden konnten. Das Problem war nach dem Ersetzen des Kolbens und Überarbeiten der Lichtschranke behoben. Eine Wiederholung der betroffenen Experimente war aufgrund der eingeschränkten Lagerungskapazität (siehe 2.2.1) nicht möglich, da frühere Präparate nicht dauerhaft verfügbar waren.

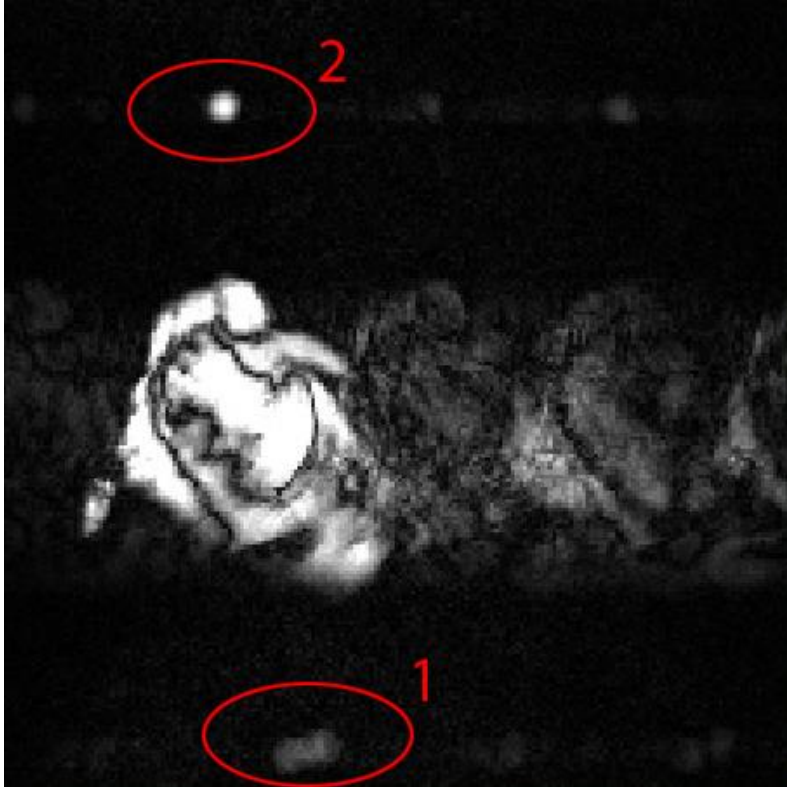


Abbildung 4.4: Beispiel für Bewegungsartefakt, Verschmelzen von Kugeln aus mehreren Zeitpunkten (rote 1). Als Gegenbeispiel (rote 2) eine kontrastmittelgefüllte Kugel im Femur, welche kaum einer Bewegung ausgesetzt ist und sich dadurch ohne Artefakt darstellt.

Jede Messung erfolgte mit demselben MRT-Scanner und der selben Kniespule (siehe 2.4). Die Messungen sind unter sich also sehr gut vergleichbar. Die U-förmige Kniespule scheint sich positiv auf das Experiment ausgewirkt zu haben, da sie eine weitestgehend homogene Sensitivität ermöglichte und durch die Öffnung nach oben einen Bewegungsspielraum für Flexion-Extensionsbewegung bereitstellte. Diese war nur für den verwendeten Scanner verfügbar. Die bereits erwähnte Bohrung des Scanners mit 60 cm kann dem gegenüber als Nachteil angesehen werden, da auch ein Scanner (*MAGNETOM Skyra, Siemens*) mit einer Bohrung von 70 cm verfügbar gewesen wäre. Die größere Bohrung hätte einen größeren Bewegungsumfang und damit unter Umständen auch Messungen in anderen Bewegungsbereichen ermöglicht. Für dieses Gerät war die spezielle, U-förmige Kniespule jedoch nicht angepasst, es musste dementsprechend ein Abwägen stattfinden, wobei zugunsten der speziellen Spule entschieden wurde.

Bei der Wahl der Matrix (siehe 2.5) gilt grundsätzlich, dass eine hohe Auflösung einerseits ein gutes Bild und damit eine gut sichtbare Kugel liefern sollte, andererseits aber auch ein höheres Rauschen auftritt, welches letztlich die Identifikation der Kugeln erschwert. Eine niedrigere Auflösung gestaltet sich entsprechend umgekehrt. Daher war ein Abwägen notwendig und so wurde in dieser Arbeit versucht ein Kompromiss zu finden und eher zu einer mittleren oder niedrigen Auflösung gegriffen. Aus einer anderen Arbeit, in der vergleichbare Kugeln verwendet wurden, lässt sich schließen, dass für die Identifikation einer kontrastmittelgefüllten Kugel die Auflösung nicht ausschlaggebend zu sein scheint [43].

Ob die verwendete Matrix einen Einfluss ausübte, konnte nicht genau ermessen werden. Aufgrund der Messdauer, der Datenmenge und der Dauer der Auswertung der Kugelpositionen (siehe 2.6.2) war es nicht praktikabel, bei jeder Messung alle Matrizen anzuwenden.

Die Positionsbestimmung der Kugeln mit Amira (siehe 2.6.2) war generell äußerst zeitaufwendig, dadurch war es nicht praktikabel, beliebig viele Messungen auszuwerten. Durch das manuelle Auslesen und Eintragen sind zudem Übertragungsfehler möglich. Diese Möglichkeit sollte durch eine weitere Überprüfung (siehe 2.6.3) minimiert werden, kann aber auch dadurch nicht gänzlich eliminiert werden. Man hätte zur Auswertung der Koordinaten auch beispielsweise einen automatisierten Algorithmus verwenden können, dieser scheint auch in Aufnahmen mit stärkerem Rauschen befriedigende Ergebnisse geliefert zu haben [43]. Ein automatisierter Algorithmus zur Positionsbestimmung der Kugeln hätte sehr wahrscheinlich ähnliche Probleme mit den beschriebenen Artefakten wie z.B. dem erwähnten „ghosting“ aufgewiesen wie ein menschlicher Betrachter.

Betrachtet man die Algorithmen der Achsenberechnung, findet sich ein erwähnenswerter Aspekt: Da bei der 1-Achsen-Methode die Innen- und Außenrotation der Tibia komplett ignoriert wurde, zeigt sich einerseits durch den relativ geringen Unterschied des Fehlers zwischen der 1-Achsen-Methode und der 2-Achsen-Methode, dass die Innen- und Außenrotation der Tibia tatsächlich nicht sehr ausgeprägt sein kann. Andererseits wird aber auch deutlich, dass die

Innen- und Außenrotation der Tibia bei vornehmlicher Betrachtung der Flexion-Extension im Kniegelenk nicht ohne weiteres ignoriert werden kann. Dieser Sachverhalt bestätigt noch einmal, dass während der Flexion-Extension eine geringe Innen- bzw. Außenrotation der Tibia stattfindet.

Der Vergleich mit dem Knie-Modell liefert vor allem die Einsicht, dass sich der Fehler der Achsenberechnung insgesamt vom Modell und von den zehn Hauptmessungen bei der 2-Achsen-Methode, sowie bei der virtuellen Methode in einem vergleichbaren Rahmen bewegen (siehe Tabelle 4.1). So kann festgestellt werden, dass unsere, den Berechnungen vorangegangenen Maßnahmen wie beispielsweise die Präparation insgesamt keinen maßgeblichen Einfluss auf die Resultate (bezogen auf den Fehler) hatten, da beim Modell diese Schritte nicht notwendig waren und dabei in einem kontrollierten Rahmen sehr ähnliche Fehler-Ergebnisse erzielt wurden. Die 1-Achsen-Methode wird hier bewusst ausgeklammert, da diese einerseits den physiologischen Vorgang der Flexion-Extension zu stark vereinfacht und andererseits nicht nachvollziehbare Ergebnisse liefert. Bei der 2-Achsen-Methode wird ein obligates, gemeinsames Auftreten von Innen- und Außenrotation mit Flexion und Extension vorausgesetzt. Da sich bei dieser Methode die glaubhaftesten Ergebnisse herausstellten, kann dies als weiterer Hinweis für eine Kopplung dieser beiden Bewegungen angesehen werden. Wobei diesbezüglich ein wichtiger und zu bedenkender Faktor der sog. kinematic crosstalk ist. Hierbei handelt es sich um fälschliche Interpretation einer Rotation in einer Ebene durch Rotation in einer anderen Ebene. Dynamic crosstalk ist bedingt durch das inkorrekte Anlegen eines Koordinatensystems, bei dem die Achsen des Koordinatensystems nicht parallel oder senkrecht zur Bewegungsachse der zu beobachteten Rotation stehen. Diese Problematik kann, wie am Modell bewiesen werden konnte, zu Fehlinterpretationen führen [44]. Da bereits der Modellversuch keine konstanten Achsenberechnungen ergab [29], ist die Wahrscheinlichkeit gering konstante Achsenberechnungen im Kadaver-Knie zu erhalten, da die Bewegungsabläufe in diesem deutlich komplexer sind.

	Mittelwerte des Fehlers ± Standardabweichung	
	2-Achsen-Methode	Virtuelle Achsensuche
Knie-Modell	35 ± 22	49 ± 10
10 Hauptmessungen	43 ± 19	59 ± 27

Tabelle 4.1: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen des Fehlers bei der 2-Achsen-Methode und der virtuellen Achsensuche (vgl. Tabelle 3.1 und Tabelle 3.3).

4.3 Vergleich mit der aktuellen Literatur

Die dynamische MRT wurde bisher nicht dazu eingesetzt, die monoaxiale Flexion- und Extension im Kniegelenk zu beweisen. Dabei ist allerdings die Definition von „dynamisch“ ausschlaggebend: Logan et al. wendeten beispielsweise ebenfalls einen dynamischen Versuchsaufbau an, dabei bezieht sich die Dynamik auf die Untersuchung des Lachman-Test (Untersuchung bei V.a. Kreuzbandriss) und nicht etwa auf die eigentliche Messmethode [29]. Dabei wurden bei zehn Patienten mit isolierter Ruptur des vorderen Kreuzbandes der Lachman-Test und der radiologische Lachman-Test (Knie in vollständiger Extension bei Kontraktion des Quadrizeps femoris gekoppelt mit einem vom Knöchel herunterhängenden Gewicht) durchgeführt und als Vergleichsmöglichkeit das gegenseitige Knie untersucht. Es wurde mit einem offenen MR-Tomographen gearbeitet, welcher statische MRT-Aufnahmen anfertigt [29]. Für einen entsprechenden Bewegungsablauf wurde stellenweise der Terminus „quasi-static“ benutzt [39].

Wie bereits erwähnt, wird in der vorliegenden Dissertation unter einer dynamischen MR-Methode der Versuch verstanden, den kompletten Bewegungsablauf als drei-dimensionalen Datensatz im Zeitverlauf zu erfassen und auszuwerten.

Die Bewegungsschiene, welche eine passive Bewegung des Kniegelenks ermöglicht, ist hierfür ein wesentlicher Bestandteil. In vergleichbaren in vitro Studien gab es bereits andere Konzepte, beispielsweise wurde eine Apparatur benutzt, welche direkt mit der Quadrizepssehne vernäht wurde [45]. Die Schiene, welche in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, hat entscheidende Vorteile in der Einsetzbarkeit: Sie kann und wurde bereits am lebenden Patienten eingesetzt und lieferte dabei eine validierte, reproduzierbare und gleichmäßige

Bewegung [40]. Diese ist bei dynamischen MR-Untersuchungen notwendig, um die besten Aufnahmen zu erzeugen, da der als vierdimensionale Datensatz erfasste Bewegungszyklus aus vielen einzelnen Bewegungsabläufen generiert wird. Andere Arbeiten in denen die Patienten die Bewegung selbst vollziehen müssen, sind darauf angewiesen, dass der Patient über einen längeren Zeitraum eine möglichst gleichmäßige Bewegung umsetzt [18, 19, 46]. Der Patient muss dafür geschult und dazu körperlich in der Lage sein. Demgegenüber zu stellen ist die Tatsache, dass bei diesen Versuchen eine annähernd physiologische Belastung möglich wird, was beispielsweise den Muskeltonus betrifft. Dies ist bei Kadaver-Studien nicht möglich. Die Verfügbarkeit und Flexibilität von Amputaten ist hingegen ein wichtiger Vorteil von in vitro Studien.

Im Hinblick auf das Spulen-Array haben d'Entremont et al. eine flexible, von der Größe des Knies unabhängige, Kniespule entwickelt, mit welcher die Kombination von Beweglichkeit im Knie und ein optimales Signal zu Rauschen Verhältnis möglich war [38]. Die deutlichen Vorteile dieser Spule für in vivo Studien hätten allerdings im hier vorgestellten Experiment nicht genutzt werden können, da die verwendeten kontrastmittelgefüllten Kugeln eines Raums bedürfen, in dem sie sich ungehindert bewegen können, aber dennoch tomographisch erfasst werden. Die hier verwendete, U-förmige Kniespule war für diese Anforderungen optimal geeignet.

Durch das bewusste Verwenden von externen Trackern (kontrastmittelgefüllte Kugeln (siehe 2.2.4; 4.2), konnte zudem folgender Gedanke realisiert werden: Um die Flexions-Extensionsachse zu finden, sollte ein Marker gewählt werden, der sich so weit wie möglich von der Drehachse des untersuchten Kniegelenks entfernt und gleichzeitig noch innerhalb der Spule befindet. Dadurch sollte es am ehesten möglich sein, die gesuchte Flexion-Extensionsachse und die vollzogene, annähernde Kreisbewegung nachzuvollziehen. Vorhandene knöcherne Strukturen werden diesen Ansprüchen nicht gerecht. Eine ähnliche Herangehensweise mit LEDs, welche eine ebene Kreisbahn beschreiben und fotografischen Aufnahmen, auf welchen dies erfasst wurde, waren bereits in einer anderen Arbeit erfolgreich angewandt worden (siehe 1.4.3) [22].

Auch der etablierte und validierte Virtual Axis Finder [47, 48] stellt eine interessante Methode zur Achsenfindung dar. Dabei wird ein ähnlicher Gedanke in virtueller Umgebung umgesetzt. Nach derzeitigem Stand ist allerdings noch keine Arbeit mit entsprechenden Studien an Knien (in vivo oder in vitro) erfolgt, daher ist ein Vergleich nur sehr bedingt möglich.

Im Bereich der Tomographen sind „offene“ Scanner als generelle Alternative zu einem, auch hier verwendeten konventionellen Tomographen zu diskutieren [29, 49]. Hier kann der komplette Bewegungsumfang ohne Einschränkungen und auch dynamisch erfasst werden. Am MRB war ein entsprechender „offener“ Scanner nicht verfügbar, außerdem wäre durch die geringere Feldstärke (z.B. 0,5 Tesla [29]) ein deutlich verringertes Signal zu Rauschen Verhältnis und daher eine deutlich eingeschränkte Bildqualität zu erwarten gewesen. In der vorliegenden Arbeit haben wir mit einem konventionellen Scanner mit 1,5 Tesla gearbeitet (siehe 2.4).

Eine unserer bedeutsameren Einschränkungen betrifft die, bereits erwähnten (siehe 4.2), Bewegungsartefakte: Allgemein besteht die Möglichkeit, Bewegungsartefakte durch entsprechende Algorithmen zu korrigieren [50, 51]. Diese Algorithmen scheinen vielversprechend, allerdings ist zum einen ein Verfälschen der Daten zu befürchten, zum anderen können nur bestimmte Bewegungsartefakte korrigiert werden. Da es sich in der vorgestellten Arbeit um eine Bewegungsstudie handelt, in der ein komplexer Bewegungsablauf analysiert werden soll, erscheint die Korrektur einer vermeintlich artifiziellen Bewegung anhand eines idealisierten Bewegungsablaufs nicht zielführend.

Als Sequenz im Rahmen des dynamischen MRT ist beispielsweise auch die „cine-PC (Phase Contrast) MRI“ in Gebrauch. Diese stellt eigentlich die Kombination aus zwei Bildgebungsverfahren dar: Cine MRI und Phase Contrast MRI. Die Cine MRI produziert eine Reihe von statischen, anatomischen Bildern von Objekten mit einem wiederkehrenden Bewegungsmuster. Phase Contrast hingegen misst dreidimensionale Geschwindigkeiten innerhalb einer Bildebene. Daher berechnet die Cine-PC MRI für jeden Zeitpunkt ein anatomisches Bild und drei orthogonale Geschwindigkeitsbilder. Die Integration ermöglicht das Nachvollziehen der Verschiebung eines jeden Punktes oder jeder erfassten

Region [52]. Diese konnte bereits zur Aufnahme von knöchernen Strukturen bei Bewegungsstudien validiert werden [53]. In weiteren Arbeiten wurde sie dabei zur Beschreibung der patellofemorale Bewegung genutzt [52, 54]. Für die vorliegende Studie wurde bewusst eine andere Sequenz (siehe 2.5) genutzt, da diese im MRB bereits etabliert war und die Cine-Sequenz deutlichen Einschränkungen unterliegt. Beispielsweise kann in einer vertretbaren Messdauer nur nicht ein kompletter 3D- oder Multischicht-Datensatz akquiriert werden, sondern lediglich eine einzelne Schicht. Dies wurde unseren Anforderungen nicht gerecht, da ein nach unserer Definition dynamischer Versuchsaufbau nicht möglich gewesen wäre.

Das dynamische MRT wurde mehrfach im Rahmen der Untersuchung der „finite helical axes“ (FHA, siehe 1.4.2) eingesetzt. Das dynamische MRT konnte zunächst eingesetzt werden, um die FHA in einem größeren Kollektiv zu erfassen und zu beschreiben [18]. Dazu wurden von 25 Probanden bei einer Bewegung entsprechend dem „Fahrradfahren in der Luft“ MR-Tomogramme der Kniebeugung und Streckung angefertigt und die FHA in den ermittelten Daten erhoben. In folgenden Arbeiten sollte das Verhalten unter Belastung untersucht werden [19]. Hierzu wurden acht Probanden in eine spezielle Vorrichtung eingespannt, mit der kontrolliert Belastung induziert werden konnte. Daraufhin wurden MR-Tomogramme angefertigt während die Probanden die Knie beugten und streckten. Zusätzlich wurden die Kräfte innerhalb der Quadrizepssehne erfasst [20]. Anhand von durchgeführten Messungen konnten die wirkenden Kräfte errechnet werden.

Andere Arbeiten wählen zudem eine „duale“ Herangehensweise bei der dynamischen MRT [38, 46]: Dabei werden zunächst statische MR-Tomogramme in einer hohen Auflösung angefertigt und in diesen dann die Bestandteile des Gelenks segmentiert. Die daraufhin angefertigten niedrig aufgelösten (dynamischen) Aufnahmen in unterschiedlichen Gelenkpositionen können mit den Segmentierungsdaten korreliert werden, so wird eine genaue Positionsbestimmung möglich.

Diese duale Herangehensweise wurde mit statischen MRT-Aufnahmen erprobt: Dabei wurde beispielsweise die Methode eingesetzt um in drei Kadaver-Knien

die Bewegung der Kniescheibe zu verfolgen und mit Messungen aus der „Roentgen stereophotogrammetric analysis“ (RSA) verglichen [45]. In einer weiteren Studie konnten die Bewegungen bei Patienten mit Patello-Femoralem Schmerzsyndrom mit beschwerdefreien Probanden verglichen werden [50]. Schließlich wurde die Patellarbewegung unter Belastung in vivo gemessen. Hierzu mussten, bei unterschiedlichen Flexionswinkeln der Knie, zehn Probanden hauptsächlich mithilfe des M. quadriceps femoris 0% (keine Belastung), 15% und 30 % ihres Körpergewichtes gegenhalten [51]. Anhand von vorher festgesetzten knöchernen Landmarks wurden dann die Bewegungen der Patella im dreidimensionalen Raum nachvollzogen.

Neben der Patella konnte die duale Herangehensweise auch für die dynamische Messung des tibio-femorales Gelenks eingesetzt werden, beispielsweise um an sehr allgemeine, kinematische Daten wie die Positionen von Tibia und Femur zu gelangen [46]. Im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit, fand allerdings keine direkte Integration der gemessenen Daten, z.B. in Form einer Achsenberechnung bzw. einer graphischen Achsendarstellung, statt.

Die duale Herangehensweise wurde zudem verwendet, um eine wichtige Frage zu adressieren: Liefern dynamische und statische MR-Aufnahmen die gleichen Ergebnisse? Dabei konnten Hinweise erarbeitet werden, welche daraufhin deuten, dass dynamische MR-Aufnahmen zusätzliche Informationen liefern, welche mit dem statischen MRT nicht erfasst werden können [38]. Der Grund hierfür hängt vermutlich einerseits damit zusammen, dass quantitativ mehr Bilder aufgenommen werden und andererseits mit der Tatsache, dass eine dynamische Bewegung dargestellt wird. Es sind also alle beteiligten, haltenden oder einflussnehmenden Strukturen wie Bänder, Muskeln, anhängendes Weichgewebe usw. in Bewegung und werden in ihrem Zusammenwirken dargestellt. Dementsprechend werden auch Effekte zwischen den einzelnen Strukturen erfasst und können Informationen liefern.

Zum Teil wird die grundsätzliche Validität von kinematischen Studien am Kadaver-Knie kritisch betrachtet [19]. So wird beispielsweise beanstandet, dass im Kadaver-Knie die Bewegung allein durch ligamentäre Hemmung und die anatomische Gelenkfläche bestimmt wird. Kadaver-Studien sind limitiert durch

passive Weichgewebe-Zustände [27]. Dies ist als Kritik an der vorliegenden Arbeit zumindest zum Teil auch gerechtfertigt, da der Versuchsaufbau eine Nutzung der eigentlichen Vorteile der dynamischen MRT (dynamische in vivo Aufnahmen) nicht vorsieht, stattdessen sollte eine Basis geschaffen werden, auf welche weiterführende in vivo-Versuche aufgebaut werden können. Es bedarf soliden Grundlagen, um sinnvolle in vivo Studien zu gestalten und hier setzt der in dieser Arbeit vorgestellte in vitro Versuchsaufbau an und bietet eine Möglichkeit, die monoaxiale Flexion-Extension im Kniegelenk auch mit der dynamischen MRT zu beschreiben.

In der vorliegenden Arbeit wird vorausgesetzt, dass die Flexion-Extensionsbewegung des Kniegelenks von 30-130° durch eine Achse beschrieben werden kann [22]. Weder Lage noch Verlauf sind bei dem vorgestellten Versuchsaufbau an bekannte Achsensubstitute wie die TEA, CA (zylindrische Achse, engl. Cylindric, siehe 1.4.3) oder an bestimmte knöchernen Strukturen gekoppelt. So können einerseits auch Achsen gefunden werden, die sich an keiner bestimmten Struktur bzw. „Landmarks“ orientieren, andererseits erhöht sich die Anzahl der Variablen, somit wird die Reproduzierbarkeit erschwert [10]. Dennoch ist das bewusste Verzicht auf „Landmarks“ bei der Achsensuche als Vorteil zu werten, da jede weitere Voraussetzung, die in die Gleichung einfließt, das zu erwartende Ergebnis beeinflusst [10].

Bezüglich der Theorien der Kniekinematik ist abschließend generell zu sehen, dass jedes Modell (z.B. die Vorstellung, dass die Flexion-Extension im Kniegelenk mit einer Achse beschrieben werden kann) einen gewissen Rahmen absteckt, über dessen Grenzen man innerhalb des jeweiligen Modells nicht ohne Weiteres blicken kann und eventuelle Tatsachen, die über jenen Rahmen hinausgehen, nicht erfasst werden können [10].

4.4 Aussicht für die weitere Forschung und die klinische Nutzbarkeit

Der vorgestellte Versuchsaufbau kann als Grundlage für viele weitere Forschungsmöglichkeiten im Bereich der Kniekinematik dienen und kann weiterführend auch auf konkrete klinische Fragestellungen angewandt werden.

Um eine statistisch relevante Einsicht zu gewinnen, wie genau die Achsenberechnungsalgorithmen arbeiten, wären mehr Messungen

entsprechend des vorgestellten Versuchsaufbaus nötig. Da dies einen enormen logistischen und zeitlichen Aufwand darstellt, wäre zunächst denkbar die bereits gewonnenen Daten an Kugelpositionen zusammenzuführen (zu „poolen“) und dann, durch die Einführung von Streuung (also dem Generieren von Zufallswerten in einem festgelegten Rahmen) effektiv mehr Messungen zu simulieren. Auf die daraus entstandenen Daten könnten dann die Achsenberechnungsalgorithmen angewandt werden. Somit wäre, bezogen auf den Fehler, ein statistischer Vergleich in einem größeren Kollektiv möglich. Es wäre zudem möglich, durch den Vergleich verschiedener Ausgangswerte im Rahmen der einzelnen Berechnungsmethoden die Ergebnisse zu verbessern, Unterschiede heraus zu filtern und den Fehler zu minimieren.

Dann könnte die, bereits dargestellte (siehe 4.3), duale Herangehensweise [45, 46, 50, 51] genutzt werden: Die kontrastmittelgefüllten Kugeln könnten in höher aufgelösten statischen Aufnahmen segmentiert werden und anschließend in dynamischen Aufnahmen mit niedriger Auflösung zugeordnet werden. Dadurch könnte die Bestimmung der Kugelpositionen deutlich beschleunigt und ggf. automatisiert werden.

Um die berechneten Achsen fassbarer und vergleichbarer zu machen, wäre die Modifizierung des Algorithmus notwendig, um eine „Rücktransformation“ der berechneten Achsen in die ursprüngliche Bildgebung zu ermöglichen. So wäre eine Visualisierung der errechneten Achsen im 4D-Datensatz vorstellbar und damit bestünde die Möglichkeit, die errechneten Achsen mit der TEA oder der CA zu vergleichen und mit diesen in Relation zu stellen. Im Umkehrschluss wäre auch eine Transformierung des gesamten Knies in das jeweilige Koordinatensystem der Algorithmen denkbar. Dies würde ebenso eine genaue Visualisierung der berechneten Achsen im Bezug auf das Knie ermöglichen und auch in dieser Konstellation könnten TEA bzw. CA mit den berechneten Achsen verglichen werden.

Im klinischen Alltag wird die Theorie der monoaxialen Flexion-Extension im Kniegelenk bereits konkret im Rahmen der Totalen Knie-Arthroplastie (TKA) bzw. der Total-Endo-Prothese (TEP) umgesetzt. Hierbei wird zwischen mechanischem und kinematischem Alignment (zu deutsch: Ausrichtung)

unterschieden, wobei sich das mechanische Alignment an der mechanischen Achse (siehe 1.2) orientiert und hier neutrale Achsenverhältnisse herstellen soll [52]. Beim kinematischen Alignment erfolgt die Ausrichtung der Femurkomponente anhand der Flexion-Extensionsachse im Kniegelenk, das Einbringen der Tibiakomponente erfolgt senkrecht zur Flexion-Extensionsachse [53]. Somit wäre beispielsweise denkbar, zunächst bei Amputaten durch den beschriebenen Versuchsaufbau die Achsen zu bestimmen. In einem nächsten Schritt würden dann (kinematische) Knieprothesen in die Amputate eingebracht werden, um dann erneut durch den bekannten Ablauf die Achsen zu ermitteln. Der Vergleich der berechneten Achsen vor und nach der Implantation könnte wichtige Erkenntnisse für die TKA und den beschriebenen Versuchsaufbau liefern. Auch eine Kombination mit der beschriebenen dualen Herangehensweise könnte in diesem Zusammenhang gewinnbringend sein.

Ein ähnliches Setting wäre bei Amputaten mit bekannter ACL- (Anterior cruciate ligament, Ligamentum cruciatum anterior) Ruptur möglich. Auch hier wäre interessant, ob durch die Ruptur eine messbare Veränderung der Kinematik des Knies stattfindet.

Langfristig wäre der Einsatz direkt am Patienten anzustreben, gerade die Bewegungsschiene und das dynamische MR-Verfahren sind hierfür besonders geeignet. Um den Versuchsaufbau auf Patienten anzuwenden, wäre jedoch eine Überarbeitung des Trackings durch die kontrastmittelgefüllten Kugeln notwendig. Diese könnten beispielsweise auf der Haut angebracht werden, wobei dies zu Artefakten durch die Hautbewegung führen würde [54]. Prinzipiell sind Algorithmen zur Korrektur solcher Artefakte beschrieben [55], die Anwendung von Korrekturalgorithmen scheint jedoch, wie bereits dargestellt (siehe 4.3), bei einer Bewegungsstudie kontraproduktiv.

Weiterführend wären auch Aufnahmen unter Belastung interessant, da sich das Verhalten des Kniegelenks belastungsabhängig ändert [19, 56]. Die verwendete Bewegungsschiene ist dabei jedoch auf die passive Bewegung des Kniegelenks ohne Belastung ausgelegt, so dass diesbezüglich neue Ansätze wie z.B. eine überarbeitete Bewegungsschiene notwendig wären.

4.5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit ist es gelungen, kontrastmittelgefüllte Kugeln in zuvor präparierte Kadaver-Knie einzubringen. Die Kadaver-Knie wurden dann in eine spezielle Bewegungsschiene, welche die Amputate nach Art von Flexion-Extension bewegen konnte, eingebracht. Von der Flexion- und Extensionsbewegung wurden komplette, vier dimensionale Datensätze, also nach unserer Definition, dynamische MRT-Aufnahmen, angefertigt. Dabei konnten die kontrastmittelgefüllten Kugeln als Tracker verwendet werden und aus den ermittelten Koordinaten der kontrastmittelgefüllten Kugeln durch die Anwendung verschiedener Algorithmen die Flexions- und Extensionsachse berechnet und dargestellt werden.

Außerdem konnte die Erstellung eines Modells angeregt werden. Die davon erhobenen Daten konnten mit den in der vorliegenden Dissertation erarbeiteten Daten verglichen werden und ermöglichten so, den vorgestellten Versuchsaufbau mit dem Knie-Modell in Relation zu setzen.

Der erarbeitete Versuchsaufbau kann als Grundlage für viele weitere Experimente im Bereich der Knie-Kinematik dienen und kann auch für konkrete klinische Fragestellungen eingesetzt werden. Eine Verifizierung der Theorie einer monoaxialen Flexion-Extensionsbewegung im Kniegelenk ist allein aus den in dieser Arbeit gewonnenen Daten nicht möglich.

5 Literaturverzeichnis

1. Paulsen, F. and J. Waschke, *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*. 23. Aufl. [in 4 Bd.] ed. 2010, München: Elsevier Urban & Fischer.
2. Jerosch, J., J. Heisel, and C.O. Tibesku, *Knieendoprothetik*. 2., aktual. Aufl. ed. 2015, Berlin ; Heidelberg: Springer. XVI, 435 S.
3. Wirtz, D.C., *AE-Manual der Endoprothetik Knie*. 2010.
4. Jagodzinski, M., N. Friederich, and W. Müller, *Das Knie*. 2. Auflage ed. 2016, Berlin ; Heidelberg: Springer. IX, 210 Seiten.
5. Benninghoff, A. and D. Drenckhahn, *Taschenbuch Anatomie*. 1. Aufl. ed. 2008, M*unchen [u.a.]: Elsevier Urban & Fischer. XV, 624 S.
6. Reiser, M., et al., *Radiologie*. 3., vollst. *uberarb. und erw. Aufl. ed. Duale Reihe. 2011, Stuttgart: Thieme. XVI, 728 S.
7. Schneider, F., *Funktionelle MRT in Psychiatrie und Neurologie*. 2., *uberarb. und aktualisierte Aufl. ed. 2013, Berlin [u.a.]: Springer. XX, 827 S.
8. Sadineni, R.T., et al., *Imaging Patterns in MRI in Recent Bone Injuries Following Negative or Inconclusive Plain Radiographs*. J Clin Diagn Res, 2015. **9**(10): p. TC10-3.
9. Smith, P.N., K.M. Refshauge, and J.M. Scarvell, *Development of the concepts of knee kinematics*. Arch Phys Med Rehabil, 2003. **84**(12): p. 1895-902.
10. Reichl, I., et al., *Reconstructing the knee joint mechanism from kinematic data*. Math Comput Model Dyn Syst, 2010. **16**(5): p. 403-415.
11. Bugnion, E., *Le mechanism du genou*. Extrait du recueil inaugural de l'Universitie Lausanne. Lausanne: Imprimerie Ch Viret-Genton, 1892.
12. Soudan, K., R. Van Audekercke, and M. Martens, *Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: the knee joint*. J Biomech, 1979. **12**(1): p. 27-33.
13. Braune, W.F., O., *Die Bewegungen des Kneigelenkes nach einer neuen Methode am lebenden Menschen Gemessen*. Des XVII, Bandes der

- Abhandlungen der Mathematisch. Sachsischen Gesellschaft der Wissenschaften., 1891.
14. Fick, R., *Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik*. Handbuch der Anatomie des Menschen ; 2,1,3 = B*ander, Gelenke und Muskeln, Abt. 1, Teil 3. Vol. 2,1,3. 1911. XXXVI, 688 S., XVIII Bl.
 15. Steindler, A., *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. 2. print. ed. Thomas books. 1964, Springfield, Ill.: Thomas. XXIV, 708 S. zahlr. Ill., graph. Darst.
 16. Blankevoort, L., R. Huiskes, and A. de Lange, *Helical axes of passive knee joint motions*. J Biomech, 1990. **23**(12): p. 1219-29.
 17. Blankevoort, L., R. Huiskes, and A. de Lange, *The envelope of passive knee joint motion*. J Biomech, 1988. **21**(9): p. 705-20.
 18. Sheehan, F.T., *The finite helical axis of the knee joint (a non-invasive in vivo study using fast-PC MRI)*. J Biomech, 2007. **40**(5): p. 1038-47.
 19. Westphal, C.J., et al., *Load-dependent variations in knee kinematics measured with dynamic MRI*. J Biomech, 2013. **46**(12): p. 2045-52.
 20. Im, H.S., O. Goltzer, and F.T. Sheehan, *The effective quadriceps and patellar tendon moment arms relative to the tibiofemoral finite helical axis*. J Biomech, 2015. **48**(14): p. 3737-42.
 21. Weber, W.W., E., *Anatomische Abbildungen zur Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. 1836. 10 S., XVII Bl.
 22. Hollister, A.M., et al., *The axes of rotation of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1993(290): p. 259-68.
 23. Hill, P.F., et al., *Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1196-8.
 24. Iwaki, H., V. Pinskerova, and M.A. Freeman, *Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1189-95.
 25. Nakagawa, S., et al., *Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1199-200.
 26. Churchill, D.L., et al., *The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1998(356): p. 111-8.

27. Coughlin, K.M., et al., *Tibial axis and patellar position relative to the femoral epicondylar axis during squatting*. J Arthroplasty, 2003. **18**(8): p. 1048-55.
28. Williams, A. and M. Logan, *Understanding tibio-femoral motion*. Knee, 2004. **11**(2): p. 81-8.
29. Logan, M.C., et al., *What really happens during the Lachman test? A dynamic MRI analysis of tibiofemoral motion*. Am J Sports Med, 2004. **32**(2): p. 369-75.
30. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the normal tibio-femoral joint*. J Biomech, 2005. **38**(2): p. 197-208.
31. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging*. Clin Orthop Relat Res, 2003(410): p. 35-43.
32. Asano, T., M. Akagi, and T. Nakamura, *The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: in vivo analysis using a biplanar image-matching technique*. J Arthroplasty, 2005. **20**(8): p. 1060-7.
33. Eckhoff, D.G., et al., *Three-dimensional morphology and kinematics of the distal part of the femur viewed in virtual reality. Part II*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A Suppl 4**: p. 97-104.
34. Eckhoff, D., et al., *Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **461**: p. 238-44.
35. Hancock, C.W., et al., *Cylindrical axis, not epicondyles, approximates perpendicular to knee axes*. Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(7): p. 2278-83.
36. Yin, L., et al., *Identifying the Functional Flexion-extension Axis of the Knee: An In-Vivo Kinematics Study*. PLoS One, 2015. **10**(6): p. e0128877.
37. Eckhoff, D.G., et al., *Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87 Suppl 2**: p. 71-80.
38. d'Entremont, A.G., et al., *Do dynamic-based MR knee kinematics methods produce the same results as static methods?* Magn Reson Med, 2013. **69**(6): p. 1634-44.

39. Johal, P., et al., *Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI.* J Biomech, 2005. **38**(2): p. 269-76.
40. Klum, S., *Dynamische Magnetresonanztomographie zur Darstellung des Knies in Bewegung.* Diplomarbeit, Physikalisches Institut der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2009.
41. Böhm, P., *Untersuchung zur Kinematik des Kniegelenks: Bestimmung der Hauptbewegungsachsen.* Bachelorarbeit, Fakultät für Mathematik und Informatik der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2013.
42. Grimm, P., *Bau und Validierung eines Bewegungsphantoms zur Charakterisierung der Kniebewegung.* Bachelorarbeit, Fakultät für Physik und Astronomie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2014.
43. Hopfgartner, A., *Magnetresonanztomographie in der Zahnheilkunde - Hochauflösende zahnmedizinische Anwendungen in der MRT mit einer Entwicklung zur Bewegungskorrektur.* Dissertation, Fakultät für Physik und Astronomie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2015.
44. Piazza, S.J. and P.R. Cavanagh, *Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment.* J Biomech, 2000. **33**(8): p. 1029-34.
45. Fellows, R.A., et al., *Magnetic resonance imaging for in vivo assessment of three-dimensional patellar tracking.* J Biomech, 2005. **38**(8): p. 1643-52.
46. Kaiser, J., et al., *Measurement of tibiofemoral kinematics using highly accelerated 3D radial sampling.* Magn Reson Med, 2013. **69**(5): p. 1310-6.
47. Roland, M., M.L. Hull, and S.M. Howell, *Virtual axis finder: a new method to determine the two kinematic axes of rotation for the tibio-femoral joint.* J Biomech Eng, 2010. **132**(1): p. 011009.
48. Roland, M., M.L. Hull, and S.M. Howell, *Validation of a new method for finding the rotational axes of the knee using both marker-based roentgen stereophotogrammetric analysis and 3D video-based motion analysis for kinematic measurements.* J Biomech Eng, 2011. **133**(5): p. 051003.

49. Dragoo, J.L., et al., *Mechanics of the anterior interval of the knee using open dynamic MRI*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. **25**(5): p. 433-7.
50. MacIntyre, N.J., et al., *Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88**(12): p. 2596-605.
51. McWalter, E.J., D.J. Hunter, and D.R. Wilson, *The effect of load magnitude on three-dimensional patellar kinematics in vivo*. J Biomech, 2010. **43**(10): p. 1890-7.
52. Scott, R.D., *Totale Kniearthroplastik*. 2007, München: Urban&Fischer Verlag. 182.
53. Howell, S.M., et al., *Results of an initial experience with custom-fit positioning total knee arthroplasty in a series of 48 patients*. Orthopedics, 2008. **31**(9): p. 857-63.
54. Benoit, D.L., et al., *Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo*. Gait Posture, 2006. **24**(2): p. 152-64.
55. Cerveri, P., A. Pedotti, and G. Ferrigno, *Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation*. J Biomech, 2005. **38**(11): p. 2228-36.
56. Draper, C.E., et al., *Differences in patellofemoral kinematics between weight-bearing and non-weight-bearing conditions in patients with patellofemoral pain*. J Orthop Res, 2011. **29**(3): p. 312-7.

6 Abkürzungsverzeichnis

CA	cylindric axis/Zylindrische Achse
DS	Datensatz
FHA	finite helical axes
K	Kugel
Lig.	Ligamentum
Pat.ID	Patienten-ID
Transepicondylarachse	TEA

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Bänderstrukturen und knöchernen Strukturen des Kniegelenks von medial (aus Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München mit freundlicher Genehmigung)	3
Abbildung 1.2: Blick auf das Tibiaplateau von kranial (aus Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München mit freundlicher Genehmigung).....	3
Abbildung 1.3: Koronarer Schnitt durch den Femur (aus Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München mit freundlicher Genehmigung).....	5
Abbildung 1.4: Bänderstrukturen, knöchernen Strukturen und muskuläre Ansätze in der Kniekehle von dorsal (aus Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München mit freundlicher Genehmigung).....	6
Abbildung 1.5: Gegenüberstellung der anatomischen Achse und der Traglinie [2] (Genehmigung gemäß RightsLink® service, License Number 4426621167479).....	7
Abbildung 1.6: Angelehnt an Fig. 1 aus Smith, Refshauge [9]	11
Abbildung 1.7: Aus Blankevoort, Huiskes [16] (Genehmigung gemäß RightsLink® service, License Number 4426620508843)	12
Abbildung 1.8: Aus Yin, Chen [36]; Vergleich der Transepicondylarachse (TEA, blau Achse), der eigentlichen Flexion-Extensionsachse (FEA, grün) und der „zylindrischen	

Achse“ (CA, rot) („open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited“).	14
Abbildung 2.1: Kniemodell von Grimm [42] (mit freundlicher Genehmigung des Autors).	19
Abbildung 2.2: Skizze für die Befestigungsstangen und -rohre.	22
Abbildung 2.3: Exemplarische kontrastmittelgefüllte Kugel mit angebrachtem Kunststoffstab.	23
Abbildung 2.4: Präparat von ventral, fertig für das Einbringen in die Bewegungsschiene.....	24
Abbildung 2.5: Präparat von dorsal, fertig für das Einbringen in die Bewegungsschiene.....	24
Abbildung 2.6: Bewegungsschiene ohne Untersuchungsobjekt und ohne Spule. Es handelte sich jeweils um einen Plexiglastasten, der in ein entsprechendes Grundgerüst eingelassen und durch Plastikstifte befestigt wurde. Beide Kästen waren durch den doppelwirkenden Pneumatik-Zylinder verbunden.....	26
Abbildung 2.7: Kernspintomograph Avanto von Siemens mit 1,5 Tesla.	27
Abbildung 2.8: Bewegungsschiene (siehe 2.2) mit zentraler Kniespule und Flaschen-Phantom.....	28
Abbildung 2.9: Fertiger Versuchsaufbau.	29
Abbildung 2.10: Zeitpunkt 0 vergrößert.	31

Abbildung 2.11: Zeitpunkt 0-18 im Verlauf der Bewegung. Bei Zeitpunkt 10 (maximale Beugung) verlässt die Kugel in der Tibia die betrachtete Ebene.	32
Abbildung 2.12: Slices 0-95, im Verlauf sind alle sechs Kugeln der Messung erkennbar.	33
Abbildung 2.13: Eine Kugel beim Anvisieren des Mittelpunktes in Amira: Die Schichtdicke der Messung limitiert die Möglichkeit den genauen Mittelpunkt zu dokumentieren. Die Ebene YZ ist rechts oben zu sehen, XY links oben und XZ links unten. Die 3D-Darstellung rechts unten kann im Zweifelsfall einen weiteren Aspekt aufzeigen, ist aber für die Positionsfindung regulär nicht von Relevanz.	35
Abbildung 2.14: Exemplarische Ergebnisse einer Kugelpositionsbestimmung zu einem Zeitpunkt. Für die Achsenberechnung wurden grundsätzlich die berechneten Mittelwerte herangezogen.	35
Abbildung 2.15: Die Abbildung zeigt die ermittelten Werte im dreidimensionalen Raum. Das schwarze Kreuz repräsentiert den Ursprung. Erläuterung siehe Text.	36
Abbildung 2.16: Beispiel für eine Darstellung unterhalb der Erwartungen (Pat.ID 11653-4; virtuelle Achsenberechnung).	40
Abbildung 2.17: Beispiel für eine sehr gute Darstellung (11061-6; 2-Achsen-Methode).	40
Abbildung 3.1: Statistischer Vergleich der Fehlerberechnung bei allen Messungen des Modells von Grimm [42]	43
Abbildung 3.2: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Messung 108). Exemplarisch für einen niedrigen Fehler.	44

Abbildung 3.3: Darstellung der 2-Achsen-Methode in Messung 208. Exemplarisch für einen hohen Fehler.	44
Abbildung 3.4: Statistischer Vergleich der Fehlerberechnung bei allen 23 Messungen.	48
Abbildung 3.5: Statistischer Vergleich der Fehlerberechnung bei den zehn Hauptmessungen.....	51
Abbildung 3.6: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6).	52
Abbildung 3.7: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6) in Ebene XY.	52
Abbildung 3.8: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6) in Ebene XZ.....	53
Abbildung 3.9: Darstellung aller drei Methoden in einer Grafik (Pat.ID: 11061-6) in Ebene YZ.....	53
Abbildung 4.1: Beispiel für Artefakt, welches sich als Duplikate (sog. „Ghosts“), der dargestellten Struktur zeigt.	56
Abbildung 4.2: Patienten-ID 11782-4, 2-Achsen-Methode: Zu sehen sind die ausgewerteten Messpunkte und berechneten Koordinaten (Fit) der kontrastmittelgefüllten Kugeln in der Tibia im Zeitverlauf. Die rot und die grün dargestellten Kugelpositionen scheinen eine minimale Bewegung zu vollziehen, während die blauen Kugelpositionen eine deutliche Bewegung suggerieren.....	59
Abbildung 4.3: Pat.ID 1027-4, Darstellung der gemessenen Koordinaten. Es ist einerseits die gewollte Bewegung der kontrastmittelgefüllten Kugeln in der Tibia zu sehen (blau, rot, grün), darüber hinaus aber auch eine deutliche	

Bewegung der kontrastmittelgefüllten Kugeln innerhalb des Femur (magenta, türkis, gelb). Durch den komplexen Aufbau des Knies und der sechs potentiellen Freiheitsgrade lässt sich allerdings nicht sagen, um welche Bewegung es sich hier gehandelt hat und ob dies als Artefakt zu werten ist oder nicht. In der Grafik kann außerdem im Verlauf der roten Koordinate gesehen werden, dass sich Flexion-und Extensionsbewegung wahrscheinlich geringfügig unterschieden, auch wenn dies in unseren Berechnungen nicht unterschieden wird (siehe 4.1.5.4). 60

Abbildung 4.4: Beispiel für Bewegungsartefakt, Verschmelzen von Kugeln aus mehreren Zeitpunkten (rote 1). Als Gegenbeispiel (rote 2) eine kontrastmittelgefüllte Kugel im Femur, welche kaum einer Bewegung ausgesetzt ist und sich dadurch ohne Artefakt darstellt..... 62

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Übersicht der verwendeten Materialien.	17
Tabelle 2.2: Übersicht der verwendeten Software.....	18
Tabelle 2.3: Die verwendeten Matrizen im Vergleich.	30
Tabelle 3.1: Alle Messungen von Grimm [41] mit Fehler und Darstellung, entsprechend der in dieser Arbeit verwendeten Algorithmen.....	42
Tabelle 3.2: Alle 23 Kadaver-Knie-Messungen im Überblick (DS=Datensatz; K=Kugel).	47
Tabelle 3.3: Die zehn Hauptmessungen im Überblick, es handelt sich um einen Ausschnitt aus der Gesamttabelle. Die Farbskala wird hierbei aufgrund der geringeren Anzahl und des repräsentativeren Fehlers neu berechnet und stellt sich daher deutlicher abgestuft dar (DS=Datensatz; K=Kugel).	50
Tabelle 4.1: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen des Fehlers bei der 2-Achsen-Methode und der virtuellen Achsensuche (vgl. Tabelle 3.1 und Tabelle 3.3).	65

Danksagungen

- Ordinarius Professor Dr. med. M. Rudert als meinem Doktorvater
- Herrn Dr. med. Alexander Nedopil für die Bereitstellung des Themas und als meinem Betreuer in allen medizinischen Belangen
- Herrn Dr. rer. nat. Daniel Weber (Abteilung Magnetresonanz- und Röntgen-Bildgebung, Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Würzburg) als meinem Betreuer für physikalische und mathematische Fragen sowie IT-technische Belange
- Herrn Dr. med. Fabian Gilbert für die Unterstützung bei der Präparation
- Herrn Patrick Böhm für die Bereitstellung der mathematischen Algorithmen zur Achsenberechnung
- Herrn Philipp Grimm für die Bereitstellung des Knie-Modells
- Herrn Sebastian Klum für die Bereitstellung der Bewegungsschiene
- den in der Abteilung Magnetresonanz- und Röntgen-Bildgebung, Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Würzburg und der Fakultät für Physik und Astronomie tätigen Mitarbeiter/-innen für deren freundliche Mitarbeit und Hilfsbereitschaft
- dem pathologischen Institut der Universität Würzburg für die Bereitstellung der Untersuchungsobjekte
- sowie allen, die ich hier nicht namentlich einzeln nennen kann, die mir bei vielen Fragen mit Rat und Tat zur Seite gestanden habe