

Bilddaten getriebene Kinematik-Simulation für  
den Roboter gestützten  
Kreuzband- und Kniegelenkersatz

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktors der Ingenieurwissenschaften**

von der Fakultät für Informatik  
der Universität Karlsruhe (Technische Hochschule)

genehmigte

D i s s e r t a t i o n

von

Dipl.-Inform. Dietmar Meister  
aus Göttingen

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Mai 2003

Erster Gutachter: Prof. Dr.-Ing. H. Wörn

Zweiter Gutachter: Prof. Dr.rer.nat. H. Prautzsch

Meister, Dietmar:

Bilddaten getriebene Kinematik-Simulation für den Roboter gestützten Kreuzband- und Kniegelenkersatz [online].

Karlsruhe, Univ., Fak. für Informatik, Diss., 2003

<http://www.ubka.uni-karlsruhe.de/cgi-bin/psview?document=2003/informatik/2>

© Dietmar Meister, Hinter dem Berg 9a, 28865 Lilienthal, Germany  
[dietmar.meister@web.de](mailto:dietmar.meister@web.de)  
[dietmar@fam-meister.de](mailto:dietmar@fam-meister.de)  
<http://www.fam-meister.de/dietmar/diss/index.html>

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt. Vervielfältigungen sind für Forschungs- und Entwicklungszwecke bei offizieller und offensichtlicher Zitierung erlaubt. Gewerbliche Vervielfältigungen erfordern die ausdrückliche Zustimmung des Autors. Der Autor haftet nicht für eventuelle Schäden, welche sich bei Anwendung der in diesem Werk beschriebenen Verfahren ergeben.

# Kurzfassung

In zunehmendem Maße wird in der Medizin eine immer höhere Präzision bei immer komplexeren Eingriffen gefordert. Beim Ersatz des Kniegelenks oder des vorderen Kreuzbandes wird dieser Forderung mit einem wachsenden Anteil an Computer und Roboter gestützten Operationstechniken begegnet. Da für die Planung einer Knieoperation die Bewegung im Kniegelenk von besonderer Bedeutung ist, wird in dieser Arbeit ein Verfahren entwickelt, um die Bewegung auf Basis der in den Computer gestützten Systemen verwendeten Bilddaten zu simulieren.

Die Grundlage für das Simulationsmodell bilden Bild- und Bewegungsdaten von 26 Probanden. Da kein Verfahren für eine Bewegungsaufnahme bekannt ist, mit dem die Position der beteiligten Knochen ausreichend genau bestimmt werden kann, ohne den Patienten zu verletzen, wird ein neues Verfahren entwickelt und zusammen mit den Weiterentwicklungen von zwei bekannten invasiven Verfahren angewendet und validiert.

Für die Modellbildung wird jeder Proband mit einem Merkmalvektor beschrieben, der sich aus Merkmalen für die Knochenform und aus Merkmalen für die Bewegung zusammensetzt. Da die Bewegung eines Kniegelenks zwingend mit der Form der Knochen verbunden ist, kann für einen neuen Patienten unter Verwendung seiner Formmerkmale im Merkmalraum ein ähnlicher Datensatz des Modells gefunden werden. Aus den gewonnenen Bewegungsmerkmalen lässt sich die komplette Bewegung zu einem neuen Patienten rekonstruieren, ohne diese Bewegung aufgenommen zu haben.

Mit dem entwickelten Modell für die Simulation von Bewegungsdaten auf Basis der für viele Computer gestützte Knieoperationen verwendeten Volumendaten ist es gelungen, den neuen Operationstechniken wichtige Informationen über den individuellen Bewegungsablauf eines Knies zu liefern und die Qualität der Planungen zu steigern.

# Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Zeit als Mitarbeiter der orto MAQUET GmbH & Co. KG bzw. URS Ortho GmbH & Co. KG in Zusammenarbeit mit dem Institut für Prozessrechentechnik, Automation und Robotik (IPR) der Universität Karlsruhe (TH).

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. H. Wörn für die Betreuung dieser Arbeit, Herrn Prof. Dr.rer.nat. H. Prautzsch für das Korreferat und allen anderen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Lilienthal, im März 2003  
Dietmar Meister

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Motivation . . . . .	1
1.2	Problemstellung und Zielsetzung . . . . .	2
1.3	Aufbau und Kapitelübersicht . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1	Medizinische Grundlagen . . . . .	5
2.1.1	Anatomie . . . . .	5
2.1.2	Biomechanik . . . . .	10
2.1.3	Therapien im Bereich des Kniegelenks . . . . .	13
2.2	Abbildung der Anatomie in medizinischen Volumendaten . . . . .	15
2.2.1	CT . . . . .	15
2.2.2	MRT . . . . .	16
2.3	Grundlagen der Bewegungsanalyse . . . . .	18
2.3.1	Koordinatensysteme . . . . .	20
2.3.2	Belastungsfälle für die untere Extremität . . . . .	30
2.3.3	Positionsmessung . . . . .	32
2.3.4	Registrierung mit korrespondierenden Punkten . . . . .	32
2.4	Kalibrierung von Videosequenzen . . . . .	34
2.4.1	Geometrische Kalibrierung . . . . .	34
2.4.2	Zeitliche Kalibrierung . . . . .	38
<b>3</b>	<b>Stand der Forschung</b>	<b>41</b>
3.1	Bewegungsaufnahme und Bewegungsanalyse . . . . .	41
3.1.1	Bewegungsaufnahme . . . . .	41
3.1.2	Bewegungsanalyse . . . . .	50
3.2	Analytische Gelenkmodelle . . . . .	57
3.2.1	Kinematische Modelle . . . . .	57
3.2.2	Quasi-statische kinetische Modelle . . . . .	60
3.2.3	Modelle von Femur, Tibia und Patella . . . . .	62
3.2.4	Simulation von Operationsergebnissen . . . . .	62

3.2.5	Validierung der Modelle . . . . .	63
3.3	Statistische Verfahren für die Ganganalyse . . . . .	64
3.4	Zusammenfassung . . . . .	65
<b>4</b>	<b>Kinematik der Modellbasis</b>	<b>67</b>
4.1	Gewinnung anatomischer Strukturen . . . . .	67
4.1.1	Aufnahme medizinischer Volumendaten . . . . .	68
4.1.2	Segmentierung . . . . .	71
4.1.3	Oberflächenmanipulation . . . . .	72
4.1.4	Anatomische Koordinatensysteme . . . . .	72
4.2	Entwicklung von Verfahren für die Bewegungsaufnahme . . . . .	73
4.2.1	Bewegung in-vitro . . . . .	74
4.2.2	Bewegung in-vivo mit Knochenschrauben . . . . .	78
4.2.3	Bewegung in-vivo mit Hautfixierung . . . . .	80
4.3	Analyse der Kinematiken . . . . .	94
4.3.1	Bewegung in-vitro . . . . .	94
4.3.2	Bewegung in-vivo mit Knochenschrauben . . . . .	97
4.3.3	Bewegung in-vivo mit Hautfixierung . . . . .	99
4.4	Diskussion . . . . .	102
4.4.1	Verfahren für die Bewegungsaufnahme . . . . .	102
4.4.2	Analyse der Kinematiken . . . . .	103
<b>5</b>	<b>Modellbildung</b>	<b>106</b>
5.1	Methode . . . . .	106
5.1.1	Merkmale der Knochenform . . . . .	106
5.1.2	Merkmale der Kniebewegung . . . . .	110
5.1.3	Hauptkomponentenanalyse . . . . .	112
5.1.4	Modellvarianten . . . . .	114
5.2	Ergebnisse . . . . .	118
5.2.1	Bedeutung der Modellvarianten . . . . .	119
5.2.2	Bedeutung der Basisdimension . . . . .	119
5.2.3	Vergleich mit dem Goldstandard . . . . .	120
5.2.4	Plausibilität . . . . .	121
5.3	Diskussion . . . . .	121
<b>6</b>	<b>Anwendung im CAOS-System</b>	<b>123</b>
6.1	Anwendung beim Kreuzbandersatz . . . . .	123
6.1.1	Problemstellung . . . . .	123
6.1.2	Entwurf für das CASPAR-System . . . . .	125
6.2	Anwendung beim Kniegelenkersatz . . . . .	128
6.2.1	Problemstellung . . . . .	128

6.2.2	Berechnung der postoperativen Kinematik . . . . .	129
6.2.3	Entwurf für das CASPAR-System . . . . .	131
6.3	Diskussion . . . . .	132
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>134</b>
7.1	Erzielte Ergebnisse und Erkenntnisse . . . . .	134
7.1.1	Aufnahme von Bewegungsdaten . . . . .	135
7.1.2	Simulationsmodell . . . . .	136
7.1.3	Integration in ein Planungssystem . . . . .	137
7.2	Ausblick . . . . .	137
<b>A</b>	<b>Mathematische Grundlagen</b>	<b>139</b>
A.1	Koordinatentransformation . . . . .	139
A.1.1	Homogene Koordinaten . . . . .	139
A.1.2	Kodierung der Rotation . . . . .	139
A.2	Statistische Funktionen . . . . .	142
<b>B</b>	<b>Abgeleitete Merkmale der Knochenform</b>	<b>143</b>
B.1	Viele Merkmale . . . . .	143
B.2	Wenige Merkmale . . . . .	145
<b>C</b>	<b>Abkürzungen und Formelzeichen</b>	<b>146</b>
C.1	Abkürzungen . . . . .	146
C.2	Formelzeichen . . . . .	147
<b>D</b>	<b>Glossar</b>	<b>148</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>166</b>





# Kapitel 1

## Einleitung

### 1.1 Motivation

In zunehmenden Maße wird in der Medizin eine immer höhere Präzision bei immer komplexeren Eingriffen gefordert. In jüngster Zeit finden daher immer häufiger Computer gestützte Systeme wie z.B. Chirurgie-Roboter oder Instrumentennavigationssysteme Einzug in den Operationsaal. Mit diesen Techniken ist es möglich, eine präoperative Operationsplanung exakt umzusetzen. Zukünftig wird ein großes Potenzial zur Qualitätssteigerung des chirurgischen Eingriffs in dessen Planung zu finden sein. Die Computer gestützten Planungen finden im Allgemeinen vor der Operation statt. Während ein Arzt bei einer konventionellen Operation zu verschiedenen Zeitpunkten seine Planung den neuen Informationen aus dem Operationsfeld anpasst, ist die Computer gestützte Planung kaum noch modifizierbar. Erst geeignete Simulationsmodule könnten schon zum Zeitpunkt der Operationsplanung alle Informationen liefern, die der Arzt erst während der Operation erhält. Daher wird die Simulation oder Voraussage des OP-Erfolges zur Planungszeit ein wichtiger Bestandteil zukünftiger Planungssysteme sein. Von ärztlicher und logistischer Seite ergeben sich hohe Anforderungen an die präoperative Planung:

- Robuste, schnelle und einfache Durchführung
- Reproduzierbarkeit bzw. geringe Benutzersensitivität
- Durchführbarkeit auch von *Nicht-Spezialisten*
- Unterstützung verschiedener bildgebender Verfahren und Geräte
- Voraussage/Simulation des Operationsergebnisses
- Unterstützung verschiedenster Planungsphilosophien
- Anbieten einer Wissensbasis zur optimalen 3D-Planung
- Vermeidung oder Erkennung von Fehlplatzierungen

Speziell für die Computer gestützte orthopädische Chirurgie (CAOS) im Bereich des Kniegelenks ist die Bewegungsfreiheit und Stabilität des Kniegelenks von zentraler Bedeutung. Die bestehenden Planungssysteme für den Computer gestützten und Bild basierten Kreuzband- oder Kniegelenkersatz basieren auf einem statischen Modell der Knochen. Dieses Modell wird aus einer Aufnahme eines Computertomogramms (CT) oder Magnetresonanztomogramms (MRT) gewonnen. Die Auswirkungen der geplanten Operation auf das Bewegungsverhalten des Gelenks können dabei nicht betrachtet werden.

Zurzeit werden in Deutschland jährlich etwa 80.000 Kniegelenke und 90.000 Kreuzbänder ersetzt. Der Anteil der Computer gestützten Eingriffe liegt noch unter 10%. Der Wunsch nach einer durchgängigen Qualitätssicherung im Krankenhaus lässt jedoch eine deutliche Steigerungsrate erwarten. Mit der auf Basis der Patientenkinematik verbesserten Operationsplanung ließen sich so jährlich mehrere zehntausend Knieoperationen schon vor der Operation überprüfen und verbessern.

## 1.2 Problemstellung und Zielsetzung

Aus der Forderung nach einer robusten, schnellen und einfachen Durchführung der Operationsplanung ergeben sich auch die Anforderungen an die Simulation der Bewegung. Bei einem begrenzten Einsatz für Forschungszwecke wäre es möglich, die Bewegung des zu behandelnden Patienten vor der Planung in einem Ganganalyselabor aufzunehmen und in die Planung zu integrieren. Durch diese zusätzliche Untersuchung wird die Anwendung auf Kliniken mit angeschlossenem Ganganalyselabor eingeschränkt, der Patient wird mit der zusätzlichen Untersuchung belastet, die Logistik im Krankenhaus wird umfangreicher und der Personalaufwand erhöht sich um etwa einen Personentag.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Kniekinematik patientenindividuell auf Basis der routinemäßig erhobenen Bilddaten zu simulieren. Mit dieser Simulation wird es möglich, die Kinematik bei der Operationsplanung zu berücksichtigen, ohne Aufwand und Kosten für die Klinik wesentlich zu erhöhen. Damit ist eine breite Anwendung der verbesserten Operationsplanung im klinischen Routineeinsatz möglich.

Die routinemäßig erhobenen Daten, auf deren Basis die Kinematik simuliert werden soll, bestehen für die genannten Systeme aus einem Computertomogramm des Kniebereichs und weiteren personenbezogenen Daten.

Für die Simulation soll ein Modell mit mehreren Referenzdatensätzen trainiert werden. Diese Datensätze bestehen sowohl aus den Volumendaten, wie sie für die CAOS-Systeme verwendet werden, als auch aus den Bewegungsdaten, wie sie als Ergebnis der Simulation gewünscht werden. Die präzise Aufnahme von Kniebewegungen am Patienten gilt noch als wissenschaftliche Herausforderung. Für die Erhebung dieser Bewegungsdaten werden verschiedene Ansätze entwickelt, angewendet und miteinander verglichen.

Der Nutzen der simulierten Kinematik soll für die Roboter gestützte Planung beim Kreuzband- und Kniegelenkersatz gezeigt werden. Exemplarisch werden die Anwendungen der neuen Möglichkeiten bei der Planung mit dem CASPAR<sup>®</sup>-System (URS Ortho, Rastatt) gezeigt.

## 1.3 Aufbau und Kapitelübersicht

Einen Überblick über den Aufbau der vorliegenden Arbeit zeigt Abbildung 1.1. In Kapitel 2 werden die Grundlagen der Arbeit erläutert. Dazu gehören auch die medizinischen Grundlagen, die dem Leser ohne medizinisches Hintergrundwissen ein Studium der Arbeit ermöglichen. Weiterhin werden hier verschiedene Techniken beschrieben, die in den beiden Hauptkapiteln 4 und 5 als Werkzeuge verwendet werden, aber den Rahmen dieser Kapitel sprengen würden. Hierzu gehören Grundlagen der medizinischen Bildgebung, der Bewegungsanalyse und der Kamerakalibrierung.

In Kapitel 3 wird der Stand der Forschung auf den verschiedenen Arbeitsgebieten beschrieben. Zu diesen Arbeitsgebieten zählen die Bewegungsanalyse, die Modellbildung der Kniebewegung und die Anwendung von statistischen Verfahren in der Ganganalyse.

Kapitel 4 und 5 bilden den Kern dieser Arbeit. In Kapitel 4 wird die Erhebung der Trainingsdatensätze beschrieben und in Kapitel 5 wird aus den Trainingsdatensätzen das Simulationsmodell entwickelt. Da die Schnittstelle zwischen diesen beiden Kapiteln schon in Kapitel 2 beschrieben wurde, können die beiden Hauptkapitel unabhängig voneinander betrachtet werden.

In Kapitel 4 wird erläutert wie die Knochenoberflächen gewonnen werden. Weiterhin wird die Entwicklung von verschiedenen Verfahren für die Bewegungsaufnahme, deren Anwendung in 26 Fällen, ein Vergleich der Verfahren und ein Vergleich mit anderen publizierten Ergebnissen beschrieben. Das Kapitel schließt mit einer Diskussion.

Kapitel 5 umfasst Methode, Ergebnisse und Diskussion für die Modellbildung. Das statistische Modell wird mit den 26 Trainingsdatensätzen entwickelt und mehrfach validiert. Nach diesem Kapitel steht für einen beliebigen Patienten eine auf Basis seiner CT-Daten simulierte Kniekinematik zur Verfügung.

Wie diese Kinematik sinnvoll in die bestehenden CAOS-Systeme eingebunden werden kann, wird in Kapitel 6 beschrieben. Es wird ein Planungsprogramm der nächsten Generation skizziert, welches die neu gewonnenen Kinematikinformationen verwendet.

In Kapitel 7 werden die Ergebnisse dieser Arbeit abschließend zusammengefasst und diskutiert.

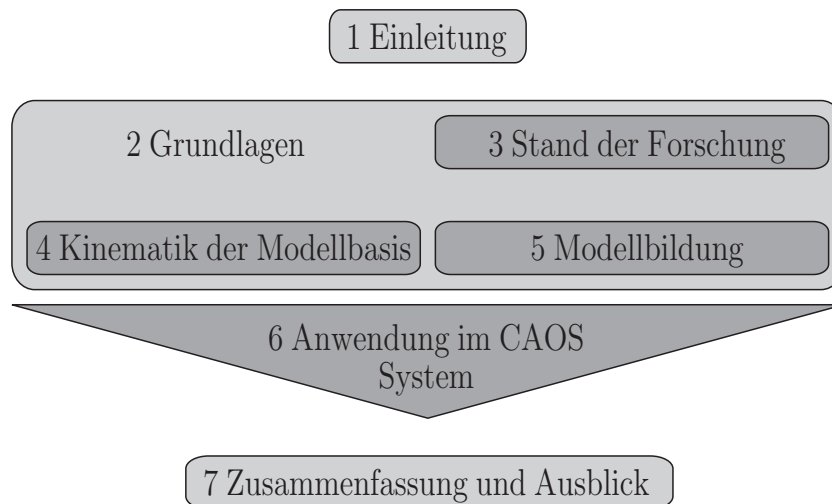


Abbildung 1.1: Aufbau der Arbeit

# Kapitel 2

## Grundlagen

In diesem Kapitel werden die Grundlagen für das Verständnis der folgenden Kapitel zusammengefasst. Zu diesen Grundlagen gehört eine medizinische Beschreibung des Kniegelenks in den Bereichen, die für diese Arbeit notwendig sind. Weiterhin werden die Verfahren der medizinischen Bildgebung beschrieben, die in dieser Arbeit Verwendung finden. Es werden grundlegende Techniken für die Bewegungsanalyse und die Kalibrierung von Videosequenzen entwickelt.

### 2.1 Medizinische Grundlagen

Das für diese Arbeit wesentliche medizinische Hintergrundwissen über das Kniegelenk wird in dem folgenden Abschnitt zusammengefasst. Die Termini aus der allgemeinen Medizin sind im Glossar aufgeführt. Die medizinischen Grundlagen werden in Anatomie, Biomechanik und Therapien bei Erkrankung und Verletzung unterteilt.

#### 2.1.1 Anatomie

Die Anatomie ist die Lehre vom Bau der Lebewesen. In diesem Abschnitt werden die einzelnen Bestandteile des Kniegelenks beschrieben.

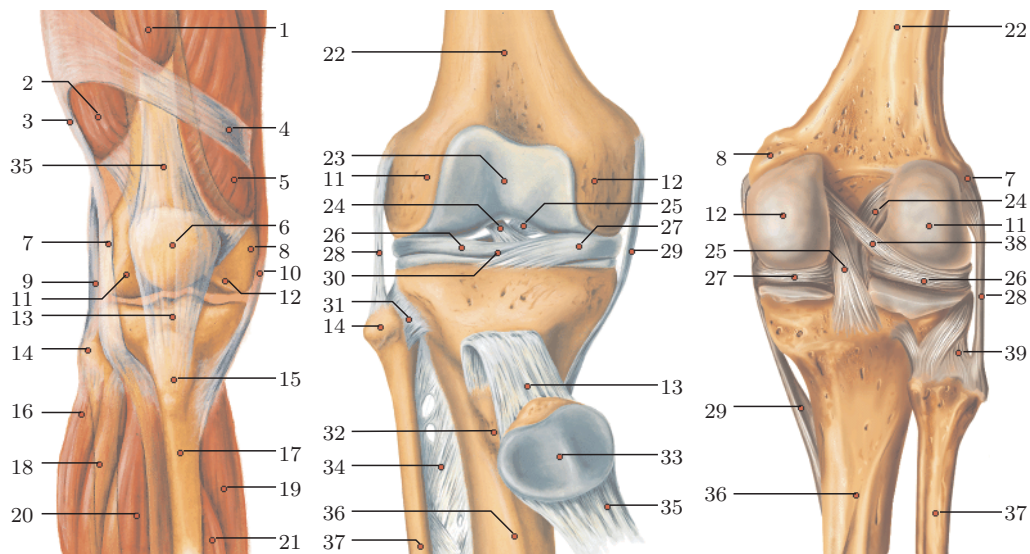
##### 2.1.1.1 Gelenkflächen der knöchernen Strukturen

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) ist ein zusammengesetztes Gelenk, in dem Oberschenkelknochen (*Femur*), Schienbein (*Tibia*), Kniescheibe (*Patella*) und Menisken miteinander artikulieren. Es besteht aus dem Femorotibi-gelenk und dem Femoropatellargelenk. Die beiden Gelenke befinden sich

in einer gemeinsamen Gelenkhöhle und ihre Kinematiken sind eng miteinander gekoppelt. In der Kinetik unterscheiden sich beide Gelenke hinsichtlich der Art der belastenden Kräfte, durch welche die Beanspruchung der Gelenkflächen hervorgerufen wird [136]. Im Femorotibialgelenk artikulieren die von Gelenkknorpel bedeckten Anteile der Femurkondylen, die ebenfalls knorpelbedeckten Tibiakondylen und die beiden Menisken miteinander (Abbildung 2.1). Die Knorpelüberdeckung des Femurs setzt sich von den Kondylen weiter nach proximal fort und endet mit der Gelenkfläche zur Patella (Facies patellaris, Trochlea). Die Oberflächen der beiden Femurkondylen sind sowohl in der Sagittalebene als auch in der Frontalebene konvex gekrümmt. In der Sagittalebene bilden die Krümmungsmittelpunkte aller Gelenkflächenteilstrecken einer Kondyle eine Kurve, die als Evolute bezeichnet wird. Die Krümmungsradien sind im posterioren Abschnitt kleiner als im anterioren, was der Evolute ihre typische Spiralförmigkeit verleiht (siehe Abbildung 2.2). Die mediale Femurkondyle ist in der Frontalebene breiter als die laterale. Dadurch wird die Gelenkmitte leicht nach lateral verlagert. Auf der distalen Seite wird das Femorotibialgelenk durch die mediale und laterale Tibiakondyle gebildet. In der Transversalebene haben die beiden durch die Eminentiae intercondylaris getrennten Teilflächen eine ovale Form. Zusammen bilden sie das Tibiaplateau. In der Sagittalebene hat die laterale Gelenkfläche eine kleinere Ausdehnung als ihre mediale Entsprechung. Die mediale Oberflächenkontur ist leicht konkav. Die Kontur der lateralen Gelenkfläche ist im mittleren Bereich annähernd gerade und sowohl anterior als auch posterior konvex geformt. Im zentralen Bereich der Gelenkflächen ist die Knorpelbedeckung und die Materialdichte größer als im Bereich der Menisken [97]. Das Tibiaplateau ist um etwa  $5^\circ$  nach posterior geneigt (Retroversion).

### 2.1.1.2 Kapsel-Band-Apparat

Die Kniegelenkkapsel umschließt die Kondylen der Tibia und des Femur. Im vorderen Bereich ist die Patella in den Kapsel-Band-Apparat eingelagert. Die Basis der Menisken ist an ihren Außenrändern fest mit der Kapsel verwachsen. Die Gelenkkapsel wird von allen Seiten durch Bänder und Sehnen verstärkt. Auf der anterioren Seite des Kniegelenks erfolgt die Verstärkung durch die Ansatzsehnen des M. quadriceps, das Lig. patellae und die Retinaculæ patellae. Die Retinaculæ patellae sind im Wesentlichen für die Führung der Patella in der Trochlea verantwortlich, während der M. quadriceps und das Lig. patellae vertikale Zugspannungen für den Streckvorgang übertragen. Der Quadrizeps setzt sich aus den Köpfen der vier großen Strecker des Kniegelenks zusammen (M. rectus femoris, M. vastus lateralis,



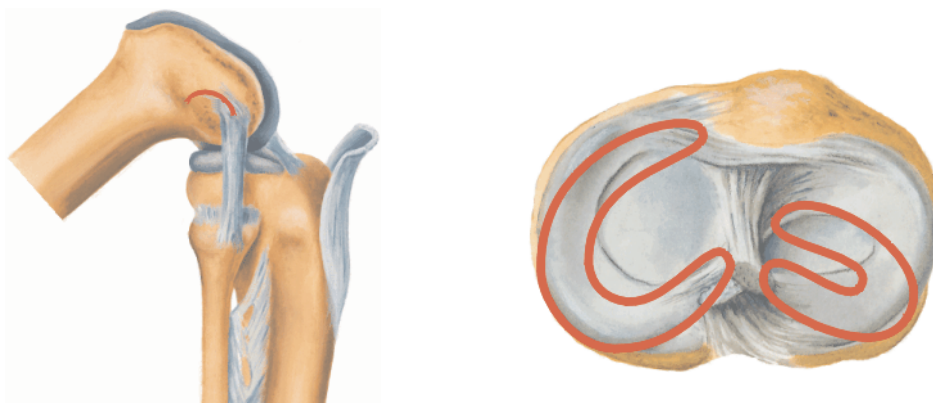
Reproduziert nach [1], © 3B Scientific GmbH, Hamburg, [www.3bscientific.com](http://www.3bscientific.com)

- |                               |                                       |  |
|-------------------------------|---------------------------------------|--|
| 1 M. rectus femoris           | 15 Tuberositas tibiae                 | 28 Lig. collaterale fibulare           |
| 2 M. vastus lateralis         | 16 M. peroneus longus                 | 29 Lig. collaterale tibiale            |
| 3 Tractus iliotibialis        | 17 Facies medialis tibiae             | 30 Lig. transversum genum              |
| 4 Facia lata                  | 18 M. extensor digitorum longus pedis | 31 Lig. capitis fibulae anterioris     |
| 5 M. vastus medialis          | 19 M. gastrocnemius                   | 32 Tuberositas tibiae                  |
| 6 Patella                     | 20 M. tibialis anterior               | 33 Facies articularis patellae         |
| 7 Epicondylus lateralis       | 21 M. soleus                          | 34 Membrana interossea cruris          |
| 8 Epicondylus medialis        | 22 Femur                              | 35 Tendo musculi quadricipitis femoris |
| 9 M. biceps femoris           | 23 Facies patellaris                  | 36 Tibia                               |
| 10 M. sartorius               | 24 Lig. cruciatum anterioris          | 37 Fibula                              |
| 11 Condylus lateralis femoris | 25 Lig. cruciatum posterioris         | 38 Lig. meniscofemorale posterius      |
| 12 Condylus medialis femoris  | 26 Meniscus lateralis                 | 39 Lig. capitis fibulae posterioris    |
| 13 Lig. patellae              | 27 Meniscus medialis                  |  |
| 14 Caput fibulae              |                                       |  |

Abbildung 2.1: Rechtes Kniegelenk. Links: Muskel und Bänder von anterior. Mitte: Bänder und Knorpel von anterior. Rechts: Bänder und Knorpel von posterior.

M. vastus intermedius, M. vastus medialis) und geht an der proximalen Patella in die Quadrizepssehne (Tendo musculi quadricipitis femoris) über. Am distalen Ende der Patella setzt die Patellasehne (Lig. patellae) an, die in die Tuberositas tibiae mündet.

Der seitliche Bandapparat mit dem medialen und lateralen Kollateralband unterstützt die Stabilisierung des Kniegelenks in der Frontalebene. Das Lig. collaterale tibiale (Innenband) hat seinen Ursprung am Epicondylus medialis femoris. Es zieht flach und breitflächig schräg nach distal-anterior und setzt 7-8 cm unterhalb des Tibiaplateaus an der medialen Seite der Tibia an. Der anteriore Teil des Innenbandes hat keine Verbindung zur Gelenkkapsel



Reproduziert nach [1], © 3B Scientific GmbH, Hamburg, [www.3bscientific.com](http://www.3bscientific.com)

Abbildung 2.2: Links: Extension und Flexion eines rechten Kniegelenks von medial mit eingezeichneter Evolute. Rechts: Sicht auf die Menisken eines rechten Kniegelenks in Extension von proximal. In Rot sind die Positionen der Menisken bei Flexion eingezeichnet (nach [136]).

und damit zur Meniskusbasis, während der posteriore, tiefe Teil (Lig. collaterale tibiale profundum) mit nach posterior ziehenden, horizontalen Fasern am posterioren Teil des medialen Meniskus ansetzt. Der anteriore Teil des Innenbandes verdreht sich mit zunehmender Beugung nach lateral-posterior. Er ist bei Extension und Außenrotation gespannt, bei Flexion und Innenrotation entspannt. Der posteriore Teil ist bei Flexion gespannt (Abbildung 2.2). Über seine Verbindung zum medialen Meniskus wird das Lig. collaterale tibiale profundum zu einem wichtigen Stabilisator des Kniegelenks in Beugestellung.

Das rundliche Lig. collaterale fibulare (Außenband) entspringt am Epicondylus lateralis femoris und zieht schräg nach distal-posterior zum Fibulakopf. Das Band ist über lockeres Bindegewebe mit der Gelenkkapsel verbunden. Das Außenband ist bei Extension und Außenrotation gespannt, bei Flexion und Innenrotation entspannt. An der Stabilisierung des anterolateralen Bereichs ist auch der Tractus iliotibialis beteiligt. Er setzt am Becken an, verläuft über zwei Gelenke und endet anterolateral an der Tibia.

### 2.1.1.3 Menisken

Die Menisken des menschlichen Kniegelenks sind transportable Gelenkflächen, welche die Inkongruenz zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau ausgleichen. Vorder- und Hinterhörner der Menisken sind über kurze Bänder am Tibiaplateau fixiert. Die ca. 7 mm hohe, konvexe Basis der keilförmigen Me-



nischen ist mit der Gelenkkapsel verwachsen. Die Menisken haben die Form einer Sichel, wobei die Ausläufer des lateralen, kleineren Meniskus an den Eminentiae intercondylaris dicht nebeneinander liegen. Bei Flexion verschieben sich die Menisken nach posterior (Abbildung 2.2). Bedingt durch seine Befestigungspunkte verschiebt sich der laterale Meniskus dabei wesentlich stärker.

#### 2.1.1.4 Kreuzbänder

Die Kreuzbänder bilden die Zentralpfeiler des Kniegelenks. Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius, LCA) entspringt an den posterioren Anteilen der Innenseite der lateralen Femurkondyle, verläuft schräg durch die Fossa intercondylaris und inseriert in der vorderen Hälfte der Tibia im Bereich der Eminentia intercondylaris (Abbildung 2.1). Funktionell kann das LCA in ein anteromediales und ein posterolaterales Faserbündel unterschieden werden [41]. Strukturell besteht das LCA aus einer Vielzahl kleiner Faserbündel, die von lockerem Bindegewebe unterteilt werden [136]. Die einzelnen Faserbündel spannen sich bei verschiedenen Gelenkstellungen unterschiedlich an. Bei voller Streckung sind alle Bandanteile gleichmäßig angespannt [4]. Bei einer Beugung von 30° kommt es zu einem Spannungsabfall, der in den posterioren Bandanteilen größer ist als in den anteromedialen. Mit zunehmender Beugung kommt es zu einer Verdrehung der Fasern und die Spannung nimmt wieder zu. Nach Amis [4] hat kein Faserbündel ein isometrisches Spannungsverhalten beim Flexionsablauf. Die maximale Reißkraft des LCA wird mit 1725 N angegeben [34].

Das hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius, LCP) ist das kräftigste Band des Kniegelenks. Es entspringt fächerförmig in den vorderen Anteilen der Fossa intercondylaris an der Innenfläche des medialen Femurkondylus und verläuft schräg nach distal-posterior. Es endet am posterioren Teil der Area intercondylaris ca. 7-10 mm distal des Tibiaplateaus. Die Fläche des femoralen Ursprungs ist etwa doppelt so groß wie die Fläche der tibialen Insertion. Makroskopisch lassen sich am LCP zwei Faserzüge abgrenzen, ein kräftiges anterolaterales Bündel und ein posteromediales Bündel. Während beide Bündel an der gleichen Region der Tibia ansetzen, unterscheiden sich die femoralen Insertionspunkte. Das anterolaterale Bündel entspringt im anterioren und das posteromediale Bündel im posterioren Bereich der Insertionszone. Das anterolaterale Bündel des LCP ist ähnlich reißfest wie das LCA, während das posteromediale Bündel weniger als 20% dieser Festigkeit besitzt [111]. Das anterolaterale Bündel spannt sich bei Flexion und das posteromediale bei Extension an.

In der Sagittalebene stabilisieren beide Kreuzbänder das Kniegelenk. Das LCA zwingt dem Kniegelenk die Roll-Gleit-Bewegung auf [95]. Das LCP verhindert eine Verschiebung der Tibia nach posterior [81]. In der Frontalebene verhindert das LCP ein Aufklappen in Varus oder Valgus, während das LCA dabei nur eine untergeordnete Rolle spielt [136].

## 2.1.2 Biomechanik

Die Biomechanik ist ein Wissenschaftsgebiet, das sich mit der biologischen Reaktion von Geweben und Organen auf mechanische Einflüsse befasst. Dazu gehört sowohl die Untersuchung der mechanischen Eigenschaften einzelner Gewebe und Strukturen als auch die Analyse von Bewegungsabläufen [16]. Die äußere Biomechanik (Kinematik) untersucht die Bewegungsabläufe über Raum und Zeit, während die innere Biomechanik (Dynamik) die Kräfte untersucht, welche die Bewegung verursachen. Analog kann zwischen passivem und aktivem Bewegungsapparat unterschieden werden. Der passive Bewegungsapparat setzt sich aus Knochen, Knorpeln und Bändern zusammen, während der aktive Bewegungsapparat die Muskeln umfasst, welche die Bewegung der passiven Elemente verursachen. Diese Arbeit setzt ihren Fokus auf die Kinematik des passiven Bewegungsapparats.

### 2.1.2.1 Kinematik des Femorotibialgelenks

Zur Kinematik des menschlichen Körpers wurden seit Galileo Galilei schon viele Untersuchungen veröffentlicht und die meisten beziehen sich auf das Kniegelenk. Das 1836 von den Gebrütern Weber [143] beschriebene Bewegungsverhalten des Kniegelenks ist, mit Erweiterungen und Modifikationen, auch heute noch gültig. Eine gute Zusammenfassung der historischen Arbeiten auf diesem Gebiet wird in [146, 147] gegeben. Schon sehr früh wurde klar, dass das Knie kein Scharniergelenk bildet und auch keinem anderen der klassischen Gelenktypen [114] zugeordnet werden kann. Die Bewegung des Femur zur Tibia beim Beugeverlauf besteht nicht aus einer gleichförmigen Bewegung. Die individuelle Geometrie von Femur- und Tibiakondylen, sowie die Länge und Insertionsorte der Kreuz- und Seitenbänder bedingen den polyzentrischen Bewegungsablauf [59, 95]. Dabei sind Kondylengeometrie, Geometrie des Tibiaplateaus und Bandapparat individuell angelegt und mit Präzision aufeinander abgestimmt [109]. Während der polyzentrische Bewegungsablauf unumstritten ist, werden jüngere Ergebnisse über Elemente der Propriozeption der Kreuzbänder [45] noch diskutiert. Es stellt sich die Frage, ob die Kreuzbänder eine rein mechanische Getriebefunktion haben oder lediglich die Bandspannungen als Rückkopplungssignal an die reaktiven Strukturen senden.

Das Bewegungsmuster beim Beugen des Knies kann in drei rotatorische und drei translatorische Komponenten zerlegt werden. Für das Femorotibialgelenk wird immer die Positionsänderung der Tibia zum Femur beschrieben.

**Extension/Flexion:** Diese Drehung findet in der Sagittalebene statt. Wenn Femur und Tibia bei gestrecktem Bein (Extension) einen Flexionswinkel von  $0^\circ$  haben, ist bei aktiver Beugung ein Winkel von  $140^\circ$  und bei passiver Beugung ein Winkel von  $160^\circ$  möglich. Das Bein kann aktiv bis  $0^\circ$  und passiv bis  $-10^\circ$  gestreckt werden.

**Abduktion/Adduktion:** Drehung in der Frontalebene. Bei Abduktion wird die distale Tibia nach lateral gedreht. Wegen der straffen Seitenbänder findet diese Drehung nur in geringem Ausmaß statt [150].

**Innenrotation/Außenrotation:** Sie beschreibt die Rotation in der Transversalebene. In der Anfangsphase der Beugung findet eine Innenrotation statt, die bei der abschließenden Streckung des Beines durch eine Außenrotation wieder neutralisiert wird (Schlussrotation, Screw-Home-Mechanism). Die Schlussrotation bewirkt, dass bei gestrecktem Knie die Bänder unter einer hohen Spannung stehen und sich somit das Knie in einer stabilen Stellung befindet. Die Innenrotation hat ihren Maximalwert von etwa  $25^\circ$  bei  $100^\circ$  Flexion [150].

**Anterior/Posterior (a-p):** Diese Verschiebung findet in der Sagittalebene von vorn nach hinten statt. Wenn das Knie ein ideales Scharniergelenk wäre, dann wäre diese Verschiebung gleich Null. Bei einer Beugung bis etwa  $25^\circ$  rollen die Femurkondylen nach posterior ab, was einer posterioren Verschiebung des Kontaktpunktes der Tibia entspricht. Bei weiterer Beugung drehen sie, bedingt durch den Zug der Kreuzbänder, nahezu auf der Stelle. Das Verhältnis von Rollen und Gleiten unterscheidet sich nicht nur für die Phase der Flexion, sondern auch für die mediale und die laterale Kondyle [100].

**Medial/Lateral (m-l):** Diese Verschiebung findet in der Frontalebene von innen nach außen statt. Da die Radien von Femur- und Tibiakondylen in dieser Ebene nahezu gleich sind, ist das Knie in dieser Ebene gut geführt. Dieses lässt sich auch an den geringen Werten dieser Verschiebung erkennen.

**Proximal/Distal (p-d):** Diese Verschiebung wird direkt durch die Geometrie der Femurkondylen vorgegeben, da angenommen werden kann, dass sich Femur und Tibia stets in Kontakt befinden.

Während die grundlegenden Bestandteile des Bewegungsablaufs definiert sind, variieren die genauen Werte der Bewegungsbahnen. Zu den Faktoren, welche die Streubreite der publizierten Werte erklären, gehören die Wahl des Koordinatensystems, der Messfehler des Aufnahmesystems, die Variation des Bewegungsmusters bei verschiedenen Probanden oder verschiedenen Zeitpunkten und das Belastungsmuster. Die verschiedenen Faktoren werden in den folgenden Kapiteln ausführlich behandelt.

### 2.1.2.2 Physiologische Belastung des Kniegelenks

Am Knie wirken Reibungs-, Kompressions- und Scherkräfte. Die Eigenschaften des Gelenkknorpels und die Gelenkflüssigkeit als Schmiermittel führen zu den geringen Reibungskräften beim gesunden Kniegelenk. Die senkrecht zur Gelenkoberfläche wirkenden Kompressionskräfte sind stark vom Belastungsmuster abhängig. Die Belastung des Tibiaplateaus beim Einbeinstand entspricht etwa 200% des Körpergewichts. Die Belastungen beim Gehen können während bestimmter Gangphasen auf Grund dynamischer Kraftanteile bis zum 6-fachen des Körpergewichts erreichen. Im zweibeinigen Stand reduziert sich diese Belastung auf etwa 50% des Körpergewichts [109]. Diese großen Kräfte entstehen, wenn Hebelarme durch Muskelkräfte kompensiert werden. Beispielsweise liegt beim Einbeinstand der Körperschwerpunkt medial der Kniemitte. Einem resultierenden Aufklappen der lateralen Kniehälfte wirkt der Tractus iliotibialis entgegen, der Pelvis und Tibia auf der lateralen Seite zusammenzieht. Die Scherkräfte wirken tangential zu den Gelenkoberflächen und sind deutlich kleiner als die Kompressionskräfte.

### 2.1.2.3 Ausrichtung des Kniegelenks

Eine physiologische Ausrichtung des Beines ist für die optimale Verteilung der hohen Kompressionskräfte beim Gehen notwendig. Eine wesentliche Größe ist dabei die mechanische Achse des Beines (auch Tragline oder Miculicz-Linie). Sie verbindet das Hüftkopfbereich mit dem Zentrum des Sprunggelenks (Abbildung 2.3). Die mechanische Beinachse bildet mit dem Boden den Grundwinkel. Dieser beträgt beim entspannten Stehen etwa  $90^\circ$ , während er bei geschlossenen Beinen und beim Gehen etwa  $87^\circ$  beträgt. Die mechanische Beinachse verläuft etwa 8 mm medial der Kniemitte (mechanical axis deviation: MAD) [106]. Sie bildet mit der horizontal verlaufenden Gelenklinie den Gelenklinienwinkel. Er hat einen Wert von etwa  $87^\circ$ . Damit verläuft die Gelenklinie beim Gehen parallel zum Boden. Die mechanische Femurachse verläuft vom Hüftkopfbereich zur Kniemitte und die mechanische Tibiaachse von der Kniemitte zum Sprunggelenkzentrum. Im anatomischen Durch-

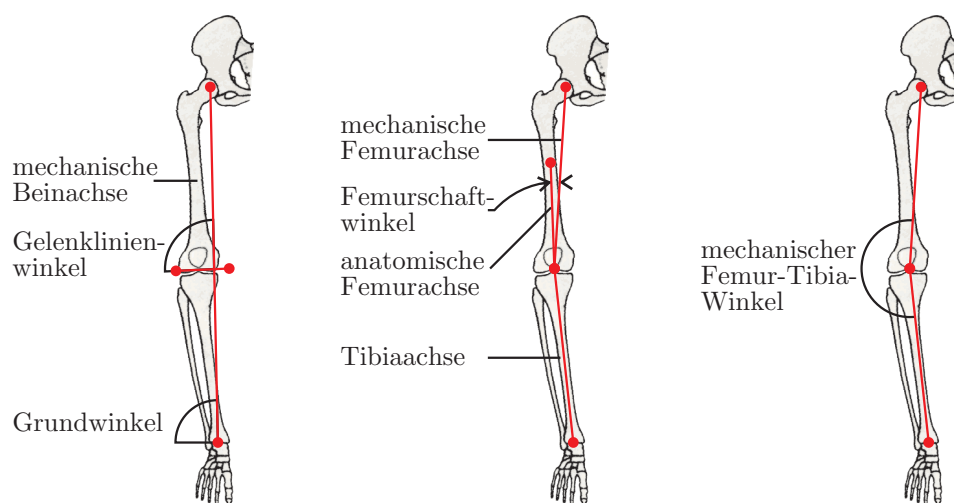


Abbildung 2.3: Achsen des Beines in der Frontalebene (nach [106]).

schnitt bilden sie einen Winkel von  $183^\circ$  (mechanischer Femur-Tibia-Winkel). Bei einem Winkel größer  $188^\circ$  wird von einem X-Bein (*genu valgum*) und bei einem Winkel kleiner  $178^\circ$  von einem O-Bein (*genu varum*) gesprochen. Die anatomische Femurachse verläuft von der Mitte des Femurschafts zur Mitte des Knies. Sie bildet mit der mechanischen Femurachse einen Winkel von etwa  $7^\circ$ . Dabei variiert die Definition der Höhe des Schaftmittelpunktes zwischen den verschiedenen Studien. Bedingt durch diese unterschiedlichen Definitionen des Schaftmittelpunktes unterscheiden sich beim gleichen Knochen die Werte für die Neigung der anatomischen Achse um mehrere Grad.

### 2.1.3 Therapien im Bereich des Kniegelenks

Veränderungen am Kniegelenk, die einen operativen Eingriff notwendig machen, können degenerative Ursachen haben oder durch einen Unfall hervorgerufen werden. Die Gonarthrose umfasst alle degenerativen Erkrankungen, die meistens die Folge eines Missverhältnisses zwischen Beanspruchung und Leistungsfähigkeit der einzelnen Gelenkteile sind. Zu diesem Missverhältnis kann es bei Fehlentwicklungen des Knorpels oder des Knochens (Dysostose bzw. Dysplasie) oder bei Achsenfehlstellungen des Beines kommen. Weitere Ursachen für eine verringerte Belastbarkeit des Kniegelenks sind eine primäre Qualitätsstörung des Gelenkknorpels, eine Entzündung oder eine traumatische Schädigung. Nach einem Kreuzband- oder Meniskus-Riss oder durch eine veränderte Knochenstellung nach einem Bruch wird die Knorpelschicht

besonders stark abgerieben.

Neben der Arthrose ist der Kreuzbandriss (Ruptur) die häufigste Schädigung des Kniegelenks. In Folge einer unphysiologischen Verdrehung von Tibia zu Femur reißen die Kreuzbänder, da sie die erforderliche Längenänderung nicht leisten können.

Die Symptome der Gonarthrose können mit Krankengymnastik, Schmerztherapie, physikalischer Therapie und Gewichtsreduktion behandelt werden. Zu den operativen Behandlungen gehören Knorpeltransplantation, Osteotomie und Gelenkersatz. Die Knorpeltransplantation wird nur selten angewendet, da eine glatte und widerstandsfähige Knorpelschicht in der gewünschten Geometrie nur schwer wiederherzustellen ist [15]. Bei der Umstellungsosteotomie wird Femur oder Tibia gezielt durchtrennt und in anderer Position wieder fixiert [106]. Auf diese Weise kann eine Achsenfehlstellung als Ursache der Arthrose beseitigt werden. Wird die Osteotomie frühzeitig durchgeführt, so kann sie einen Gelenkersatz um mehrere Jahre hinausschieben. Ein Aufschub kann eventuell auch durch eine Arthroskopie erreicht werden, bei der kleine Gelenktrümmer entfernt werden, die den Abrieb des Knorpels beschleunigen würden.

Die Ruptur eines Kreuzbandes kann sowohl mit Krankengymnastik als auch operativ behandelt werden. Das primäre Ziel der Krankengymnastik ist es, den Bandapparat und die Muskulatur zu stärken. Das sekundäre Ziel wird in Zusammenhang mit der wesentlichen Aufgabe der Kreuzbänder verschieden diskutiert. Wenn die Kreuzbänder nach klassischer Annahme eine Getriebe-funktion haben, dann können starke Bänder und Muskeln die Bewegungsfreiheit des Knies einschränken und es damit auch stabilisieren. Wenn die Kreuzbänder aber im Wesentlichen sensorische Funktion haben, dann muss die Information über die Beugstellung, die bei einem gesunden Knie von den Kreuzbändern bestimmt wird, von anderen Weichteilen geliefert werden. Die Steuerung des aktiven Bewegungsapparats durch einen Reflex aus dem Bereich des Knies kann trainiert werden. In jedem Fall bedarf eine nicht operative Behandlung einer Kreuzbandruptur eines dauerhaften Trainings. Die Alternative zur Krankengymnastik ist der Ersatz des Kreuzbandes durch ein Implantat.

## 2.2 Abbildung der Anatomie in medizinischen Volumendaten

Um die individuelle Anatomie eines Patienten zu bestimmen, kann zwischen verschiedenen bildgebenden Verfahren gewählt werden. Die höchste Bildauflösung ist mit einem Computertomogramm (CT) zu erzielen, wobei jedoch die Übergänge zwischen den verschiedenen Weichteilgeweben nur schlecht abgebildet werden. Eine bessere Identifikation der anatomischen Strukturen ist mit einem Magnetresonanztomogramm (MRT) möglich, wobei dieses ein schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis liefert und sich damit weniger für eine automatische Segmentierung eignet.

### 2.2.1 CT

Bei der Computertomographie handelt es sich um ein Transmissionsverfahren, das auf Absorption von Röntgenstrahlen basiert. Bei modernen CT-Scannern sind eine Röntgenquelle und eine oder mehrere Detektorzeilen auf gegenüberliegenden Seiten eines rotierenden Rings (Gantry) montiert (Abbildung 2.4). Durch Rotation der Gantry werden nacheinander Fächerprojektionen aus allen Richtungen ermittelt. Aus den Projektionsdaten lässt sich durch Rückprojektion eindeutig ein Schnittbild berechnen.

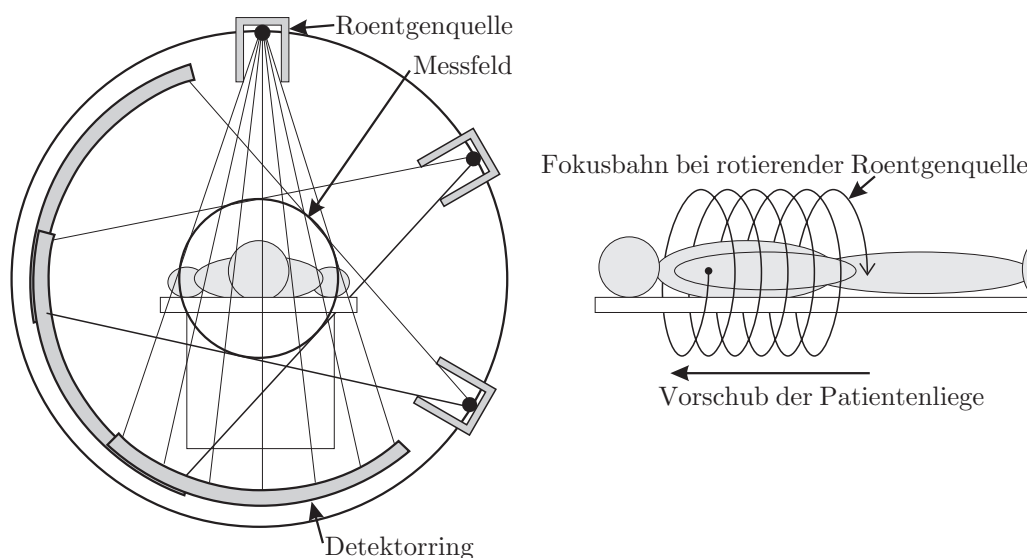


Abbildung 2.4: Funktionsskizze eines CT-Geräts. Links: Transmission mit rotierendem Fächerstrahl. Rechts: Prinzip eines Spiral-CT.

Die CT-Bilder enthalten Grauwerte  $S$ , die Informationen über den linearen Röntgen-Schwächungskoeffizienten  $\mu$  der abgebildeten Gewebearten beinhalten. Bei der CT-Bildgebung wird  $S$  in der dimensionslosen Einheit HU (Hounsfield-Unit) angegeben. Der Wert berechnet sich wie folgt aus dem Schwächungskoeffizienten  $\mu$ :

$$S = \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000. \quad (2.1)$$

Wasser hat also einen CT-Wert von 0 HU und Luft einen CT-Wert von -1000 HU. Die menschliche Anatomie liefert CT-Werte zwischen 0 und 1600 HU. Kortikaler Knochen wird im Bereich von 100 bis 1600 HU abgebildet.

Für die Rekonstruktion eines Volumens müssen viele Schichten aufgenommen werden. Um die Aufnahmezeit zu verkürzen, wird beim Spiral-CT die Patientenliege kontinuierlich senkrecht zur Bildebene verschoben (Abbildung 2.4). Während einer Umdrehung der Aufnahmeeinheit wird nun nicht eine einzelne Schicht sondern ein ganzes Volumen durchstrahlt. Aus den spiralförmigen Rohdaten können durch Interpolation Schnittbilder an beliebigen Positionen rekonstruiert werden. Weitere Details zur CT Technik sind in [62] zu finden.

### 2.2.2 MRT

Die Grundlage für die Magnetresonanztomographie ist das magnetische Moment einiger Atomkerne [33, 79]. Für die medizinische Bildgebung ist nur der Wasserstoffkern (Proton) von Bedeutung. Sein häufiges Vorkommen und die hohe Dichte ermöglichen eine bildgebende Darstellung. Für die Tomographie werden die beliebig orientierten Protonen zunächst durch ein starkes Grundmagnetfeld  $B_0$  ausgerichtet. Zusätzlich zur Ausrichtung erfolgt die Anregung durch ein überlagertes Hochfrequenzmagnetfeld  $B_f$ . Wenn das Hochfrequenzfeld abgeschaltet wird, erzeugen die angeregten Kerne noch eine Zeit lang ein magnetisches Wechselfeld mit ihrer Resonanzfrequenz. Diese Frequenz kann gemessen werden. Da sie von der Feldstärke  $B_0$  abhängig ist, kann bei einem zusätzlich überlagerten Gradientenfeld  $B_{xyz}$  auf die Position des strahlenden Protons geschlossen werden. Das Anregen und Auslesen für ein komplettes Tomogramm kann mit verschiedenen Techniken erfolgen. Die häufigste ist die Spin-Echo-Sequenz. Bei einer solchen Sequenz werden zwei Hochfrequenzpulse mit einer kurzen Pause ausgesendet. Nachdem, bezogen auf den ersten Puls, die Echozeit  $T_E$  verstrichen ist, wird das Resonanzsignal ausgelesen. Mit einem zeitlichen Abstand zum ersten Puls von  $T_R$  (Repetitionszeit) wird eine neue Sequenz gestartet, um z.B. eine neue Bildzeile



auszulesen (Abbildung 2.5). Abhängig von den Aufnahme- und Material-Parametern lässt sich die Amplitude des empfangenen Signals beschreiben durch

$$S = S_0 \cdot e^{-T_E/T_2} \cdot (1 - e^{-T_R/T_1}) . \quad (2.2)$$

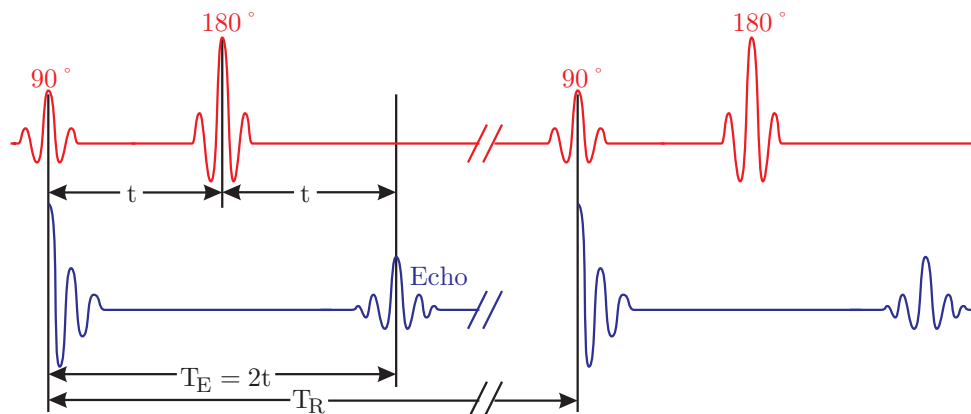


Abbildung 2.5: Anregung und Resonanzsignal bei einer Spin-Echo-Sequenz.

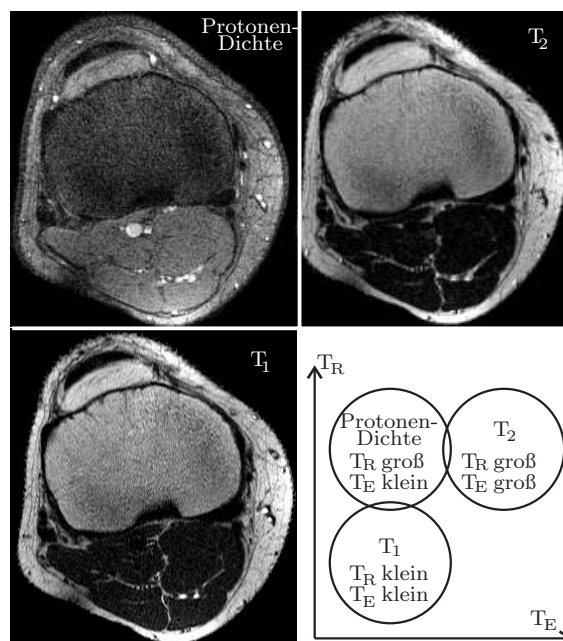


Abbildung 2.6: Transversalschnitte durch das Kniegelenk mit verschiedenen Wichtungen.

Der Parameter  $S_0$  ist eine Konstante und proportional zur Dichte der Protonen. Die beiden Parameter  $T_1$  (Longitudinalrelaxation) und  $T_2$  (Transversalrelaxation) sind Materialkonstanten des Objekts, die wesentlich zum Kontrast zwischen den verschiedenen anatomischen Strukturen beitragen. Die für die Aufnahme des Tomogramms wählbaren Parameter sind  $T_E$  und  $T_R$ . Sie beeinflussen die Abbildung von Protonendichte,  $T_1$ -Materialien oder  $T_2$ -Materialien auf den Signalwert  $S$  und damit den Grauwert des Bildes. In Abbildung 2.6 sind MRT-Schnittbilder zu sehen, die diesen drei verschiedenen Wichtungen entsprechen. Werte für  $T_1$  und  $T_2$  von verschiedenen Gewebesorten sind in [14] zu finden.

## 2.3 Grundlagen der Bewegungsanalyse

Die Analyse der aus physischen Übungen resultierenden Bewegungen beschäftigt Wissenschaftler seit hunderten von Jahren. Die erste umfassende Analyse der menschlichen Bewegung wurde von den Gebrüdern Weber [143, 144] durchgeführt. Die meisten ihrer Erkenntnisse über die Bewegungen im Kniegelenk sind noch heute gültig. Damit solche Ergebnisse auch nach vielen Jahren noch von anderen Arbeitsgruppen genutzt werden können, muss das beschreibende System mehrere Bedingungen erfüllen. Im Besonderen, wenn Aufnahmen von verschiedenen Probanden (Objekt), bei verschiedenen Übungen oder durch verschiedene Untersucher (Subjekt) gemacht werden, ist es wichtig, folgende Grundsätze zu beachten:

- Bei gleichem Messaufbau soll die Aufnahme reproduzierbare Ergebnisse liefern (Intraobjekt-Intrasubjekt-Varianz).
- Bei dem gleichen Probanden sollen verschiedene Untersucher zu gleichen Ergebnissen kommen (Intraobjekt-Intersubjekt-Varianz).
- Bewegungen von verschiedenen Probanden sollen vergleichbar sein (Interobjekt-Intrasubjekt-Varianz).
- Von verschiedenen Untersuchern aufgenommene Bewegungen von verschiedenen Probanden sollen vergleichbar sein (Interobjekt-Intersubjekt-Varianz).
- Die Bewegung sollte mit der qualitativen Beschreibung und der Terminologie der klinischen Untersuchungen vergleichbar sein.

Diese Forderungen machen es notwendig, jeden beteiligten Knochen mit einem eigenen Koordinatensystem zu versehen, das eindeutig und reproduzierbar an anatomischen Strukturen ausgerichtet werden kann.

Für Untersuchungen des Gehverhaltens ist eine Normierung des periodischen Gangmusters auf einen Gangzyklus sinnvoll. Ein solcher Gangzyklus ist in Abbildung 2.7 abgebildet.

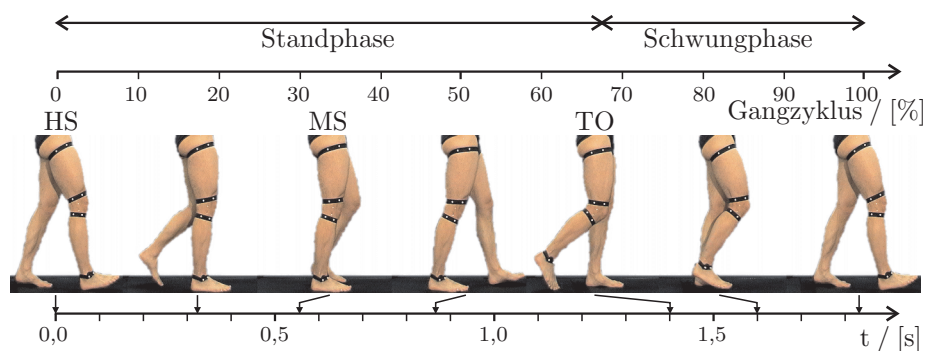


Abbildung 2.7: Phasen des Gangzyklus.

Das untersuchte Intervall beginnt und endet mit dem Absetzen der Ferse des zu untersuchenden Beines (*Heel Strike* HS). Dann folgt die Standphase, in der das Bein durchgängig belastet ist. Bei voller Belastung des Standbeines ist *Mid Stance* (MS) definiert. Mit dem Heben des Zehs vom Boden (*Toe Off* TO) endet die Stand- und beginnt die Schwungphase, in der das Bein nicht belastet ist. Mit dem folgenden Aufsetzen der Ferse beginnt der nächste Zyklus.

Die Bewegungsanalyse lässt sich in Untersuchung der Kinematik und der Dynamik unterteilen. Die Kinematik beschreibt die Bewegung der beobachteten Segmente über die Zeit oder eine von der Zeit abgeleitete Variable unabhängig von den Kräften und Momenten, die eine Lageveränderung bewirken. Die Dynamik versucht die Beziehung zwischen Kraft und Bewegung herzustellen. Die vorliegende Arbeit setzt ihren Fokus auf die Kinematik der am Kniegelenk beteiligten Knochen.

Um Lage und Bewegung von Segmenten zu beschreiben, wird folgende an [153] angelehnte Terminologie verwendet:

$$\begin{aligned} \text{Lage} &= \text{Position} + \text{Orientierung} \\ \text{Bewegung} &= \text{Translation} + \text{Rotation} \end{aligned}$$

Lage und Bewegung können durch homogene Transformationsmatrizen (s. Anhang A) beschrieben werden. Position und Translation entsprechen dem Translationsvektor der Matrix und Orientierung und Rotation der Rotationsmatrix.

### 2.3.1 Koordinatensysteme

Um Kinematiken zu analysieren, müssen die beteiligten Knochen jeweils mit einem eigenen Koordinatensystem versehen werden. Das Femurkoordinatensystem (FKS) und das Tibiakoordinatensystem (TKS) sollten an anatomischen Merkmalen ausgerichtet werden, um die intersubjekt-Vergleichbarkeit zu ermöglichen. Für die Analyse von Gelenken wird die Lage des distalen Knochens bezüglich des proximalen Knochens ausgedrückt. Für das Kniegelenk bedeutet dies, die Lage des TKS im FKS zu beschreiben. Diese Beschreibung wird auch Kniekoordinatensystem genannt (KKS). In den vielen Arbeitsgruppen, die sich mit der Aufnahme und Analyse der Bewegung der unteren Extremität befassen, wurden verschiedene Definitionen für FKS und TKS verwendet. Die wichtigsten Definitionen werden kurz vorgestellt.

#### 2.3.1.1 Koordinatensysteme für die beteiligten Knochen

Die Koordinatensysteme für Femur, Tibia und Patella werden jeweils durch drei orthonormale Basisvektoren und einen Ursprungsvektor gebildet ( $[\vec{F}_{ex}, \vec{F}_{ey}, \vec{F}_{ez}, \vec{F}_O], [\vec{T}_{ex}, \vec{T}_{ey}, \vec{T}_{ez}, \vec{T}_O]$ ). Für eine robuste Analyse ist es vorteilhaft, wenn alle Koordinatensysteme bei gestrecktem Bein (Referenzlage) ähnlich orientiert sind und der Ursprung der Systeme nahe beieinander liegt.

**Grood und Suntay** [42] liefern die am häufigsten zitierten [2, 124] Definitionen von FKS und TKS für die Beschreibung von Kniekinematiken. Die Achsen sind so an den anatomischen Merkmalen orientiert, dass sich die Komponenten der Bewegung möglichst auf eine Achse konzentrieren lassen. Da die mechanische Achse von Femur und Tibia für die Flexion und Adduktion wichtig ist, entspricht sie einer der Hauptachsen. Die posterioren Kondylenextrema sind für die Lage der Tibia in Beugung von Bedeutung und definieren eine weitere Hauptachse. Da bei der Tibia die Gelenkflächen weiter ausgedehnt sind, ist die Definition der medial-lateral-Achse etwas schwieriger. Gewählt wurde medial und lateral die Mitte der jeweiligen Teilgelenkfläche, mit der Annahme, dass dieses auch der mittlere Kontaktpunkt von Femur und Tibia ist. Die einzelnen Vektoren sind wie folgt definiert:

$\vec{F}_O$	Distales Ende der Fossa intercondylaris (1).
$\vec{F}_{ez}$	Verbindungsvektor $\vec{F}_O$ -Femurkopfzentrum (2) (nach proximal).
$\vec{F}_{ex'}$	Verbindungsvektor der posterioren Kondylenextrema (3) (nach r.).
$\vec{F}_{ey}$	$\vec{F}_{ez} \times \vec{F}_{ex'}$ (nach anterior).
$\vec{F}_{ex}$	$\vec{F}_{ey} \times \vec{F}_{ez}$ (nach rechts).
$\vec{T}_O$	Sattel zwischen Eminentiae intercondylaris (4).
$\vec{T}_{ez}$	Verbindungsvektor Zentrum Sprunggelenk (2)- $\vec{T}_O$ (nach proximal).
$\vec{T}_{ex'}$	Verbindungsvektor der Zentren der Tibiakondylen (3) (nach rechts).
$\vec{T}_{ey}$	$\vec{T}_{ez} \times \vec{T}_{ex'}$ (nach anterior).
$\vec{T}_{ex}$	$\vec{T}_{ey} \times \vec{T}_{ez}$ (nach rechts).

**Blankevoort et al.** [11] definieren den Ursprung des TKS am posterioren Ansatz des LCA an der Tibia. In der Referenzlage sind  $\vec{F}_O$  und  $\vec{T}_O$  identisch. Die Basisvektoren der Koordinatensysteme werden nicht genau definiert. Die x-Achse verläuft von lateral nach medial, die y-Achse von distal nach proximal und die z-Achse von posterior nach anterior.

**Pennock und Clark** [108] definieren  $\vec{F}_{ex}$  als die Achse durch die Epikondylen (4).  $\vec{F}_O$  befindet sich in der Mitte zwischen den beiden Epikondylen. Die weiteren Achsen ergeben sich analog zu Grood und Suntay. Die Achsen des TKS sind ebenfalls wie bei Grood und Suntay definiert. Lediglich  $\vec{T}_O$  ist durch den proximalsten Punkt der medialen Eminentia intercondylaris (1) definiert.

**Lafortune et al.** [75] verwenden die gleiche Definition für  $\vec{F}_O$  wie Grood und Suntay. Die x-Achse orientiert sich an den distalen Kondylen (5). Die z-Achsen von FKS und TKS werden auf Grund des auf das Knie beschränkten Aufnahmebereichs der Bildgebung durch die anatomischen Schaftachsen (6) definiert.  $\vec{T}_O$  ist wie bei Pennock und Clark definiert.

**Andriacchi et al.** [5] verwenden Definitionen wie Pennock und Clark, jedoch wird  $\vec{T}_{ex}$  durch eine Verbindungsachse zwischen dem medialen und lateralen Extremum des Tibiaplateaus (5) bestimmt.

**In dieser Arbeit** wird eine Definition verwendet, die ebenfalls an Grood und Suntay angelehnt ist (Abbildung 2.8). Die Definition des Tibia-Ursprungs wird geändert, um einen reproduzierbareren Punkt zu erhalten. Die Orientierung wird übernommen, lediglich die Vorzeichen der Basisvektoren werden verändert. Dieses Vorzeichen unterlag bei den erwähnten

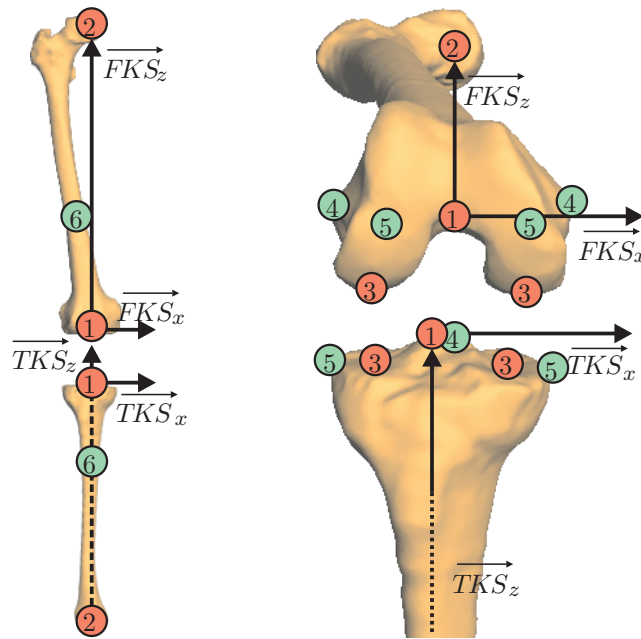


Abbildung 2.8: Definition des Femur- und Tibiakoordinatensystems bei einem rechten Bein. Die roten Landmarken sind Bestandteil der verwendeten Definition A. Die grünen Landmarken dienen alternativen Definitionen.

Arbeiten keiner durchgängigen Strategie. Die Definition der Vorzeichen wird an den für medizinische Bilddaten relevanten DICOM-Standard angelehnt. Diese Beschreibung wird im Folgenden Definition A genannt.

Neben dieser Definition für Volumendaten im Bereich Hüfte bis Sprunggelenk wird für die Versuche, bei denen Femur und Tibia nur im Bereich des Kniegelenks vorhanden sind, eine weitere Variante verwendet, die an Lafortune angelehnt ist (Definition B).

Der Schwachpunkt aller Definitionen liegt in dem unscharf beschriebenen TKS, bei dem die Außenrotation besonders große Streuungen provoziert. Da das FKS präziser bestimmt werden kann, liegt es nahe, das TKS gleich dem FKS zu setzen (Definition C). In der Position, welche die Knochen im Volumendatensatz einnehmen, sind die Gelenke unterschiedlich gebeugt. Daher sind diese Aufnahmen für eine Referenzposition nicht geeignet. Wenn zu dem Objekt auch Kinematikdaten vorhanden sind, dann kann eine Stellung bei  $0^\circ$  Flexion als Referenzposition verwendet werden. Für die Bestimmung des Flexionswinkels kann Definition A oder B verwendet werden.

**Definition A:**

$\vec{F}_O$	Distales Ende der Fossa intercondylaris (1).
$\vec{F}_{ez}$	Verbindungsvektor $\vec{F}_O$ -Femurkopffzentrum (2) (nach proximal).
$\vec{F}_{ex'}$	Verbindungsvektor der posterioren Kondylenextrema (3) (nach L.).
$\vec{F}_{ey}$	$\vec{F}_{ez} \times \vec{F}_{ex'}$ (nach posterior).
$\vec{F}_{ex}$	$\vec{F}_{ey} \times \vec{F}_{ez}$ (nach Links).
$\vec{T}_O$	Spitze der medialen Eminentia intercondylaris (1).
$\vec{T}_{ez}$	Verbindungsvektor Zentrum Sprunggelenk (2)- $\vec{T}_O$ (nach proximal).
$\vec{T}_{ex'}$	Verbindungsvektor der Zentren der Tibiakondylen (3) (nach Links).
$\vec{T}_{ey}$	$\vec{T}_{ez} \times \vec{T}_{ex'}$ (nach posterior).
$\vec{T}_{ex}$	$\vec{T}_{ey} \times \vec{T}_{ez}$ (nach Links).

**Definition B:**

$\vec{F}_O$	Distales Ende der Fossa intercondylaris (1).
$\vec{F}_{ez'}$	Posteriore Kante des Schaftes ca. 6-13 cm proximal des Gelenkspaltes.
$\vec{F}_{ex'}$	Verbindungsvektor der posterioren Kondylenextrema (3) (nach L.).
$\vec{F}_{ex''}$	Verbindungsvektor der distalen Kondylenextrema (5) (nach L.).
$\vec{F}_{ey}$	$\vec{F}_{ez'} \times \vec{F}_{ex'}$ (nach posterior).
$\vec{F}_{ez}$	$\vec{F}_{ex''} \times \vec{F}_{ey}$ (nach proximal).
$\vec{F}_{ex}$	$\vec{F}_{ey} \times \vec{F}_{ez}$ (nach Links).
$\vec{T}_O$	Spitze der medialen Eminentia intercondylaris (1).
$\vec{T}_{ez'}$	Posteriore Kante des Schaftes ca. 6-13 cm distal des Gelenkspaltes.
$\vec{T}_{ex}$	Verbindungsvektor der Zentren der Tibiakondylen (3) (nach Links).
$\vec{T}_{ey}$	$\vec{T}_{ez'} \times \vec{T}_{ex}$ (nach anterior).
$\vec{T}_{ez}$	$\vec{T}_{ex} \times \vec{T}_{ey}$ (nach proximal).

**2.3.1.2 Koordinatensysteme für das Kniegelenk**

Nachdem für die beteiligten Knochen jeweils ein körperfestes Koordinatensystem definiert wurde, kann die Lage dieser Koordinatensysteme während der Bewegung beschrieben werden. Die initiale Beschreibung ist im Laborkoordinatensystem oder im Koordinatensystem der Messeinrichtung gegeben. Um den Bewegungsablauf im Knie zu beschreiben, wird die Lage von Femur und Tibia im Kniekoordinatensystem (KKS) beschrieben. Ein Vektor in Kniekoordinaten  $\vec{K}$  besteht aus je drei Parametern für Rotation und Translation.

$$\begin{aligned}
\vec{K} &= [k_{r1}, k_{r2}, k_{r3}, k_{t1}, k_{t2}, k_{t3}]^T \\
k_{r1} &= \text{Flexion / Extension} \\
k_{r2} &= \text{Abduktion / Adduktion} \\
k_{r3} &= \text{Innenrotation / Außenrotation} \\
k_{t1} &= \text{Verschiebung medial / lateral} \\
k_{t2} &= \text{Verschiebung posterior / anterior} \\
k_{t3} &= \text{Verschiebung proximal / distal}
\end{aligned} \tag{2.3}$$

Die Beschreibung der Parameter von  $\vec{K}$  ist so gewählt, dass der zuerst genannte Begriff bei einer Drehung um bzw. einer Verschiebung entlang der zugehörigen Achse bei einem rechten Bein ein positives Vorzeichen hat. Bei einem linken Bein ändert sich das Vorzeichen einiger Parameter. Bei den meisten Definitionen eines KKS ist eine Addition der Rotationskomponente nicht zulässig. In der Literatur werden verschiedene Notationen für die Rotationskomponente des KKS verwendet. Diese werden zusammenfassend dargestellt.

**Projizierte Achsen** In der klinischen Praxis werden Bewegungen fast ausschließlich in der sagittalen Ansicht analysiert. Die Achsen und der Ursprung von FKS und TKS werden in die Sagittalebene projiziert. Die nutzbare Information wird bei dieser Methode auf den Flexionswinkel und die Verschiebung in a-p und p-d reduziert. Die Definition der Sagittalebene ist nicht immer eindeutig. Beim Gehen in der Ebene wird sie mit Hilfe der Laufrichtung und der Horizontalen definiert. Beim Gehen auf einer schiefen Ebene oder bei Bewegungen im Sport ist die Sagittalebene nur mit großen Kompromissen zu definieren. Eine Alternative stellt die Definition über das FKS dar. Wenn die y-z-Ebene des FKS als Sagittalebene gewählt wird, dann ist deren Lage zum Rumpf nicht konstant, aber es sind alle Bewegungsmuster analysierbar. Bei [134] werden die beteiligten Achsen in alle drei Hauptebenen projiziert und die resultierenden Winkel bestimmt. Damit ist ein kompletter KKS-Vektor bestimmbar.

**Euler-Winkel** Weitere Beschreibungen der Kniekinematik nutzen das FKS als Referenzsystem. Die Lage der Tiba wird dann bezüglich des Femurs beschrieben. Wenn die initiale Lage von FKS und TKS in Laborkoordinaten gegeben ist ( ${}^{Lab}_{FKS}\mathbf{F}$ ,  ${}^{Lab}_{TKS}\mathbf{F}$ ), dann berechnet sich die Lage des TKS im FKS wie folgt:

$${}^{FKS}_{TKS}\mathbf{F} = {}^{Lab}_{FKS}\mathbf{F}^{-1} {}^{Lab}_{TKS}\mathbf{F} \tag{2.4}$$



Aus dieser Matrix können die Rotations- ( $\mathbf{R}$ ) und Translationskomponente ( $\vec{T}$ ) separiert werden. Die Translationswerte eines Vektors  $\vec{K}$  im KKS sind einfach zu bestimmen:

$$\vec{K} = [k_{r1}, k_{r2}, k_{r3}, \frac{FKS}{TKS}\mathbf{F}_{r14}, \frac{FKS}{TKS}\mathbf{F}_{r24}, \frac{FKS}{TKS}\mathbf{F}_{r34}]^T \quad (2.5)$$

Für die Bestimmung der Rotationsparameter gibt es verschiedene Möglichkeiten. In Anhang A sind einige Repräsentationen einer Rotation beschrieben. Eine häufig verwendete ist die Rotation mit Euler-Winkeln wie z.B. z-y-z. Der Nachteil von Euler-Winkeln ist, dass sie eine Singularität bei der Identischen Abbildung  $I$  haben und demnach kleine Lageänderungen große Differenzen bei den Euler-Parametern hervorrufen können. Da  $I$  dem gestreckten Bein entspricht, ist ein Singularitätsübergang nicht vermeidbar. Ein weiterer Nachteil der Euler-Winkel ist, dass die Rotationsreihenfolge von Bedeutung ist. Da eine Achse zwei Mal für eine Drehung verwendet wird, ist eine Zuordnung zu den klinisch verwendeten Winkeldefinitionen nicht möglich. Euler-Winkel sind also nicht für die Bewegungsanalyse im Knie geeignet.

**Cardan-Winkel** Eine häufig zitierte Definition liefern Grood und Suntay [42]. Eine Drehachse wird durch die stationäre x-Achse des FKS definiert, eine weitere durch die z-Achse des bewegten TKS und die letzte Achse ist durch das Kreuzprodukt der beiden ersten Achsen definiert. Diese nicht direkt durch ein Knochenkoordinatensystem definierte Achse wird auch *fließende Achse* genannt. Die beschriebenen Achsen des KKS sind nicht paarweise orthogonal. Da weder durchgängig im stationären KS noch im mitbewegten KS gedreht wird, ist bei dieser Definition im Gegensatz zu klassischen Cardan-Winkeln die Reihenfolge der Rotationen nicht von Bedeutung [42]. Formal kann die gesamte Rotation beschrieben werden als

$$F = FKS_{ex} (TKS_{ez'} \times FKS_{ex}) TKS_{ez''}. \quad (2.6)$$

Diese ungewöhnliche Beschreibung mit den drei Achsentypen *fest*, *bewegt* und *fließend* kann auch durch eine klassische Cardan-Sequenz um die Achsen x-y-z beschrieben werden. Jedoch ist bei Anwendung dieser Sequenz die Reihenfolge der Rotationen wieder von Bedeutung.

Geometrisch kann man ein Cardan-Koordinatensystem mit einer Goniometerkette vergleichen [20]. In Abbildung 2.9 sind Femur und Tibia mit einer Vier-Gelenkkette verbunden. Das erste und letzte Gelenk ist jeweils mit Femur und Tibia identisch. Zwei weitere, virtuelle Gelenke befinden sich dazwischen. In der Skizze wird deutlich, dass die Lage der Tibia zum Femur nur von den in den Drehgelenken eingestellten Winkeln abhängt und eine Reihenfolge unbedeutend ist.

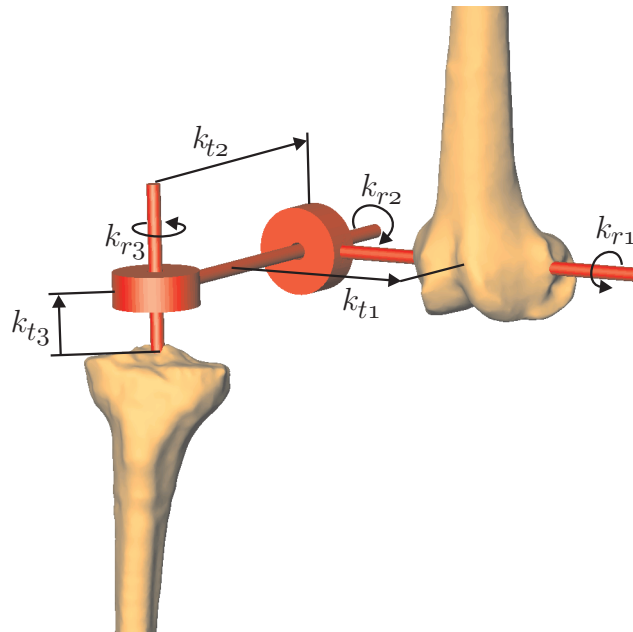


Abbildung 2.9: Kniekoordinatensystem mit Goniometerkette.

Im Gegensatz zu Euler-Winkeln haben Cardan-Winkel keine Singularität bei  $I$ . Jedoch liegt eine Singularität vor, wenn der mittlere Winkel den Wert  $\pm 90^\circ$  hat. Bei der gewählten Sequenz x-y-z würde dieses einer Ab- bzw. Adduktion von  $90^\circ$  entsprechen, was für die Bewegung im Kniegelenk ausgeschlossen werden kann. Die Singularität, bei der die fließende Achse eine beliebige Richtung einnimmt, wird auch als Cardan-Sperre [20] bezeichnet. In der geometrischen Interpretation ist zu erkennen, dass dieser Zustand nur schwer verlassen werden kann, weil die fließende Achse dann wieder eine eindeutige Lage einnehmen muss. Auch im nicht-singulären Fall gibt es zu jeder Lage immer zwei gültige Vektoren mit Cardan-Winkeln.

Wie in Abbildung 2.9 zu erkennen ist, kann auch die Translation durch die Gelenkachsen beschrieben werden. Damit sind die Translationsachsen nicht mehr wie in Gleichung (2.5) am FKS sondern an den zum Teil mitgedrehten Achsen fixiert. Die Transformationsmatrix  $\mathbf{F}$  lässt sich auf Basis des KKS-Vektors  $\vec{K}$  erzeugen, indem nacheinander um jede Gelenkachse gedreht und dann entlang der Achse verschoben wird:

$$\mathbf{F} = \mathbf{R}(x, k_{r1}) \mathbf{T}(x, k_{t1}) \mathbf{R}(y, k_{r2}) \mathbf{T}(y, k_{t2}) \mathbf{R}(z, k_{r3}) \mathbf{T}(z, k_{t3}) =$$

$$\begin{pmatrix} ck_{r2}ck_{r3} & -ck_{r2}sk_{r3} & sk_{r2} & k_{t1} + k_{t3}sk_{r2} \\ \begin{pmatrix} ck_{r3}sk_{r1}sk_{r2} \\ +ck_{r1}sk_{r3} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} ck_{r1}ck_{r3}- \\ sk_{r1}sk_{r2}sk_{r3} \end{pmatrix} & -ck_{r2}sk_{r1} & \begin{pmatrix} k_{t2}ck_{r1}- \\ k_{t3}ck_{r2}sk_{r1} \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} sk_{r1}sk_{r3}- \\ ck_{r1}ck_{r3}sk_{r2} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} ck_{r3}sk_{r1}+ \\ ck_{r1}sk_{r2}sk_{r3} \end{pmatrix} & ck_{r1}ck_{r2} & \begin{pmatrix} k_{t3}ck_{r1}ck_{r2} \\ +k_{t2}sk_{r1} \end{pmatrix} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

Aus einer gegebenen Transformationsmatrix können die Werte von  $\vec{K}$  gewonnen werden:

$$\begin{aligned} k_{r1} &= \arctan2(-r_{23}/r_{33}) \\ k_{r2} &= \arctan2(r_{13}/\sqrt{r_{11}^2 + r_{12}^2}) \\ k_{r3} &= \arctan2(-r_{12}/r_{11}) \\ k_{t1} &= r_{14} + (r_{24} \sin(k_{r1}) - r_{34} \cos(k_{r1})) \tan(k_{r2}) \\ k_{t2} &= r_{24} \cos(k_{r1}) + r_{34} \sin(k_{r1}) \\ k_{t3} &= (r_{34} \cos(k_{r1}) - r_{24} \sin(k_{r1}))/\cos(k_{r2}) \end{aligned} \quad (2.8)$$

Obwohl für die Winkel immer zwei Lösungen möglich sind, wird hier unter Verwendung von  $\arctan2$  nur eine gültige Lösung mit  $-90^\circ < k_{r2} < 90^\circ$  berechnet. So wird eine für Umrechnungen hilfreiche eins-zu-eins Beziehung hergestellt.

Diese Definition des KKS wird von verschiedenen Autoren verwendet [2, 11, 61, 75, 112, 117, 124, 150], wobei die zu Grunde liegenden Achsen zum Teil anders definiert sind.

**Finite Helix-Achse** Die zu beachtende Rotationsreihenfolge, die Singularität und die zwei gültigen Vektoren zu einer Matrix bei den genannten Definitionen sind die Motivation für Woltring [153, 154, 155], eine alternative Parametrisierung der Transformation zu bestimmen. Die Beschreibung einer Verschiebung durch eine Rotation um und eine Translation entlang einer Achse im Raum ist über 100 Jahre alt [118, 145]. Der Rotationsanteil wird auch als äquivalente Achse-Winkel oder Helix-Achse bezeichnet (s. Anhang A). Der normierte Achsvektor wird mit  $\vec{A}$  und der Drehwinkel mit  $\theta$  bezeichnet.

Die dreidimensionale Bestimmung der Achse hat Rodriguez beschrieben [9]

und Panjabi [107] hat sie zum ersten Mal in der Biomechanik angewendet. Die genannten Verfahren sind bei fehlerbehafteten Messungen instabil, da sie auf einzelne Punkte gestützt sind, deren Positionen zu unterschiedlichen Zeitpunkten verwendet werden. In [153, 154] wird bereits von einer Matrix, welche die Verschiebung beschreibt, ausgegangen. Da für die Berechnung dieser Matrix viele Punkte verwendet werden können, reduziert sich der mittlere Fehler.

Die Helix-Achse hat den Nachteil, bei kleinen Winkeln und verrauschten Messwerten instabil zu sein. Bei der Definition von Woltring

$$\vec{A}' = \theta \vec{A} \quad (2.9)$$

verschwinden die Achsenparameter bei kleinen Winkeln gegen Null, was den genannten Nachteil aufhebt. Diese Skalierung mit  $\theta$  ist ähnlich der Definition von Quaternionen, die mit  $\sin(\theta/2)$  skaliert werden (s. Anhang A). Die Quaternionen haben jedoch den Nachteil, überbestimmt zu sein, da sie vier Parameter für drei Freiheitsgrade benötigen.

Die Bestimmung der Drehachse kann wieder in Rotations- und Translationskomponente geteilt werden. Die Umrechnung zwischen  $[\vec{A}, \theta]$  und der Rotationssubmatrix von  ${}_{TKS}^{FKS}\mathbf{F}$  erfolgt mit (A.8) und (A.9). Aus den gewonnenen Parametern kann wieder die Rotationsmatrix  $\mathbf{R}(\vec{A}, \theta)$  bestimmt werden. Mit der bekannten Drehachse durch den Ursprung ist die Drehung um die mit  $\vec{D}$  in den Raum verschobene Achse definiert durch

$$\begin{aligned} & \mathbf{T}(\vec{D}) \mathbf{R}(\vec{A}, \theta) \mathbf{T}(\vec{D})^{-1} \\ &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}(\vec{A}, \theta)_{3 \times 3} & [\vec{D} - \mathbf{R}(\vec{A}, \theta)\vec{D}] \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}(\vec{A}, \theta)_{3 \times 3} & T \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ &= {}_{TKS}^{FKS}\mathbf{F}. \end{aligned} \quad (2.10)$$

Da die resultierende Matrix  ${}_{TKS}^{FKS}\mathbf{F}$  gegeben ist, kann der noch nicht bestimmte Parameter  $\vec{D}$  aus (2.10) ermittelt werden:

$$\vec{T} = \vec{D} - \mathbf{R}(\vec{A}, \theta)\vec{D} \quad (2.11)$$

In Abbildung 2.10 ist eine Drehung um eine Helix-Achse skizziert. Zu erkennen ist, dass die Verschiebung der Ursprungsachse um  $\vec{D}$  in die Komponenten  $\vec{S}$  und  $d_a$  zerlegt werden kann.

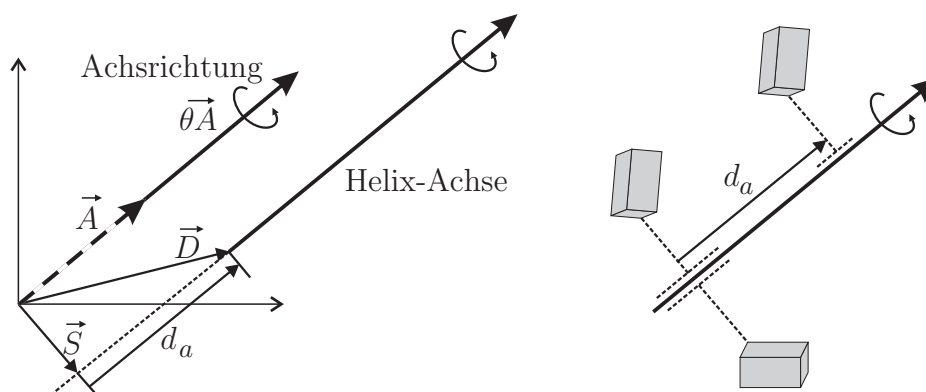


Abbildung 2.10: Beschreibung einer Transformation mit einer Helix-Achse

Der Vektor  $\vec{S}$  zeigt vom Ursprung senkrecht auf die Achse und definiert deren Verschiebung senkrecht zu sich selbst. Mit  $d_a$  ist die Verschiebung entlang der Achse gegeben.  $\vec{S}$  und  $d_a$  lassen sich wie folgt berechnen:

$$\begin{aligned} d_a &= \vec{A}^T \vec{D} \\ \vec{S} &= \vec{D} - d_a \vec{A} \end{aligned} \quad (2.12)$$

Damit ist die komplette Transformation definiert. Die Translation findet sich in  $\vec{D}$  bzw.  $[\vec{S}, d_a]$  wieder. Die Beschreibung mit  $[\vec{S}, d_a]$  hat vier Parameter, wobei in  $\vec{S}$  nur zwei der drei Parameter frei sind. Der resultierende Vektor im KKS wird wie folgt gebildet:

$$\begin{aligned} \vec{K} &= [a'_x, a'_y, a'_z, d_x, d_y, d_z]^T \quad \text{oder} \\ \vec{K} &= [a'_x, a'_y, a'_z, d_a, s_x, s_y, s_z]^T \end{aligned} \quad (2.13)$$

Diese Definition der Helix-Winkel hat keine Singularität, ist auch bei kleinen Winkeln stabil und ist nicht sensitiv bezüglich der Rotationsreihenfolge.

### 2.3.1.3 Vergleich verschiedener Koordinatensysteme

Die große Auswirkung der Definition des Koordinatensystems auf die resultierenden Kinematikdaten wurde von verschiedenen Autoren festgestellt [25, 35, 154]. In Abbildung 2.11 sind die Rotationswinkel des KKS zu sehen. Sie wurden aus den Positionen von FKS und TKS beim langsamen Gehen berechnet. Abgebildet sind verschiedene Definitionen des KKS. Die erste Definition ist die oben beschriebene finite Helix-Achse und die zweite Definition ist die von Grood und Suntay beschriebene Cardan x-y-z Drehung. Weiterhin ist der Bereich zu sehen, in dem die Winkelwerte aller sechs möglichen

Cardan-Drehungen liegen, bei denen die Variablen  $i, j, k$  für die Verwendung der Koordinatensystemachsen  $x, y, z$  stehen.

Mit Abbildung 2.11 wird veranschaulicht, wie sehr die Werte der Winkel von der Definition des Koordinatensystems abhängen. Während die Werte der verschiedenen Definitionen bei der dominanten Drehrichtung, wie in diesem Fall der Flexion, noch dicht beieinander liegen, unterscheiden sie sich bei den Drehungen um die Nebenachsen erheblich. Die Werte für die Abduktion liegen zwischen  $-15^\circ$  und  $+20^\circ$ . Diese Streuung beträgt, bezogen auf das Werteintervall einer einzigen Definition von  $10^\circ$ , über 300%. Auch die oft zitierte Definition der Cardan x-y-z Winkel von Grood und Suntay liefert bei kleinen Rotationen im Bereich von 70% des Gangzyklus große Winkelwerte. Der negative Ausschlag beim Abduktionswinkel wird mit einem positiven Ausschlag beim Innenrotationswinkel ausgeglichen. Die Definition der finiten Helix-Achse liefert Werte ohne große Ausreißer, die etwa im mittleren Bereich aller Cardan-Winkel liegen.

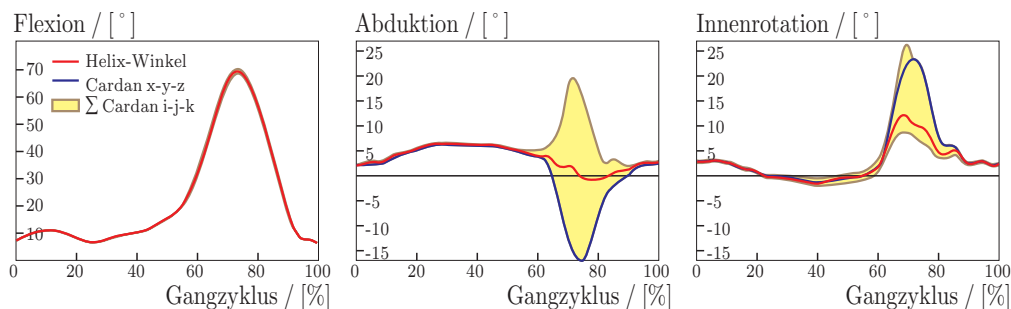


Abbildung 2.11: Vergleich verschiedener KKS-Definitionen beim langsamen Gehen.

### 2.3.2 Belastungsfälle für die untere Extremität

Das Bewegungsmuster der unteren Extremität hängt von der durchgeführten Übung ab. Wie in [74, 102, 115, 116, 117, 120] gezeigt wird, unterscheidet sich der Verlauf der Kniekoordinaten über den Gangzyklus für die verschiedenen Belastungen zum Teil sehr deutlich. Dieser Unterschied ist aber im Wesentlichen auf die Definition des Gangzyklus zurückzuführen. Beim Gehen oder Laufen verläuft ein Zyklus vom ersten bis zum zweiten Aufsetzen der Ferse. Beim Setzen auf einen Stuhl kann diese Definition jedoch nicht angewendet werden. Um die Kniekoordinaten zu interpretieren, müssen sie aber nicht über den Gangzyklus abgebildet werden. Eine Abbildung über den

Flexionswinkel ist ebenfalls gebräuchlich. Bei dieser Darstellung unterscheiden sich die verschiedenen Belastungsfälle im Wesentlichen in dem Intervall der erreichten Flexionswinkel. In den Bereichen des Flexionswinkels, die in allen Belastungsfällen auftreten, sind die Unterschiede der Kniekoordinaten zwischen den Belastungsfällen geringer [115, 150].

Für Studien der Kniekinematik wurden verschiedene Belastungsfälle verwendet. Am häufigsten wurde das Gehen untersucht [24, 74, 75, 84, 102, 117, 120]. Im Zusammenhang mit Diagnose und Therapie von Erkrankungen am Kniegelenk wurden oft Bewegungen untersucht, die für die Bewertung der Bewegungsfreiheit und Lebensqualität der Patienten von Bedeutung sind. Dazu gehören Begehen einer Schrägen, Treppensteigen, Setzen und Aufstehen vom Stuhl sowie Betreten und Verlassen einer Badewanne [120]. All diese Bewegungen, mit Ausnahme der Badewannenbenutzung, kommen mit Flexionswinkeln unter  $100^\circ$  aus. Um auch für Flexionswinkel bis etwa  $130^\circ$  Kniekoordinaten zu erhalten, werden auch Kniebeugen oder das passive Beugen des Unterschenkels untersucht [123]. Als Grundlage für die Simulation werden verschiedene Belastungsfälle aufgenommen, wobei mit möglichst wenigen Belastungsfällen möglichst viele unterschiedliche Varianten aufgenommen werden sollen. Die gewählten Belastungsfälle sind in Tabelle 2.1 aufgelistet.

Abkürzung	Bezeichnung
WA	Gehen ( $0,5 \text{ ms}^{-1}$ )
JO	Joggen ( $1,5 \text{ ms}^{-1}$ )
RN	Laufen ( $2,5 \text{ ms}^{-1}$ )
CH	Aufstehen vom Stuhl
FL	Kniebeuge
CY	Radfahren
PA	Passive Beugung des Knies im Sitzen

Tabelle 2.1: Belastungsfälle für Bewegungen der unteren Extremität.

In Kapitel 4 werden die Unterschiede der Kinematiken für diese Belastungsfälle genauer untersucht. Ziel dieser Untersuchung ist es, die Anzahl der Belastungsfälle noch weiter zu reduzieren, ohne wesentliche Informationen zu verlieren.

### 2.3.3 Positionsmessung

Für die Bestimmung der Lage und Verschiebung von Körpersegmenten werden verschiedene Geräte zur Lokalisierung und Verfolgung verwendet (Positionsmesssystem) [96, 119]. Diese Geräte können in mechanische und kontaktlose Systeme unterschieden werden. Die mechanischen Positionsmesssysteme bestehen aus mehreren, mit Gelenken verbundenen Segmenten und werden auch Goniometerketten genannt. Die kontaktlosen Verfahren arbeiten auf magnetischer, optischer oder Ultraschall-Basis. Bei den magnetischen Verfahren wird die Position einer Spule bestimmt, die sogar im Inneren des Körpers liegen kann. Der Arbeitsbereich dieser Geräte ist auf etwa  $1 \text{ m}^3$  beschränkt und die Genauigkeit wird durch metallische Körper im Arbeitsbereich stark beeinflusst. Auch die Ultraschallortung ist auf Grund von Abschattung und unkontrollierten Reflektionen besonders störanfällig.

Im medizinischen Bereich sind die optischen Positionsmesssysteme am weitesten verbreitet. Sie arbeiten robust und liefern Genauigkeiten unter  $1 \text{ mm}$  [67, 127]. Das für diese Arbeit verwendete System (Polaris<sup>®</sup> Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada) basiert auf Matrixkameras, die im Abstand von etwa  $50 \text{ cm}$  zueinander angeordnet sind. Das System kann sowohl aktive als auch passive Markierungen erfassen. Eine aktive Markierung besteht aus einer gepulsten LED. Eine passive Markierung besteht aus einer kleinen Kugel oder Scheibe, die mit einer reflektierenden Beschichtung ausgestattet ist und das vom System emittierte Infrarotlicht reflektiert. Eine Markierung ist in beiden Kameras sichtbar und wird in jeder Kamera einzeln segmentiert. Aus Markierungskoordinaten in den beiden 2D-Kamerabildern werden die 3D-Kamerakoordinaten dieser Markierung berechnet. Die Genauigkeit für die Messung einer Markierung wird vom Hersteller mit  $0,3 \text{ mm RMS}$  (s. Anhang A) angegeben. Das System ermöglicht eine Abtastrate von bis zu  $20 \text{ Hz}$ . Die tatsächliche Abtastrate wird durch den PC, der die Positionsdaten abfragt, und die Anzahl der im Sichtfeld positionierten Markierungen beeinflusst und liegt zwischen  $15 \text{ Hz}$  und  $20 \text{ Hz}$ . Die Genauigkeit wurde mit einfachen Tests sowohl für stationäre als auch für schnell rotierende Markierungen überprüft. Das Ergebnis entspricht den Herstellerangaben und dem Ergebnis anderer Arbeitsgruppen [67, 127].

### 2.3.4 Registrierung mit korrespondierenden Punkten

Mit einer Menge von  $N$  Punkten  $P_i$ , deren Positionen in zwei verschiedenen Koordinatensystemen  $A, B$  gegeben sind, lässt sich über die Punktkorrespondenzen eine rigide Registrierung zwischen den beiden Koordinatensystemen



bestimmen. Die Vektoren werden mit  ${}^A\vec{P}_i$  und  ${}^B\vec{P}_i$  bezeichnet. Wenn  $A$  das Basiskoordinatensystem bildet, dann lassen sich mit der Registriermatrix  ${}^B_A\mathbf{F}$  die Koordinaten der Punkte bezüglich des Koordinatensystems  $B$  berechnen:

$${}^B\vec{P}_i = {}^B_A\mathbf{F}{}^A\vec{P}_i + \vec{S}_i \quad (2.14)$$

Mit  $\vec{S}_i$  wird das Rauschen oder der Messfehler bei einem Punkt bezeichnet. Es gibt verschiedene Methoden, um die Matrix  ${}^B_A\mathbf{F}$  zu bestimmen. Dazu gehören das Lösen von linearen Gleichungssystemen [139], Regression [13] und eine auf Singular-Value-Decomposition (SVD) basierende Registrierung [130, 140, 141, 142]. Mit der SVD wird der quadratische Fehler

$$e^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ({}^B\vec{P}_i - {}^B_A\mathbf{F}{}^A\vec{P}_i)^2 \quad (2.15)$$

minimiert. Zunächst wird die Translation vernachlässigt und von beiden Vektorenmengen wird der jeweilige Mittelpunkt  ${}^B\vec{P}_0, {}^A\vec{P}_0$  subtrahiert:

$$\begin{aligned} {}^A\vec{P}'_i &= {}^A\vec{P}_i - {}^A\vec{P}_0 \\ {}^B\vec{P}'_i &= {}^B\vec{P}_i - {}^B\vec{P}_0 \end{aligned} \quad (2.16)$$

Aus diesen Vektoren wird die Korrelationsmatrix  $\mathbf{H}$  berechnet:

$$\mathbf{H} = \sum_{i=1}^N {}^A\vec{P}'_i {}^B\vec{P}'_i{}^T \quad (2.17)$$

Es folgt die SVD, die  $\mathbf{H}$  in die Matrizen  $\mathbf{U}$ ,  $\mathbf{V}$  und  $\mathbf{\Lambda}$  zerlegt [110].

$$\mathbf{H} = \mathbf{U}\mathbf{\Lambda}\mathbf{V}^T \quad (2.18)$$

$\mathbf{\Lambda}$  ist eine diagonale Matrix, welche die singulären Werte von  $\mathbf{H}$  in absteigender Reihenfolge enthält. Mit diesen Matrizen lässt sich die Rotationskomponente  $\mathbf{R}$  berechnen:

$$\mathbf{R} = \mathbf{V}\mathbf{U}^T \quad (2.19)$$

Die Translationskomponente  $\vec{T}$  wird über die Mittelpunkte beider Mengen bestimmt:

$$\vec{T} = {}^B\vec{P}_0 - \mathbf{R}{}^A\vec{P}_0 \quad (2.20)$$

Damit ist die Registriermatrix  ${}^B_A\mathbf{F}$  vollständig bestimmt.

## 2.4 Kalibrierung von Videosequenzen

Wenn eine Bewegung sowohl mit einem Positionsmesssystem, als auch mit einer Videokamera aufgenommen wird und die Daten dieser beiden Messsysteme miteinander kombiniert werden sollen, dann müssen die beiden Systeme kalibriert und zueinander registriert werden. Das Positionsmesssystem wird entsprechend der Herstellerangaben als kalibriert angenommen (s. 2.3.3). Die Kalibrierung der Videokamera und die Registrierung zum Positionsmesssystem können mit dem gleichen Verfahren bestimmt werden, welches im Folgenden als Kalibrierung bezeichnet wird. Die Kalibrierung der Videokamera kann in eine geometrische und eine zeitliche Komponente aufgeteilt werden. Nach der geometrischen Kalibrierung kann ein vom Positionsmesssystem aufgenommenener Punkt in das Kamerabild abgebildet werden. Nach der zeitlichen Kalibrierung (Synchronisation) ist sichergestellt, dass sich diese Abbildung auf Daten stützt, die zum gleichen Zeitpunkt aufgenommen wurden.

### 2.4.1 Geometrische Kalibrierung

Im Folgenden wird die Abbildung eines Punktes von Koordinaten des Positionsmesssystems in Koordinaten des Videokamerabildes beschrieben. Das Koordinatensystem des Positionsmesssystems wird als Weltkoordinatensystem festgelegt. Grundlage für die Abbildung ist die Transformation eines Vektors in Weltkoordinaten  $\vec{P}_w = (x_w, y_w, z_w)$  in einen Vektor in Bitmapkoordinaten  $\vec{P}_b = (x_b, y_b)$ . Einen guten Überblick über die möglichen Kameramodelle und Kalibrierverfahren geben [8, 149, 162]. Für das Modell einer nicht verzerrenden Lochkamera kann die Abbildung vom Weltsystem ins Bitmapsystem mit Hilfe vierdimensionaler, homogener Koordinaten durch eine einfache  $4 \times 4$  Matrix beschrieben werden [36]. Die Abbildung wird in zwei Schritten vollzogen. Zunächst wird der Vektor von Weltkoordinaten ( $\vec{P}_w$ ) in Koordinaten des Kamerasystems  $\vec{P}_c = (x_c, y_c, z_c)$  transformiert (Abbildung 2.12). Im zweiten Schritt wird dieser Vektor in die Bildebene projiziert:

$$\begin{aligned}\vec{P}_c &= \mathbf{M} * \vec{P}_w, & \mathbf{M} &= \mathbf{T} * \mathbf{R} \\ \vec{P}_b &= \mathbf{B} * \vec{P}_c, & \mathbf{B} &= \mathbf{C} * \mathbf{S} * \mathbf{P} \\ \vec{P}_b &= \mathbf{A} * \vec{P}_w, & \mathbf{A} &= \mathbf{B} * \mathbf{M}\end{aligned}\tag{2.21}$$

Die Parameter von  $\mathbf{M}$  werden äußere Parameter des Kameramodells genannt, da sie nur die Lage der Kamera beschreiben. Die in  $\mathbf{B}$  enthaltenen inneren Parameter beschreiben das Abbildungsverhalten von Kamerakoordinaten in Bitmapkoordinaten. Die gesamte Abbildung vom Welt- ins Bitmapkoordinatensystem wird durch die Matrix  $\mathbf{A}$  beschrieben.

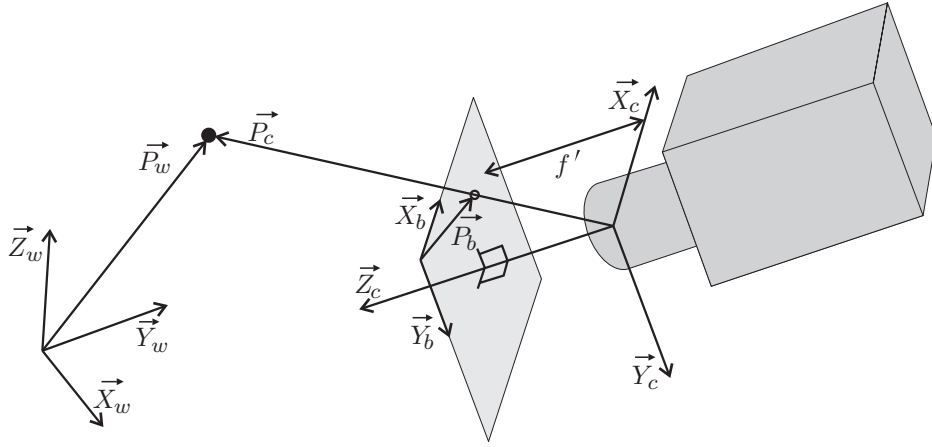


Abbildung 2.12: Modell einer Lochkamera.

natensystem kann durch folgende Matrizen dargestellt werden:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{T} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & \mathbf{R} &= \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & 0 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & 0 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 \mathbf{C} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & c_x \\ 0 & 1 & 0 & c_y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & \mathbf{S} &= \begin{pmatrix} s'_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s'_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & \mathbf{P} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f'} & 0 \end{pmatrix} \quad (2.22)
 \end{aligned}$$

Durch die Rotation  $\mathbf{R}$  und die Translation  $\mathbf{T}$  wird die Lage des Kamerakoordinatensystems im Weltsystem beschrieben. Die Rotationsmatrix kann durch drei unabhängige Parameter beschrieben werden (s. Anhang A). Die Position der Kamera ist so definiert, dass die z-Achse der optischen Achse der Kamera entspricht, die x-y-Ebene parallel zur Bildebene liegt und der Ursprung dem Brennpunkt der Kamera entspricht. Durch die perspektivische Verkürzung  $\mathbf{P}$  werden die in Kamerakoordinaten gegebenen Vektoren in die Bildebene projiziert. Der Abstand  $f'$  der Bildebene zum Brennpunkt ist Bestandteil von  $\mathbf{P}$ . Mit  $\mathbf{S}$  werden die Einheiten des Weltkoordinatensystems (Millimeter) in Einheiten der Bitmap (Pixel) umgerechnet. Die Werte  $s'_x$  und  $s'_y$  definieren die Kantenlänge eines Pixels in Millimetern. Da von den Parametern  $f'$ ,  $s'_x$  und  $s'_y$  nur zwei unabhängig sind, kann  $s'_y = 1$  gewählt werden:

$$\mathbf{S} = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \mathbf{P} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{pmatrix}. \quad (2.23)$$

Damit enthält  $f$  auch die Skalierung von Millimeter in Pixel. Der Parameter  $s_x$  reduziert sich auf das Verhältnis der Kantenlängen in x- und y-Richtung (Aspect Ratio). Der Offset  $\mathbf{C}$  ist notwendig, um die ausschließlich positiven Koordinaten der Bitmap zu erhalten. Dabei entspricht  $\mathbf{C}$  dem Schnittpunkt der optischen Achse mit der Bildebene. Mit (2.21) bis (2.23) lässt sich der Bildpunkt berechnen:

$$\begin{aligned} x_b &= s_x * f * \frac{r_{11}x_w + r_{12}y_w + r_{13}z_w + t_x}{r_{31}x_w + r_{32}y_w + r_{33}z_w + t_z} + c_x \\ y_b &= f * \frac{r_{21}x_w + r_{22}y_w + r_{23}z_w + t_y}{r_{31}x_w + r_{32}y_w + r_{33}z_w + t_z} + c_y \end{aligned} \quad (2.24)$$

Wenn die Lage der Kamera im Weltsystem nicht weiter verwendet werden soll, können die Werte der zusammenfassenden Transformationsmatrix  $\mathbf{A}$  entsprechend den *linear least squares* mit einer Pseudoinversen ermittelt werden [162]. Die Basis für das notwendige Gleichungssystem bilden Kalibrierpunkte  $P_i$ , deren Koordinaten sowohl im Weltkoordinatensystem  $\vec{P}_{w,i}$ , als auch im Bitmapkoordinatensystem  $\vec{P}_{b,i}$  bestimmt werden. Da die Matrix  $\mathbf{A}$  beliebig skaliert werden kann, wird  $a_{34} = 1$  gewählt und (2.21) umgeformt:

$$\begin{aligned} x_b &= \frac{a_{11}x_w + a_{12}y_w + a_{13}z_w + a_{14}}{a_{31}x_w + a_{32}y_w + a_{33}z_w + 1} \\ y_b &= \frac{a_{21}x_w + a_{22}y_w + a_{23}z_w + a_{24}}{a_{31}x_w + a_{32}y_w + a_{33}z_w + 1}. \end{aligned} \quad (2.25)$$

Die vierte Zeile von  $\mathbf{A}$  hat keinen Einfluss auf die Werte der Bitmapkoordinaten. Für  $n$  Kalibrierpunkte kann das Gleichungssystem

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} x_{w,1} & y_{w,1} & z_{w,1} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -x_{b,1}x_{w,1} & -x_{b,1}y_{w,1} & -x_{b,1}z_{w,1} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_{w,1} & y_{w,1} & z_{w,1} & 1 & -y_{b,1}x_{w,1} & -y_{b,1}y_{w,1} & -y_{b,1}z_{w,1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{w,n} & y_{w,n} & z_{w,n} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -x_{b,n}x_{w,n} & -x_{b,n}y_{w,n} & -x_{b,n}z_{w,n} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_{w,n} & y_{w,n} & z_{w,n} & 1 & -y_{b,n}x_{w,n} & -y_{b,n}y_{w,n} & -y_{b,n}z_{w,n} \end{bmatrix} \quad (2.26)$$

$$\mathbf{H} * \begin{bmatrix} a_{11} \\ a_{12} \\ \vdots \\ a_{32} \\ a_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{b,1} \\ y_{b,1} \\ \vdots \\ x_{b,n} \\ y_{b,n} \end{bmatrix}$$

aufgestellt werden. Jeder Kalibrierpunkt liefert entsprechend (2.25) zwei Gleichungen und das gesamte System besteht aus  $2n$  Gleichungen. Um die elf Parameter von  $\mathbf{A}$  zu bestimmen, müssen mindestens sechs Kalibrierpunkte vorhanden sein.

Wenn nicht alle Kalibrierpunkte in einer Ebene liegen, dann ist mit (2.26) eine Transformationsmatrix  $\mathbf{A}$  für die Abbildung von Weltkoordinaten in Bitmapkoordinaten bestimmbar. Dieser Lösungsweg kann für das gegebene Problem angewendet werden. Er hat jedoch Schwachstellen: Das Kameramodell berücksichtigt keine Verzerrung durch die optischen Eigenschaften einer nicht-idealen Linse. Daher ist der Abbildungsfehler bei Weitwinkelobjektiven oder am Rand des Bildes größer als bei Modellen, die diese Verzerrung berücksichtigen. Ein weiterer Nachteil ist, dass aus den berechneten Matrixkoeffizienten  $a_{ij}$  die Kameraparameter von  $\mathbf{C}$ ,  $\mathbf{S}$ ,  $\mathbf{P}$ ,  $\mathbf{T}$ ,  $\mathbf{R}$  nicht ableitbar sind. Daher lässt sich auch die Weltposition der Kamera nicht bestimmen.

Tsai [137, 138] hat Verfahren beschrieben, die es ermöglichen, die beschriebenen inneren und äußeren Parameter sowie einen weiteren Parameter für die Linsenverzerrung zu bestimmen. Jedoch haben die Verfahren Anforderungen an die Position der Kalibrierpunkte, die in der Praxis nur sehr schwer erfüllt werden können. Um auch mit beliebig über den Arbeitsraum verteilten Kalibrierpunkten arbeiten zu können, wurden die Verfahren von Tsai in vielen Arbeiten erweitert. In [48] wird ein Verfahren beschrieben, welches ähnlich wie (2.26) einen initialen Parametersatz bestimmt. Von diesem Startwert ausgehend werden die 14 Parameter des zugehörigen Kameramodells in verschiedenen Iterationen optimiert. Die Parameter sind die gleichen wie in (2.24), erweitert um zwei Parameter für die radiale Verzerrung ( $d_{r_1}, d_{r_2}$ ) und zwei Parameter für die tangentielle Verzerrung ( $d_{t_1}, d_{t_2}$ ). In Abbildung 2.13 sind die Effekte einer radialen oder tangentialen Verzerrung skizziert. Ausgehend von dem Vektor  $\vec{P}_b$ , der sich aus dem idealen Kameramodell ergibt, wird der Vektor der verzerrten Bitmap  $\vec{P}_d = (x_d, y_d)$  berechnet:

$$\begin{aligned}
 x &= x_b - c_x \\
 y &= y_b - c_y \\
 r &= \sqrt{x^2 + y^2} \\
 \kappa &= d_{r_1} r^2 + d_{r_2} r^4 \\
 x_d &= x(1 + \kappa) + 2d_{t_1} xy + d_{t_2} (r^2 + 2x^2) + c_x \\
 y_d &= y(1 + \kappa) + d_{t_1} (r^2 + 2y^2) + 2d_{t_2} xy + c_y
 \end{aligned} \tag{2.27}$$

Als Zentrum der Verzerrung wird der Schnittpunkt der optischen Achse mit der Bildebene angenommen (**C**). Die Werte für die Parameter sind so klein, dass ein Pixel durch die Verzerrung um maximal 1 bis 3 Pixel verschoben wird.

Um die Qualität der geometrischen Kalibrierung zu bestimmen, kann mit (2.24) und evtl. (2.27) jeder Kalibrierpunkt vom Weltsystem  $\vec{P}_{w,i}$  ins Koordinatensystem der Bitmap transformiert werden ( $\vec{P}_{t,i}$ ). Der Abbildungsfehler für diesen Punkt  $e_i$  ist der Abstand der berechneten Bitmapkoordinate zum gemessenen Wert  $\vec{P}_{b,i}$ .

$$e_i = \|\vec{P}_{b,i} - \vec{P}_{t,i}\| \quad (2.28)$$

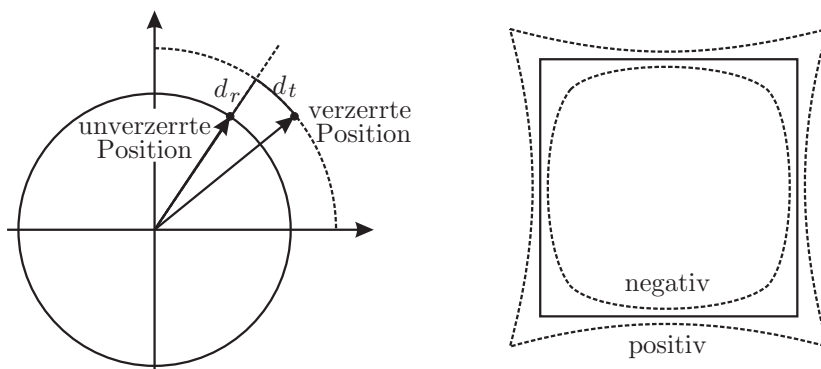


Abbildung 2.13: Effekte einer Linsenverzerrung. Links: Auswirkung auf einen Punkt. Rechts: Bildeffekt bei radialer Verzerrung.

## 2.4.2 Zeitliche Kalibrierung

Die Aufnahme der Bewegung erfolgt zeitgleich mit dem Positionsmesssystem und mehreren handelsüblichen MiniDV Camcordern. Die beiden Systeme arbeiten mit unterschiedlichen Abstraten. Die Bilder der Videokamera werden nicht gleichzeitig mit den Daten des Positionsmesssystems im PC aufgezeichnet, da die Masse an Informationen auf einem PC-System nicht ausreichend schnell verarbeitet werden kann. Die Videosequenzen werden im MiniDV Format digital auf Kassetten gespeichert und später über eine IEEE 1394 Schnittstelle ebenfalls digital auf den PC übertragen. Die Videokamera liefert ein PAL-Signal, bei dem zwei Halbbilder mit geraden bzw. ungeraden Zeilennummern abwechselnd aufgenommen werden. Jedes Halbbild wird mit 25 Hz aufgenommen, was einer gemeinsamen Abstrategie von

50 Hz entspricht. Die Bildmatrix ist 720x576 Pixel groß.

Da die Aufnahmen mit dem Positionsmesssystem und der Videokamera nicht genau synchronisiert werden können, ist die zeitliche Verschiebung zwischen den beiden Datenquellen unbekannt. Um bewegte Marker aus dem Weltkoordinatensystem (Positionsmesssystem) in eine der Videosequenzen abbilden zu können, muss jeweils eine Abbildungsfunktion  $m$  gefunden werden:

$$m : \begin{pmatrix} \vec{P}_w \\ t_w \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} \vec{P}_b \\ t_b = s(t_w) \end{pmatrix}, \vec{P}_w \in \mathbb{R}^3, \vec{P}_b \in \mathbb{R}^2, t_w \in \mathbb{R}, t_b \in \mathbb{R}. \quad (2.29)$$

Die Werte von  $t_w$ ,  $t_b$  werden in Millisekunden angegeben. Wenn man für die Videokamera einen ausreichenden Gleichlauf voraussetzt, dann lässt sich die Synchronisation durch den Parameter  $t_0$  beschreiben:

$$t_b = t_w + t_0. \quad (2.30)$$

Die Zeitstempel  $t_w$ ,  $t_b$  der einzelnen Aufnahmen können nur bestimmte Werte annehmen. Für das Videobild mit der Nummer  $f_b$  ergibt sich bei der gegebenen Abtastrate von 50 Hz

$$t_b = 20 \text{ ms} * f_b, f_b \in \mathbb{N}. \quad (2.31)$$

Da die beiden Signale nicht synchron digitalisiert werden, lässt sich einer Aufnahme des Positionsmesssystems  $f_w$  keine eindeutige Bildnummer der Videosequenz zuordnen. Um diese nicht-lineare Abbildung umzusetzen, kann die Bildnummer gewählt werden, die dem gesuchten Zeitstempel am nächsten steht. Auch wenn ein optimaler Wert für  $t_0$  gefunden wird, ergeben sich durch die treppenförmige Abbildung  $m$  Fehler bis zur halben Abtastrate (10 ms).

Wenn alternativ die inverse Abbildung  $m^{-1}$  verwendet wird, kann zu einem Videobild  $f_b$  ein Zeitstempel des Positionsmesssystems berechnet werden. Wenn diesem Wert  $t_w$  nicht genau ein  $f_w$  entspricht, können aus den Aufnahmen  $f_w$  und  $f_w + 1$  die 3D-Koordinaten der Messpunkte interpoliert werden. Bei dem gleichen Wert von  $t_0$  ermöglicht die Anwendung von  $m^{-1}$  eine zeitlich exakte und räumlich gut interpolierte Abbildung vom Bitmap ins Weltkoordinatensystem. Bei Anwendung von  $m$  wird hingegen räumlich exakt aber zeitlich ungenau vom Welt- ins Bitmapkoordinatensystem abgebildet.

Um den Wert von  $t_0$  zu bestimmen, wird während der Aufnahme einer Sequenz eine Markierung durch den Arbeitsraum bewegt. Die Position der Markierung muss sowohl im Positionsmesssystem als auch in der Videosequenz bestimmbar sein. Die Richtung der Bewegung muss sich stark ändern.

Eine oszillierende Bewegung mit einer Maximalgeschwindigkeit von  $1 \text{ ms}^{-1}$  ist für den gegebenen Arbeitsbereich geeignet. Nachdem die geometrische Kalibrierung erfolgt ist und ein initialer Wert für  $t_0$  bestimmt wurde, kann die Position der Markierung vom Positionsmesssystem  $\vec{P}_w$  in die Videosequenz  $\vec{P}_t$  abgebildet werden. Aus der Differenz zur in der Bitmap bestimmbaren Position der Markierung  $\vec{P}_b$  kann ein neuer Wert für  $t_0$  geschätzt werden. Nach einigen Iterationen kann diese Approximation beendet werden.

Für jedes Einzelbild der Videokamera während der Aufnahme der oszillierenden Bewegung kann der geometrische Abbildungsfehler  $d_b$  und die Momentangeschwindigkeit  $v_b$  in Bitmapkoordinaten bestimmt werden. Aus diesen beiden Variablen lässt sich der Synchronisationsfehler  $\Delta t$  bestimmen:

$$\Delta t = \frac{d_b}{v_b} \quad (2.32)$$



# Kapitel 3

## Stand der Forschung

In diesem Kapitel werden aktuelle Verfahren der beiden bearbeiteten Forschungsgebiete beschrieben. Der erste Abschnitt konzentriert sich auf die Aufnahme und Analyse von Bewegungen des Kniegelenks. Die nächsten zwei Abschnitte beziehen sich auf den zweiten Arbeitsschwerpunkt, die Modellbildung der Kniebewegung.

### 3.1 Bewegungsaufnahme und Bewegungsanalyse

Die Bewegungsanalyse des menschlichen Körpers beschäftigt die Wissenschaft seit mehreren hundert Jahren. Den Schritt in die klinische Routineuntersuchung hat sie jedoch noch nicht vollendet. Dass die Bewegungsanalyse der unteren Extremität fast ausschließlich im Bereich der Forschung verwendet wird, liegt zum einen in der aufwändigen und kostspieligen Durchführung einer Aufnahme und Analyse und zum anderen an der begrenzten Zahl von Indikationen, bei denen nur durch eine solche Untersuchung eine Diagnose gestellt werden kann. Klinisch wird die Ganganalyse am häufigsten für die Diagnose und den Therapiefortschritt bei der cerebralen palsy verwendet. Bei dieser Störung des Nervensystems zeigt sich auf Grund der geschädigten Steuerungsfunktion ein stark auffälliges Gangmuster.

#### 3.1.1 Bewegungsaufnahme

In den letzten hundert Jahren wurden in tausenden von Studien eine Vielzahl von verschiedenen Methoden für die Bewegungsaufnahme der unteren Extremität veröffentlicht. Allein die Anzahl der Studien lässt vermuten, dass eine genaue und unverfälschte Messung der Knochenbewegung nicht einfach

zu erreichen ist. Abhängig von den Zielen, die mit der anschließenden Bewegungsanalyse verfolgt werden, muss auch der Messaufbau gewählt werden.

Um die Qualität der Aufnahmeverfahren zu klassifizieren, werden folgende Kriterien vorgeschlagen:

**Invasivität:** Es wird zwischen nicht invasiv (+), gering invasiv (o) und stark invasiv (–) unterschieden.

**Aufwand:** Der Aufwand gliedert sich in Untersuchung, Datenaufbereitung und Systemkosten. Diese Teilaufwände werden zu einem mit gering (+), neutral (o) und hoch (–) bewerteten Maß zusammengefasst.

**Genauigkeit:** Dieses Maß wird durch die Faktoren Auflösung, Wiederholgenauigkeit, Genauigkeit im engeren Sinn, Abtastrate und Arbeitsvolumen gebildet. Es wird mit hoch (+), akzeptabel (o) und gering (–) gewertet.

**Systemwechselwirkung:** Da jede Messung in das zu messende System eingreift, ist eine Veränderung des zu messenden Wertes möglich. Bei der Bewegungsaufnahme wird diese Wechselwirkung mit nicht verändernd (+), gering verändernd (o) und stark verändernd (–) bewertet.

Die Verfahren für die Bewegungsaufnahme können wie in Abbildung 3.1 beschrieben gegliedert werden. Das erste Unterscheidungskriterium ist das vermessene Organ. Die invasiven Verfahren bestimmen direkt die Position der Knochen, während die anderen Verfahren zunächst Punkte auf der Hautoberfläche bestimmen, um mit diesen auf die Position der verborgenen Knochen zu schließen. Alle Verfahren für die Messung der Kinematik bestimmen zunächst nur die Lage eines technischen Koordinatensystems für jeden beteiligten Knochen. Für die Kinematikanalyse ist jedoch die Lage der anatomischen Koordinatensysteme (FKS, TKS) von Bedeutung. Da sich die Lage zwischen technischem und anatomischem Koordinatensystem nicht ändert, kann die feste Beziehung dieser Koordinatensysteme zueinander mit einer einmaligen Registrierung bestimmt werden.

### 3.1.1.1 Direkte Messung

Die Position der bewegten Knochen lässt sich am genauesten mit rigiden Körpern messen, die fest mit den Knochen verbunden sind. Es gibt aber auch weniger invasive Messtechniken basierend auf Ultraschall, MRT oder Fluoroskopie.

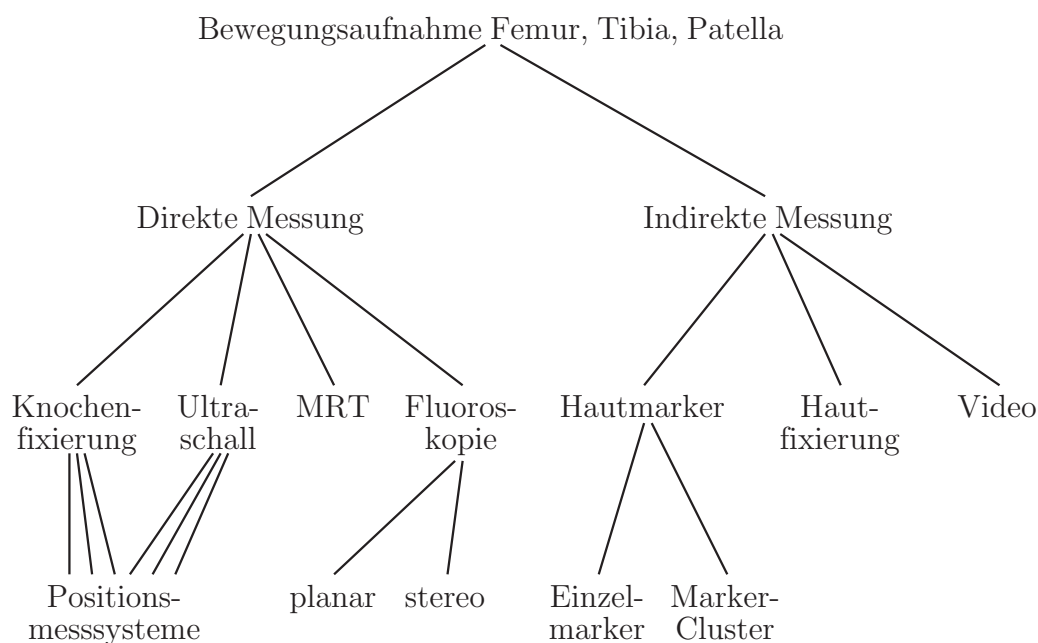
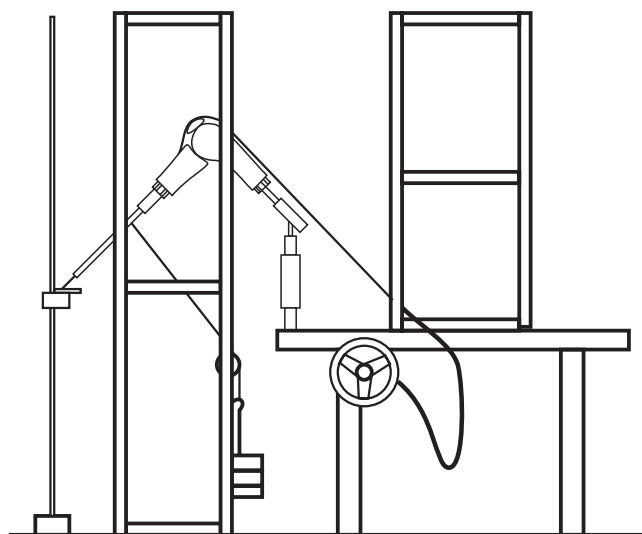


Abbildung 3.1: Gliederung von Verfahren für die Bewegungsaufnahme der Knochen der unteren Extremität.

**Knochenfixierung** Bei diesen Verfahren wird der rigide Messkörper direkt am Knochen befestigt. In den meisten in-vitro Studien des Kniegelenks wird je ein Messkörper an Femur, Tibia und evtl. Patella befestigt [11, 58, 150, 161]. Das distale Femur-Ende wird in  $45^\circ$  Neigung fixiert und das proximale Tibia-Ende hängt durch die Schwerkraft in Beugstellung. Mit definierter Kraft, die über die Quadrizepssehne eingeleitet wird, kann die Tibia in Streckung gebracht werden. In Abbildung 3.2 ist ein solcher Versuchsaufbau zu sehen. Abhängig vom verwendeten Positionsmesssystem (siehe Abschnitt 2.3.3) kann die Lage der Knochen zueinander mit einem Fehler von weniger als 1 mm und  $1^\circ$  bestimmt werden. Mit den in-vitro Studien lässt sich die Kinematik sehr genau bestimmen, jedoch ist unklar, wie sehr sich diese von der Kinematik in-vivo unterscheidet. Dass es Unterschiede geben muss, ist offenkundig, denn nur ein Teil der an der Bewegung beteiligten anatomischen Strukturen können bei diesem Versuchsaufbau berücksichtigt werden. Auch die Kräfte, die eingeleitet werden, um eine Bewegung zu erzeugen, stimmen nicht mit den in-vivo auftretenden Kräften überein. Trotz dieser Einschränkungen sind diese Versuche notwendig, da einige Messungen, wie zum Beispiel Druckmessungen im Gelenk, in-vivo nicht durchgeführt werden können.



Reproduziert nach [161] ©, mit Genehmigung von Elsevier.

Abbildung 3.2: In-vitro Bewegungsaufnahme eines isolierten Kniegelenks nach [161].

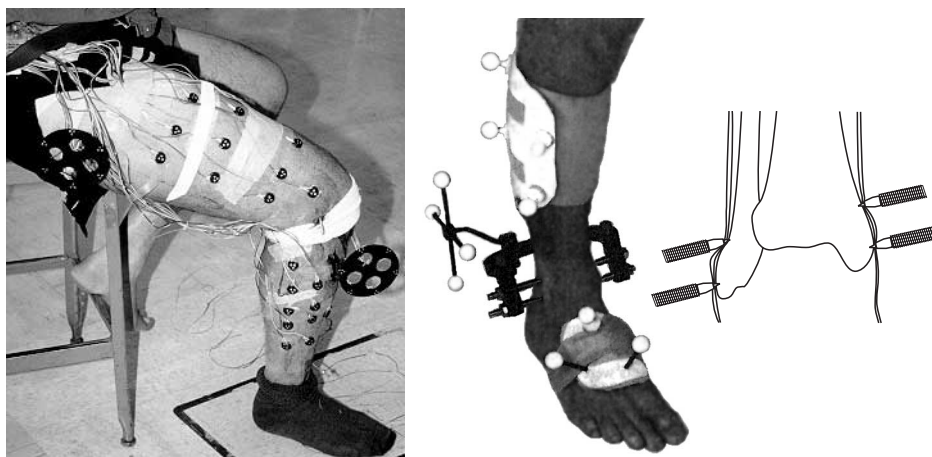
Um die gleiche Genauigkeit auch bei in-vivo Messungen zu erreichen, wird auch hier je ein Messkörper am Knochen befestigt. Die Fixierung erfolgt mit Hilfe von Knochenschrauben, perkutanen Pins oder eines Fixateur externe.

Die erste bedeutende Studie mit Knochenschrauben wurde 1945-1947 von Eberhart, Inman und Levens [32, 60, 78] in Kalifornien durchgeführt. Diese sehr umfangreiche Studie sollte für das *Committee on Artificial Limbs* des *National Research Council* und die *Veterans' Administration* der *United States Army* neue Erkenntnisse für die Entwicklung von Prothesen bringen. In diesem Zusammenhang wurde auch das Gangbild vieler gesunder Probanden aufgenommen, da dies das Ziel der Bewegung mit Prothesen sein sollte. Die Bewegungen wurden mit drei orthogonal ausgerichteten Filmkameras von oben, von vorn und von der Seite aufgenommen. Die Filme wurden zeitlich synchronisiert. Die entweder auf der Haut aufgeklebten oder an Knochenschrauben fixierten Markierungen sind in den einzelnen Filmen identifizierbar. Da zum Zeitpunkt der Studie noch alle Berechnungen von Hand durchgeführt werden mussten, war eine 3D-Rekonstruktion der Markierungen nicht möglich. Stattdessen wurde der Verlauf der in die Kameraebene projizierten Markierungen über die Zeit protokolliert. Bei 30 Freiwilligen wurden Knochenschrauben in Pelvis, mediale Femurkondyle und laterale Tibiakondyle eingebracht. An den Schrauben wurden mit einem Abstand von 30-50 cm die Markierungskugeln befestigt. Lediglich bei zwölf dieser Pro-

banden konnten die Aufnahmen für die Auswertung verwendet werden. Bei den anderen kam es zu Komplikationen mit den Schrauben oder Fehlern bei der Aufnahme. Die Anzahl der Probanden macht diese Studie einzigartig.

Lafortune [74, 75] hat ebenfalls Knochenschrauben verwendet, um die Kinematik von Femur, Tibia und Patella zu bestimmen. Er hatte bereits die Möglichkeit, die Bewegungen mit kalibrierten Hochgeschwindigkeitskameras aufzunehmen und die 3D-Koordinaten der Markierungen zu berechnen. Die Lage des technischen und anatomischen Koordinatensystems wurde für jeden Knochen mit Hilfe von Röntgenstereographie (RSA) ermittelt. Während sich die genannten Studien auf die Analyse des Gehens beschränken, hat McClay [89] die Kinematik beim Laufen, Koh et al. [71] beim Kniebeugen und Ramsey [112] beim Einbeinsprung untersucht. Andere Aufnahmen mit Knochenschrauben wurden vor allem für die Validierung anderer Aufnahmeverfahren durchgeführt [38, 101, 115, 117]. Eine Arbeitsgruppe des *National Institute of Health* (NIH) in den USA hat einen Messkörper mit perkutanen Pins entwickelt [56, 87]. Dabei bohren sich vier Schrauben, welche die Form von Halo-Pins haben, mit ihren Spitzen leicht in den Knochen und verankern somit den Messkörper. Der Messkörper wird an den Knöcheln des Sprunggelenks fixiert. Damit ist lediglich die Bewegung der Tibia messbar. Für den Femur muss eine andere Fixierung gefunden werden. Fraglich ist, wie sehr das Gangmuster durch diese Fixierung verfälscht wird, da durch die Schrauben Tibia und Fibula zueinander fixiert werden.

Ein Fixateur externe wird bei komplexen Knochenbrüchen eingesetzt, um die Knochenstücke in der korrekten relativen Lage zu fixieren. Dazu wird in jedem Knochenstück je mindestens eine Schraube befestigt. Die Schrauben werden durch die Haut geführt und außerhalb des Körpers zueinander fest verbunden. Nach einigen Wochen, wenn der Bruch verheilt ist, können Fixierung und Schrauben wieder entfernt werden. Bei diesen Patienten werden an der externen Fixierung Markierungen befestigt. Da die Schrauben schon eingebracht sind, kann ein weiteres Trauma vermieden werden. Dieses Verfahren hat zwei Nachteile: Die Patienten mit einem Knochenbruch bewegen sich mit einem pathologischen Gangmuster und es wird in der Regel nur ein Fixateur externe für einen Knochen verwendet. Damit ist eine gleichzeitige Messung der Kinematik von Femur und Tibia nicht möglich. Cappozzo et al. [19] und Cappello et al. [17] verwendeten diesen Ansatz, um ein neues Aufnahmeverfahren zu validieren. In Abbildung 3.3 sind einige der genannten Knochenfixierungen abgebildet.



Reproduziert nach [38] und [56] ©, mit Genehmigung von Elsevier.

Abbildung 3.3: Bewegungsaufnahme mit Knochenfixierung. Links: Knochenschrauben [38]. Mitte und Rechts: Perkutane Pins [56].

**Ultraschall** Da die Messung der Knochenbewegung über eine Knochenfixierung auf Grund der Invasivität nur bei kleinen Testgruppen und nicht für den klinischen Alltag verwendet werden kann, wurde in mehreren Arbeitsgruppen an der Entwicklung anderer Verfahren gearbeitet. Heinze [49] hat die Position des Femur mit Hilfe eines Ultraschallkopfes bestimmt und Keppeler et al. [66] haben Femur und Tibia mit Ultraschall vermessen. Wenn der Ultraschallkopf mit einem Positionsmesssystem verbunden wird, dann kann auch die Bewegung aufgenommen werden. Der Vorteil dieses Verfahrens ist, dass es nicht invasiv ist. Im Gegensatz zu den Knochenfixierungen lässt sich so die Position des Knochens nur auf etwa 5 mm genau bestimmen.

**MRT** Das Verfahren der medizinischen Bildgebung, das die beste Positionsbestimmung von Knochen ermöglicht, ohne den Patienten zu schädigen, ist das MRT. Mit einem normalen MRT können jedoch nur Einzelaufnahmen gemacht werden, da die Aufnahmezeit pro Bild im Bereich von Sekunden liegt. Kinematikaufnahmen mit 15-45° Schritten beim Flexionswinkel wurden von Hill et al. [54] und Nakagawa et al. [104] durchgeführt. Mit diesem Verfahren können die Knochenpositionen bei den einzelnen Aufnahmen sehr genau bestimmt werden, jedoch können nur wenige Aufnahmen gemacht werden. Da der Patient im MRT liegen muss, ist das Bein unbelastet. Welche Auswirkung der Belastungszustand auf die Kinematik hat, wird unterschiedlich diskutiert.

**Fluoroskopie** Da sich die Knochen auch bei Transmission von Röntgenstrahlen abbilden, können so auch Bewegungen gemessen werden. Mit einem C-Bogen kann die Position im Projektionsbild bestimmt und ein zweidimensionales Ergebnis erzielt werden. Verwendet man zwei nicht parallele Röntgenbilder, so kann man mit der *Roentgen Stereo Analysis* (RSA) die 3D-Position rekonstruieren. Karrholm et al. [65] hat mit RSA quasi-statische Aufnahmen der Kniekinematik gemacht. Um eine kontinuierliche Bewegung mit RSA zu messen, müssen die beiden Bildquellen mit einer höheren Abtastrate Bilder aufnehmen. You et al. [160] hat ein schnelles RSA System im Laborstadium vorgestellt, das 250 Bilder pro Sekunde liefert, und damit auch für schnelle Bewegungen geeignet ist. Die berichteten Messfehler von 0,5 mm und 2,6° RMS sind viel versprechend.

### 3.1.1.2 Indirekte Messung

Die möglichen Risiken für die Gesundheit des Probanden beschränken die Einsatzmöglichkeiten der direkten Messungen. Daher besteht ein Bedarf an nicht-invasiven und damit meist auch indirekten Verfahren für die Bewegungsmessung.

**Hautmarker** Eine andere Gruppe von Verfahren für die Kinematikaufnahme schließt über die Bewegung der Haut auf die Bewegung der darunter liegenden Knochen. Für einfache Analysen kann es ausreichend sein, Markierungen auf die Haut zu kleben, die von einem Positionsmesssystem vermessen werden können. Wenn diese Markierungen, orientiert an der Anatomie, an gezielten Punkten befestigt werden, ergibt sich die Kinematik durch diese Punkte. Das größte Problem bei Hautmarkern ist die Verschiebung zwischen Marker und dem durch Haut-, Fett- und Muskelgewebe verdeckten Knochen beim Bewegen des Beines. Diese Verschiebung wurde in mehreren Studien untersucht [19, 38, 56, 63, 116, 117, 125]. Die berichtete Verschiebung beträgt bis zu 40 mm und für die aus den Markern berechnete Rotation der Knochen ergibt sich ein Fehler von bis zu 20°.

Um den durch die Hautverschiebung der einzelnen Marker verursachten Fehler für die Lagebestimmung des Knochens zu reduzieren, wurden verschiedene Erweiterungen entwickelt. Dazu zählen rigide Marker, Marker-Cluster und Modell basierte Korrektur.

Nachdem die einzelnen Marker zum Knochen in einer definierten Beinstellung registriert sind (meistens in Streckung), wird die Bewegung aufgenommen. Die verschobenen Marker lassen sich dann mit einer rigiden Transformation

nicht mehr fehlerlos registrieren. Spoor und Veldpaus [132] und weitere Gruppen [38, 115, 116, 117] haben rigide Registrierungen mit Fehlerminimierung verwendet, wie sie in Abschnitt 2.3.4 beschrieben sind. Durch unterschiedliche Gewichtung der einzelnen Marker kann das Ergebnis noch verbessert werden, aber bei großen Flexionswinkeln und schnellen Bewegungen bleiben große Fehler bestehen.

Andriacchi et al. [5] und Cappozzo et al. [18] verwenden Marker-Cluster. Für jeden Knochen wird eine Gruppe mit mehr als drei Hautmarkern verwendet und der resultierende Fehler minimiert. In Abbildung 3.4 sind solche Cluster für Femur und Tibia zu sehen.

Alexander et al. [3] haben den Cluster-Ansatz aus [5] noch um eine Modellbasierte Korrektur erweitert. Dabei ist das Modell abhängig vom Belastungsmuster.

Cappello et al. [17] haben den Registrierprozess zwischen den Hautmarkern und dem am Knochen fixierten anatomischen Koordinatensystem sowohl in Streckung als auch in Beugung durchgeführt. Zwischen diesen beiden Winkeln werden die erwarteten Markerpositionen dann interpoliert. Dieser Ansatz wurde von Lucchetti et al. [84] weiterentwickelt.

Lu et al. [83] und Halvorsen et al. [44] bestimmen die Positionen von Femur und Tibia unter der Annahme, dass diese sich in einem exakten Sattelgelenk bewegen. Durch diese Annahme wird jedoch die Translation im Kniegelenk zu Null definiert.

**Hautfixierung** In [64] wird gezeigt, dass die Verschiebung zwischen Knochen und Hautmarker geringer wird, wenn die Muskeln eine Grundspannung haben. Die Positionsmessungen mit Hautfixierungen nutzen diese Erkenntnis und verringern die Hautverschiebung, indem an mehreren Stellen die Weichteile zwischen Knochen und Fixierung eingeklemmt werden. Schon 1970 hat Lamoreux [76] Kinematiken mit Hautfixierungen und Goniometern aufgenommen (Abbildung 3.4). Die späteren Arbeiten von Sati [124], Hagemeister [43] und Ganjikia [39] dagegen verwendeten optische oder magnetische Positionsmesssysteme.

**Video** In weiteren Arbeiten wird die Bewegung des ganzen Körpers oder von größeren Körperregionen aus Videosequenzen bestimmt. Dabei liegt immer ein Modell für das unter der Haut liegende Skelett zu Grunde. In [53] wird die Bewegung des ganzen Körpers mit wenigen Hautmarkern bestimmt.



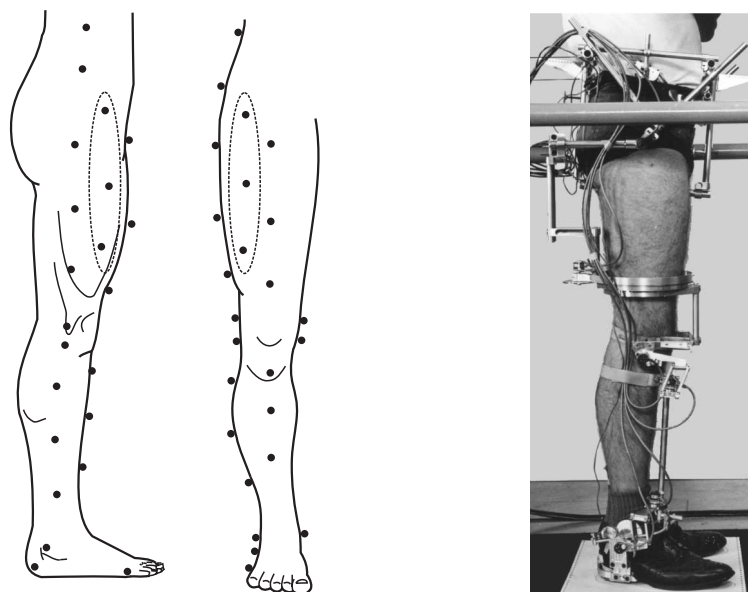


Abbildung 3.4: Bewegungsaufnahme mit Hautmarkern und Hautfixierung. Links: Marker-Cluster wie in [5] verwendet. Rechts: Hautfixierung aus [76].

In [85] werden keine Hautmarker verwendet. Mit dem Körpermodell werden die Punkte auf der Haut aus dem Videobild extrahiert. Auch in [57] werden keine Hautmarker und nur eine einzige Videokamera verwendet. Dafür ist die resultierende Bewegung auf eine Ebene beschränkt. Zu den genannten Ansätzen gibt es keine Angaben zum Messfehler. Mit ihnen können ohne großen technischen Aufwand schnell Ganzkörperbewegungen aufgenommen werden, die für die Computeranimation verwendet werden. Bei dieser Verwendung ist die Genauigkeit nicht das wichtigste Kriterium. Für den medizinischen Einsatz jedoch dürfte die Genauigkeit vermutlich nicht ausreichen.

### 3.1.1.3 Zusammenfassung

In Tabelle 3.1 sind die Ergebnisse zu den Messfehlern der indirekten Messverfahren aufgelistet. Die direkten Verfahren sind nicht aufgeführt, da deren Genauigkeit nur vom verwendeten Positionsmesssystem abhängt und damit fast beliebig gesteigert werden kann. Es fällt auf, dass es nur wenige Studien zur Bestimmung des Messfehlers gibt. Zudem wird in den Studien meist nur Femur, nur Tibia, nur Rotation, nur Translation oder nur Wiederholgenauigkeit untersucht, und das nur für sehr kleine Studiengrößen. Dieses ist in dem hohen Aufwand für die Validierung mit Knochenfixierungen begründet. Wenn man die verschiedenen Ergebnisse zusammenfasst, dann muss bei indi-

Autor	Anzahl Prob.	Flexion	Max. Fehler	Kommentar
<b>Rigide Marker</b>				
[38]	1	45°	30 mm	Gehen.
[56]	3	45°	10 mm 8°	Validierung nur für Tibia.
[116, 117]	3	45°, 40°	10°, 13°	Gehen und Laufen.
<b>Marker-Cluster</b>				
[5]	10	65°	3 mm, 5°	Nur Vergleich mit [75].
<b>Modell basierte Korrektur</b>				
[3]	1	35°	4 mm, 4°	Validierung nur für Tibia.
[17]	1	45°	4 mm rms 3° rms	Radfahren. Validierung nur für Femur.
[84]	3	60°	7 mm rms 3° rms	Gehen
[83]	1	60°	5°	Nur Computer Simulation.
<b>Hautfixierung</b>				
[124]	3	65°	6 mm 8°	Nur quasi-dynamische Aufnahmen.
[43]	16	65°	6°	Nur Wiederholgenauigkeit.
[88]	4	60°	9°	Nur Wiederholgenauigkeit.

Tabelle 3.1: Genauigkeit von Verfahren für die Bewegungsaufnahme

rekten Messungen der Kinematik des Femorotibialgelenks mit einem Fehler von 5-10 mm und 5-10° gerechnet werden. Für die Aufnahme der Kinematik des Femoropatellargelenks gibt es nur die Möglichkeit der direkten Messung. Es gibt für dieses Gelenk deutlich weniger Studien als zum Femorotibialgelenk.

In Tabelle 3.2 sind alle Verfahren für die Bestimmung der femorotibialen Kinematik in den oben genannten Kriterien bewertet. Es wird deutlich, dass kein Verfahren alle Kriterien erfüllt. Es bleibt immer ein Kompromiss zwischen Invasivität/Aufwand und Genauigkeit. Es wurde noch keine Methode veröffentlicht, die alle Kriterien gleichermaßen erfüllt. Diese Lücke soll mit der vorliegenden Arbeit geschlossen werden.

### 3.1.2 Bewegungsanalyse

Die beschriebenen Methoden für die Bewegungsaufnahme liefern die Lage der beteiligten Knochen als Funktion der einzelnen Aufnahmen und damit

<b>Verfahren</b>	<b>Invasivität</b>	<b>Aufwand</b>	<b>Genauigkeit</b>	<b>Wechselw.</b>
Knochenfixierung	-	-	+	-
Ultraschall	+	+	-	-
MRT	+	-	+	-
Fluoroskopie	o	o	o	o
Hautmarker	+	+	-	-
Hautfixierung	+	+	-	-
Video	+	+	--	+

Tabelle 3.2: Vergleich von Verfahren für die Bewegungsaufnahme

als Funktion der Zeit. In dieser Form sind die Daten nur schwer zwischen verschiedenen Patienten vergleichbar und damit für eine Analyse und eine folgende Diagnose nicht geeignet. In [148] sind Ableitungen dieser Daten beschrieben, die im klinischen Einsatz verwendet werden.

In den Rohdaten werden zunächst verschiedene Ereignisse, die den Gangzyklus definieren, bestimmt. Dazu gehören das Aufsetzen der Ferse (HS) und das Abheben des Zehs (TO). Aus diesen Ereignissen lassen sich die Parameter Schrittfrequenz, Schrittlänge und Schrittgeschwindigkeit berechnen. Allein aus dem Vergleich dieser Werte zum Normkollektiv kann eine erste Diagnose gestellt werden. Mit Hilfe der verschiedenen Ereignisse kann eine Abbildung der Knochenpositionen auf den Gangzyklus oder auf Phasen des Gangzyklus erfolgen. Für die Analyse wird die Verschiebung zwischen den Koordinatensystemen zweier Knochen abgeleitet.

Zusätzlich zur Kinematik kann auch die Bodenreaktionskraft oder ein Elektromyogramm (EMG) aufgenommen werden. Aus Kinematik und Bodenreaktionskräften lassen sich mit Hilfe der inversen Dynamik die Momente in den Gelenken berechnen. In Verbindung mit dem EMG können die Aktivitäten der einzelnen Muskelgruppen den verschiedenen Phasen des Gangzyklus zugeordnet werden.

Die Ergebnisse der in-vivo Kinematikmessungen von Levens [78], Lafortune [75] und Reinschmidt [115] und der in-vitro Versuche von Blankevoort [11], Hsieh [58] und Wilson [150] werden zusammenfassend dargestellt. Alle anderen Studien liefern auf Grund der Messmethode keine ausreichend genauen

Ergebnisse oder umfassen keine ausreichende Anzahl an Probanden. Für die Bewegung des Kniegelenks werden die Gelenkwinkel und Translationen häufig über den Flexionswinkel, den Gangzyklus oder die Standphase aufgetragen. Die Ergebnisse der verschiedenen Gruppen werden für die einzelnen Winkel und Translationen getrennt aufgeführt. Alle Gruppen verwendeten die Definition des Kniekoordinatensystems nach [42] wie in Abschnitt 2.3.1 beschrieben.

### 3.1.2.1 Flexion / Extension

Die Ergebnisse von Lafortune [75] und Reinschmidt [117] für die Flexion beim Gehen liefern vergleichbare Ergebnisse. Beim Aufsetzen der Ferse ist das Bein  $0^{\circ}$ - $10^{\circ}$  gebeugt. Im Verlauf des Gangzyklus beschreibt der Flexionswinkel eine Sinusform mit zwei lokalen Maxima und einem Minimum. Der maximale Flexionswinkel von  $60^{\circ}$  wird bei 70% des Gangzyklus erreicht. Während Lafortune die Bewegung für den gesamten Gangzyklus angibt, hat Reinschmidt lediglich die Werte für die Standphase publiziert. Beim Laufen zeigt sich ein ähnliches Profil, jedoch ist das Bein durchgängig etwa  $20^{\circ}$  mehr gebeugt.

Während beim Gehen in-vivo nur Winkel bis  $60^{\circ}$  erreicht werden, wird bei den in-vitro Versuchen in der Regel eine Beugung zwischen  $0^{\circ}$  und  $100^{\circ}$  untersucht.

### 3.1.2.2 Abduktion / Adduktion

Der Abduktionswinkel zeigt über den Gangzyklus kein signifikantes Muster. Während Lafortune eine durchgängig leichte Abduktion gemessen hat, streut dieser Winkel bei Reinschmidt um  $0^{\circ}$ . Der Grund für diesen Unterschied liegt wahrscheinlich in der Wahl der Koordinatensysteme (siehe Abbildung 2.11).

Bei den in-vitro Versuchen ist zu erkennen, dass der Flexionswinkel und die Abduktion gekoppelt sind. Bis zum Flexionswinkel von  $50^{\circ}$  fällt die Abduktion von  $0^{\circ}$  auf etwa  $-3^{\circ}$  ab. Bei größerer Flexion steigt sie wieder gegen  $0^{\circ}$ .

Wilson [150] hat in einem in-vitro Versuch gezeigt, dass alle vom Flexionswinkel abhängigen Parameter eine Hysterese zwischen Beugung und Streckung haben. Bei dem gleichen Flexionswinkel unterscheiden sich die Werte für die Abduktion jedoch nur um durchschnittlich  $0,2^{\circ}$ .

### 3.1.2.3 Innenrotation / Außenrotation

Levens hat sich ausgiebig mit der Innenrotation beschäftigt und festgestellt, dass die Tibia am Ende der Standphase  $3,5^\circ$  weiter innenrotiert ist als am Anfang. Dieses Ergebnis ist vergleichbar mit dem von Lafortune. Bei Reinschmidt ist die Interobjekt-Varianz zu hoch, sodass sich kein signifikantes Muster zeigt. Die Winkel für die Innenrotation sind beim Laufen um etwa  $5^\circ$  größer als beim Gehen.

Bei Levens und Lafortune zeigt sich der widersprüchlich diskutierte *Screw-Home*-Mechanismus. Bei der Streckung am Ende der Schwungphase vollzieht die Tibia eine Außenrotation (Schlussrotation), um das Gelenk zu verriegeln. Am Ende der Standphase wird diese Verriegelung wieder gelöst. Bei der Abbildung der Innenrotation über den Flexionswinkel zeigt sich dieses Phänomen auch bei den in-vitro Versuchen.

Der Wert der Innenrotation zu einem Flexionswinkel bei Streckung und bei Beugung unterscheidet sich um durchschnittlich  $1^\circ$ . Bei Hsieh ist zu erkennen, dass die Tibia bei passiver Beugung weniger Innenrotation durchführt als bei aktiver Beugung.

### 3.1.2.4 Medial- / Lateral-Verschiebung

Bei Lafortune zeigt sich für alle Translationen ein zum Flexionswinkel proportionales Verhalten. Die Werte der medialen Verschiebung liegen durchschnittlich zwischen  $-2$  mm und  $+3$  mm. Bei Reinschmidt sind keine Translationen angegeben. Auch bei den in-vitro Versuchen steigt die mediale Verschiebung mit dem Flexionswinkel auf durchschnittlich  $5$  mm. Für alle Verschiebungen gilt, dass sowohl die Absolutwerte, als auch die Skalierung stark von der Wahl des Referenzpunktes auf dem Knochen abhängig ist. Da in den verschiedenen Studien auch verschiedene Referenzpunkte gewählt wurden, sind diese Werte nur bedingt vergleichbar.

### 3.1.2.5 Posterior- / Anterior-Verschiebung

Auch die posteriore Verschiebung der Tibia ist bei fast allen Autoren annähernd proportional zum Flexionswinkel. Lediglich bei Hsieh ist die posteriore Verschiebung zunächst proportional und ab etwa  $50^\circ$  Flexion umgekehrt proportional zum Flexionswinkel. Diese Beobachtung kann wiederum mit der Wahl des Referenzpunktes zusammenhängen. Bei Hsieh zeigt sich auch, dass die Tibia bei passiver Beugung weiter nach posterior verschoben wird als bei

aktiver Beugung. Mit durchschnittlich 1,2 mm zeigt die posteriore Verschiebung in Abhängigkeit vom Flexionswinkel eine deutliche Hysterese [150].

### 3.1.2.6 Proximal- / Distal-Verschiebung

Die proximale Verschiebung ist bei Wilson und Blankevoort proportional und bei Lafortune umgekehrt proportional zum Flexionswinkel. Auch dieser Unterschied ist mit der unterschiedlichen Definition des Referenzpunktes zu erklären. Auch die proximale Verschiebung zeigt bei Wilson mit durchschnittlich 0,6 mm einen Unterschied zwischen Beuge- und Streckvorgang.

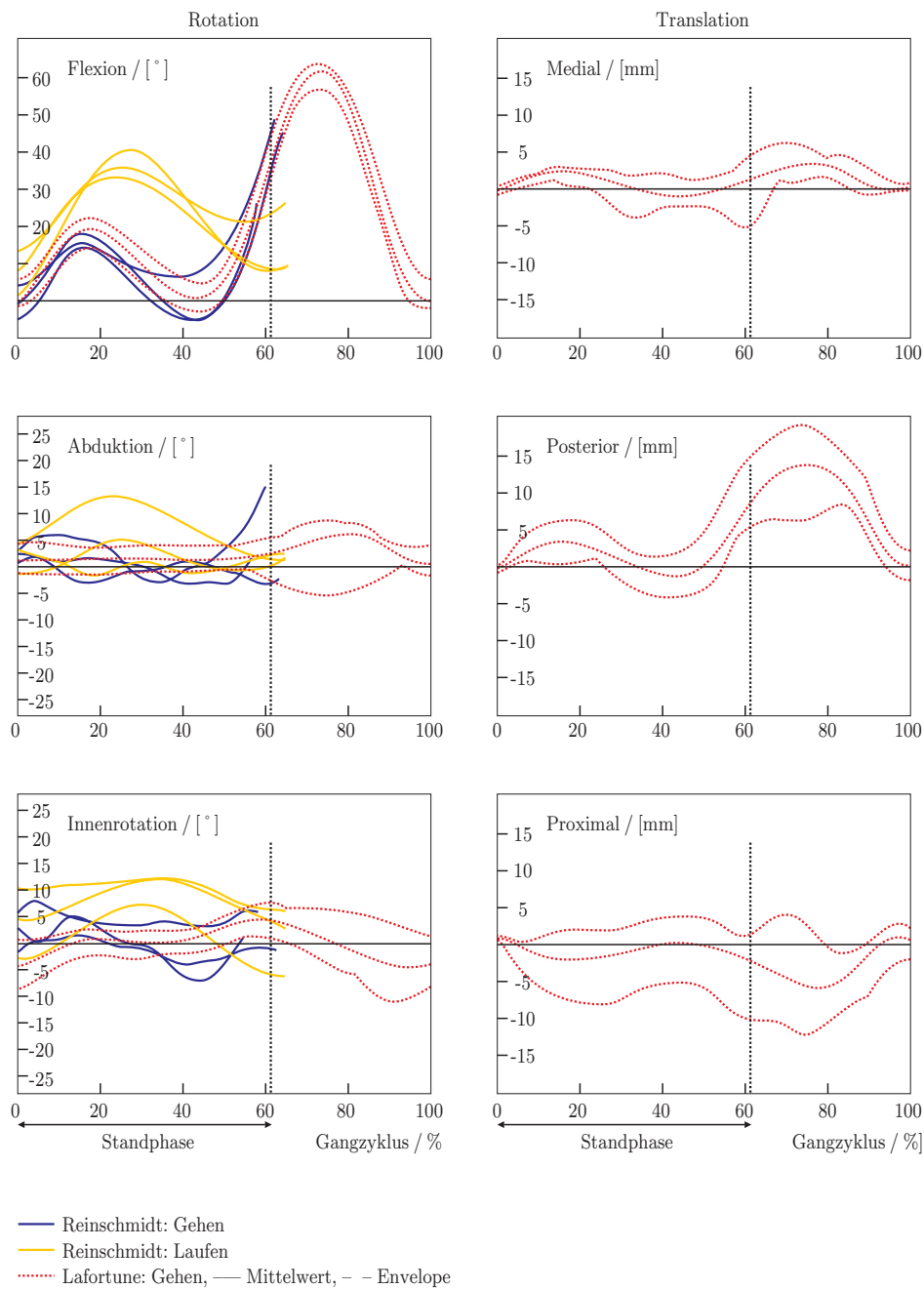
In Abbildung 3.5 sind die Kinematikparameter der in-vivo Studien über den Gangzyklus aufgetragen. In Abbildung 3.6 sind die Ergebnisse aller verwendeten Studien bezüglich des Femorotibialgelenks abgebildet. Dabei sind die fünf Parameter über den Flexionswinkel aufgetragen.

### 3.1.2.7 Wiederholgenauigkeit

Die veröffentlichten Ergebnisse können zum Teil nur schwer miteinander verglichen werden, weil die einzelnen Bewegungen nicht repräsentativ sind. Wie groß die Interobjekt-Intersubjekt-Varianz ist, ist in den Kurven in den Abbildungen 3.5-3.6 zu erkennen. Da hier nur gemittelte Intraobjekt-Intrasubjekt-Zyklen angegeben sind, liegt eine zusätzliche Unbekannte in der Intraobjekt-Intrasubjekt-Varianz. Die verschiedenen Aufnahmen vom gleichen Patienten sind nicht identisch. In Tabelle 3.3 sind veröffentlichte Werte für die Wiederholgenauigkeit zusammengestellt. Schon wenn die gleiche Person in der gleichen Messreihe zwei Zyklen läuft, unterscheiden sich die Geschwindigkeit, die Schrittlänge und die abgeleiteten Parameter. Wenn die Bewegung

Autor	Flex.	Abd.	Innenr.	Med.	Post.	Prox.
<b>In-vivo</b>						
[75]	3,0°	2,3°	2,2°	2,8 mm	2,2 mm	3,4 mm
[116]	(5°)	(4°)	(3°)			
[117]	(2°)	(2°)	(2°)			
<b>In-vitro</b>						
[11]	0,2°	0,3°	0,3°	0,1 mm	0,2 mm	0,1 mm
[58]		(2°)	(5°)		(4 mm)	

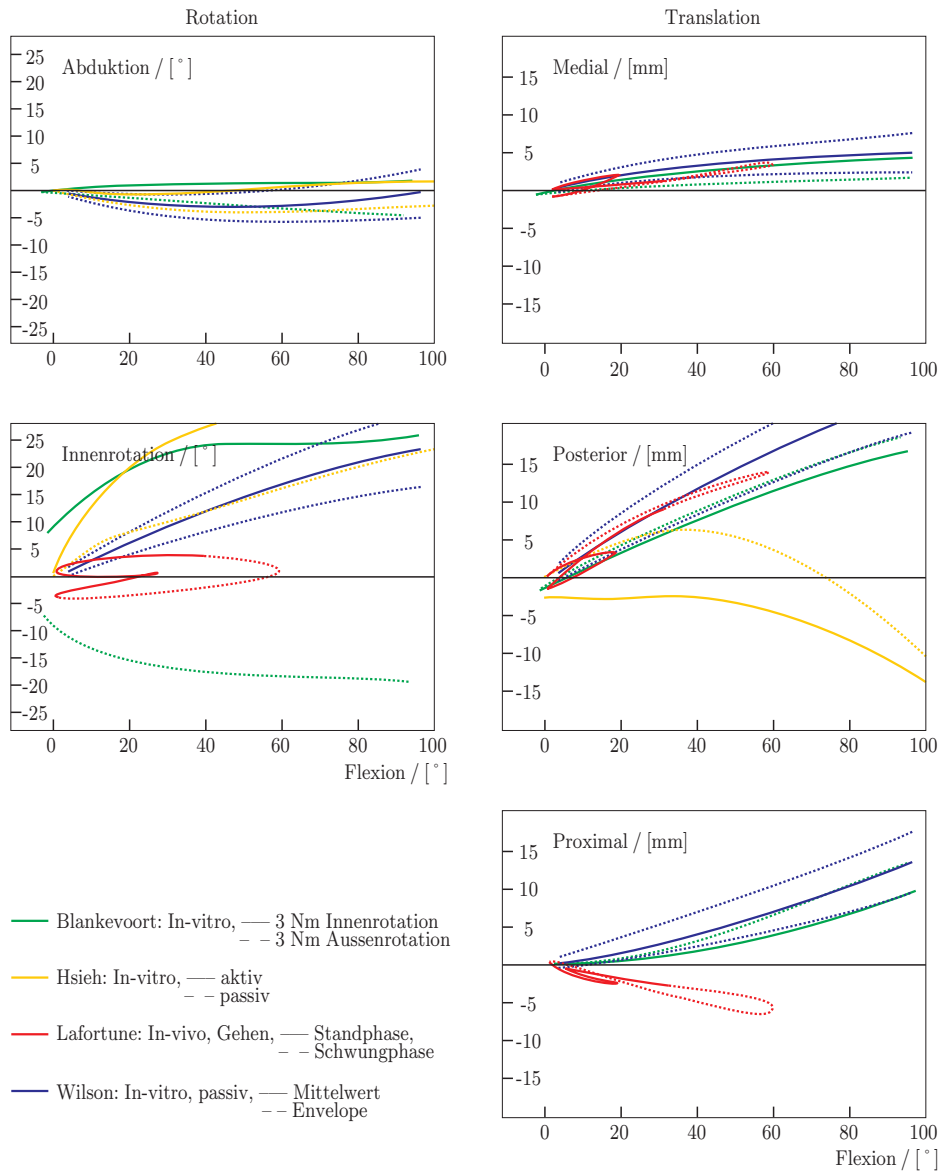
Tabelle 3.3: Intraobjekt-Intrasubjekt-Varianz bei Bewegungsaufnahmen. Die Werte geben die mittlere Standardabweichung an. Ein Wert in Klammern ist aus den veröffentlichten Grafiken geschätzt.



Reproduziert nach [75] ©, mit Genehmigung von Elsevier.

Reproduziert nach [115] ©, mit Genehmigung von C. Reinschmidt.

Abbildung 3.5: Kinematik des Femorotibialgelenks über den Gangzyklus nach Reinschmidt [115] und Lafortune [75].



Reproduziert nach [11, 58, 75, 150] ©, mit Genehmigung von Elsevier.

Abbildung 3.6: Kinematik des Femorotibialgelenks über den Flexionswinkel nach Blankevoort [11], Hsieh [58], Lafortune [75] und Wilson [150].



der gleichen Person ein paar Tage später erneut vermessen wird, ist dieser Unterschied noch größer. Dazu kommt noch, dass die Registrierung der anatomischen Koordinatensysteme stark streut, was sich direkt auf die Wiederholgenauigkeit des gesamten Messsystems auswirkt.

## 3.2 Analytische Gelenkmodelle

In vielen Arbeiten wurden Modelle für die Berechnung der Kniebewegung entwickelt. In [46, 47, 55, 147] wird ein Überblick zu den verschiedenen Ansätzen gegeben. Dabei wird zunächst zwischen kinematischen und kinetischen Kniemodellen unterschieden. Die kinematischen Modelle beschreiben die Beziehungen zwischen den Positionsparametern, ohne Belastungsbedingungen zu berücksichtigen. Die kinetischen Modelle setzen diese Positionsparameter zu den Belastungsbedingungen in Beziehung. Die kinetischen Modelle können weiter in quasi-statische und dynamische Modelle unterschieden werden. Die quasi-statischen Modelle bestimmen die Positionsparameter und die wirkenden Kräfte mit der Suche nach dem Zustand des Kräftegleichgewichtes. Die dynamischen Modelle berücksichtigen die Trägheitsmomente der beteiligten Objekte und sind daher auch für die Simulation von schnellen Bewegungsabläufen geeignet. Diese Arbeit konzentriert sich auf die Kinematik von langsamen oder passiven Bewegungen, daher werden auch nur die kinematischen oder quasi-statischen Kniemodelle im Folgenden vorgestellt.

### 3.2.1 Kinematische Modelle

#### 3.2.1.1 Viergelenkkette auf Basis der Kreuzbänder

Die Beziehung zwischen den Ansatzpunkten der Kreuzbänder und der Kinematik des Kniegelenks wurde erstmals von Zuppinger [163] und später von Strasser [133], Huson [59] und Menschik [95] mit einer überschlagenen Viergelenkkette beschrieben. In einer sagittalen Projektion werden die Ansatzpunkte der beiden Kreuzbänder an Femur und an Tibia zu einem Viereck verbunden, bei dem sich zwei Kanten schneiden (s. Abbildung 3.7). Zwei Kanten verbinden die Ansatzpunkte am Femur bzw. an der Tibia. Da diese Punkte rigide mit dem Knochen verbunden sind, ändert sich die Länge dieser Kanten nicht. Die anderen beiden sich kreuzenden Kanten repräsentieren das LCA bzw. LCP. Wenn man isometrisches Verhalten dieser beiden Bänder voraussetzt, ändert sich auch die Länge dieser Kanten nicht. Wird der Femur fixiert (Rastsystem), so kann die Tibia in der Sagittalebene bewegt werden (Gangsystem). Dabei drehen sich die Kreuzbänder um ihre Ansatzpunkte

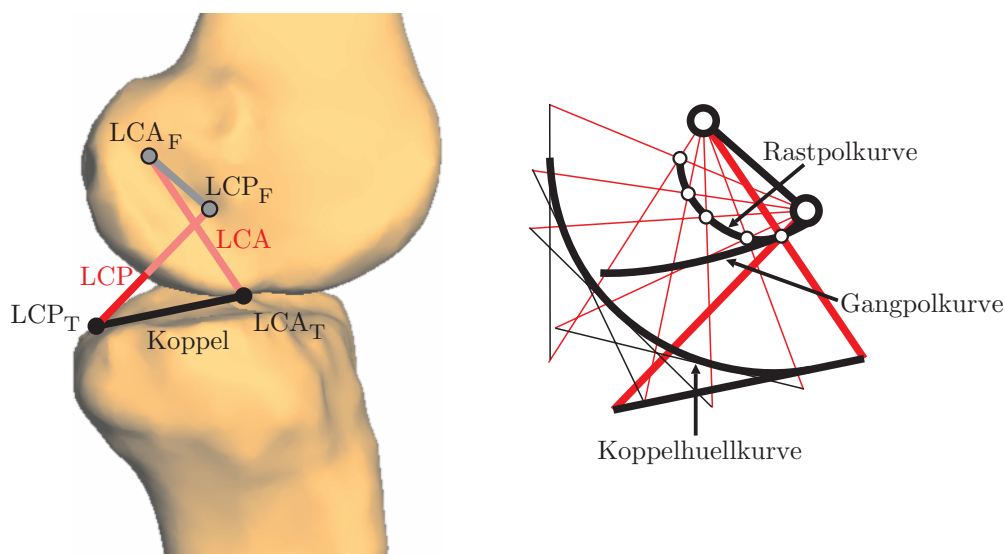


Abbildung 3.7: Kinematisches Modell mit überschlagener Viergelenkkette. Die Kreuzbandansätze dienen der Fixierung der Gelenke. Links: Fixierung der Kette an anatomischen Merkmalen. Rechts: Erzeugung von Koppelhüllkurve, Rastpolkurve und Gangpolkurve zu einer Viergelenkkette.

am Femur  $LCA_F$ ,  $LCP_F$ . Die Ansatzpunkte an der Tibia  $LCA_T$ ,  $LCP_T$  beschreiben dabei zwei Kreise mit unterschiedlichen Radien, denn das LCA ist etwa 1 cm länger als das LCP. Der Schnittpunkt der Kanten, die das LCA und das LCP repräsentieren, entspricht dem momentanen Drehzentrum. Die Menge der durch Bewegung der Tibia erzeugbaren Momentanzentren bildet die Rastpolkurve. Wird die Tibia fixiert und der Femur bewegt, so kann mit den Momentanzentren die Gangpolkurve erzeugt werden. Die Koppel erzeugt bei Bewegung der Tibia die Koppelhüllkurve. Wenn das Tibiaplateau in der Sagittalebene als Linie durch die beiden Ansatzpunkte angenommen wird, entspricht die Koppelhüllkurve der Kontur der Femurkondylen. Die Bewegung des Kniegelenks stellt sich bei diesem Modell als Abrollen zwischen Rastpolkurve und Gangpolkurve bzw. als Roll-Gleit-Bewegung zwischen Koppelhüllkurve und Koppel.

Das Modell der überschlagenen Viergelenkkette auf Basis der Kreuzbänder hat folgende Schwachstellen:

- Die Bewegung wird auf die sagittale Projektion reduziert. Abduktion, Innenrotation und Verschiebung nach medial werden nicht berücksichtigt.

- Die Kondylen des Femur werden als identisch angenommen.
- Die Seitenbänder werden nicht berücksichtigt.
- Die Kreuzbänder werden als isometrisch angenommen. Dieses Phänomen wird in der Literatur kontrovers diskutiert [121].
- Die Kreuzbänder werden als Geraden zwischen zwei Punkten angenommen. Anatomische Untersuchungen zeigen jedoch ein Verhalten, das für die verschiedenen Faserbündel der Bänder unterschiedlich ist.

### 3.2.1.2 Viergelenkkette auf Basis der Kondylenradien

Während Strasser und Menschik von einer Führungsfunktion der Kreuzbänder ausgehen und die Drehpunkte der Viergelenkkette an den Ansatzpunkten der Kreuzbänder an Femur und Tibia fixieren, gehen Kubein-Meesenburg und Nägerl [72, 73, 103] davon aus, dass die Kinematik des Kniegelenks allein durch die Form der Gelenkflächen von Femur und Tibia definiert ist. Die mediale und laterale Kondyle bilden jeweils ein dimeres Gelenk. In jede Gelenkfläche wird ein Kreis eingepasst und der Kreismittelpunkt bestimmt ( $C_{Fm}$ ,  $C_{Fl}$ ,  $C_{Tm}$ ,  $C_{Tl}$ ). Da die mediale Tibiafläche leicht konkav ist, liegt das Zentrum der Tibiakontur proximal des Zentrums für die Femurkontur. Dieses entspricht einer überschlagenen dimeren Gelenkkette. Die laterale, leicht konvexe Tibiafläche entspricht einem Zentrum distal des Gelenkspaltes und führt zu einer gestreckten dimeren Gelenkkette. Unter Vernachlässigung von Abduktion und Innenrotation werden die beiden dimeren Ketten zu einer überschlagenen Viergelenkkette in der Sagittalebene zusammengefasst (Abbildung 3.8). Für jede Kondyle verläuft die Gelenkkraft  $\vec{f}_m$  bzw.  $\vec{f}_l$  immer durch die Zentren der Femur- und Tibiafläche und durch den Kontaktpunkt der beiden Flächen. Das Viergelenk stellt das Funktionsmodell der kraftschlüssigen Gelenkführung dar, die durch die aufeinander gepressten tibialen und femoralen Gelenkflächen gegeben ist. Es ist Aufgabe der Kreuzbänder, diesen Kraftschluss zu registrieren und den notwendigen Spannungszustand der Muskulatur einzustellen. Damit ist das Kniegelenk kinematisch zwangsläufig und hat nur den einen Freiheitsgrad des Flexionswinkels.

Das Modell der überschlagenen Viergelenkkette auf Basis der Kondylenradien hat folgende Schwachstellen:

- Die Bewegung wird auf die sagittale Projektion reduziert. Abduktion, Innenrotation und Verschiebung nach medial werden nicht berücksichtigt.

- Die vier Kondylen werden durch jeweils einen Radius modelliert. Die Reduktion der Femurradien im posterioren Bereich wird vernachlässigt.

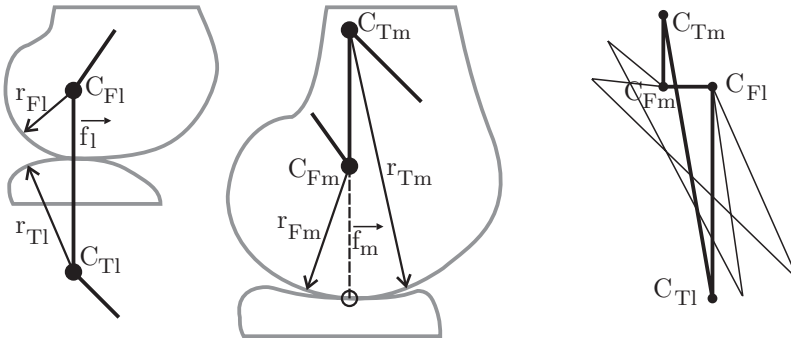


Abbildung 3.8: Kinematisches Modell mit überschlagener Viergelenkkette. Die Zentren der Kondylenradien dienen der Fixierung der Gelenke. Links: Laterale Kondyle. Mitte: Mediale Kondyle. Rechts: Bewegung der Gelenkkette bei Fixierung der Femurzentren.

### 3.2.1.3 Vierstabgetriebe mit Seitenbändern

Huson [59] hat eine dreidimensionale Erweiterung der Viergelenkkette nach Strasser entwickelt, welche die räumlich versetzten Bandansatzpunkte berücksichtigt. Bei Menschik [95] wird aus der Viergelenkkette ein Vierstabgetriebe, bei dem die vier Bänder als Längenunveränderliche modelliert werden. Dieses Getriebe ist räumlich stabil und hat nur noch den Flexionswinkel als Freiheitsgrad. Eine Erweiterung des Getriebes um einen fünften Stab, wie etwa die Patella, kann das System in jeder Stellung blockieren. Es gibt weitere Modelle, die ebenfalls auf einem Vierstabgetriebe basieren [26].

## 3.2.2 Quasi-statische kinetische Modelle

Ein kinetisches Modell des Kniegelenks wurde unter anderem von Morrison et al. [99], Crowninshield et al. [30], Andriacchi et al. [6], Wismans et al. [152], Blankevoort et al. [10, 12] und Chen et al. [23] veröffentlicht. Die meisten Modelle basieren auf dem Ansatz von Wismans. Dabei werden die Bänder, die Gelenkkapsel und die Gelenkflächen berücksichtigt. Als Funktion des Flexionswinkels  $k_{r1}$ , der externen Kräfte  $\vec{F}_E$  und der externen Momente  $\vec{M}_e$  werden die Lage der Tibia zum Femur  $k_{r2,r3,t1,t2,t3}$ , die internen Kräfte der Bänder  $f_j$ , die Länge der Bänder  $l_j$ , die Lage des medialen und lateralen Kontaktpunktes für Femur und Tibia  $Fm_{x,y}$ ,  $Fl_{x,y}$ ,  $Tm_{x,y}$ ,  $Tl_{x,y}$  sowie Stärke

der Kontaktkräfte  $f_m$ ,  $f_l$  und des Momentes  $m$  berechnet. In Abbildung 3.9 sind die Elemente des Modells skizziert.

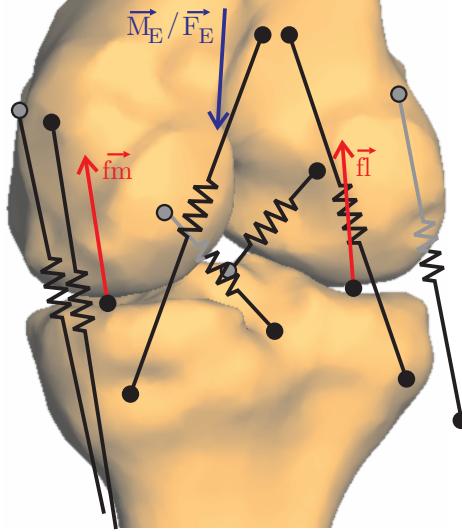


Abbildung 3.9: Quasi-statisches kinetisches Modell wie in [152].

Die Gelenkflächen von Femur und Tibia werden als konvex bzw. konkav angenommen und mit einem Polynom  $s(x, y)$  beschrieben. Der Grad des Polynoms wird beim Femur mit 4 und bei der Tibia mit 3 gewählt. Die inneren Kräfte werden durch sieben Federn beschrieben, deren Kraft mit der Längenänderung quadratisch steigt:

$$\begin{aligned} f_j &= k_j(l_j - l_{0j})^2 && \text{wenn } l_j > l_{0j} \\ f_j &= 0 && \text{wenn } l_j \leq l_{0j} \\ \varepsilon_j &= (l_j - l_{0j})/l_{0j} \end{aligned} \quad (3.1)$$

Die Grundspannung in Extension  $\varepsilon_{ej}$  und die Federkonstanten  $k_j$  werden nach Literaturangaben gewählt. Damit lässt sich auch die Grundlänge der Federn  $l_{0j}$  berechnen. Das LCA, LCP und LCL wird mit je einer Feder und das LCM und die posteriore Kapsel mit je zwei Federn modelliert.

Es lassen sich 16 nicht-lineare Gleichungen aufstellen, um 16 unabhängige Parameter zu berechnen. Diese Parameter sind  $k_{r2,r3,t1,t2,t3}$ ,  $Fm_{x,y}$ ,  $Fl_{x,y}$ ,  $Tm_{x,y}$ ,  $Tl_{x,y}$ ,  $f_m$ ,  $f_l$  und  $m$ . Die ersten zehn Gleichungen ergeben sich aus den Kontaktpunkten der beiden Kondylen. Ein Kontaktpunkt auf der Femurfläche muss dem Kontaktpunkt auf der Tibiafläche entsprechen. Außerdem müssen die Flächennormalen der beiden Gelenkflächen antiparallel sein. Durch Gleichsetzen der äußeren Kräfte mit den inneren Kräften

(Kräfte-Gleichgewicht) werden sechs weitere Gleichungen gebildet. Die inneren Kräfte setzen sich aus den Bandkräften und den Kontaktkräften zusammen. Die externen Kräfte und Momente entsprechen der Summe von Muskel-, Trägheits-, Patella- und Schwerkraft.

Das Modell hat folgende Schwachstellen:

- Fehler bei der Approximation der Gelenkflächen durch Polynome.
- Die Deformation der Knorpelschicht wird nicht berücksichtigt.
- Die Reibung zwischen den Gelenkflächen wird nicht berücksichtigt.
- Die Menisken werden nicht berücksichtigt
- Die Kontaktflächen zwischen Femur und Tibia werden auf zwei Kontaktpunkte reduziert.
- Die Federkonstanten sind nur Durchschnittswerte nach Literaturangaben.

Zu dem beschriebenen Modell von Wismans wurden verschiedene Varianten entwickelt. Blankevoort [10, 12] hat eine deformierbare Knorpelschicht modelliert und die Weichteile mit zwölf Federn beschrieben. Chen [23] hat ein Modell für eine passive Kinematik entwickelt, das ohne externe Kräfte aufgebaut ist. Es wird angenommen, dass die physiologische Lage von Tibia zu Femur auch der minimalen Spannungsenergie der Federn entspricht. In dem Modell von Sathasivam et al. [122] wird auch die Reibung der Gelenkflächen berücksichtigt, jedoch nur nach einem Kniegelenkersatz, denn erst die Reibung zwischen den Prothesen hat einen nennenswerten Betrag.

### 3.2.3 Modelle von Femur, Tibia und Patella

In einigen weiteren Arbeiten wurde die Kinematik des Kniegelenks auf Basis aller drei beteiligter Knochen berechnet [40, 80, 158]. Dabei konzentrieren sich die Modelle auf die Kinematik in der Sagittalebene.

### 3.2.4 Simulation von Operationsergebnissen

Die Motivation für die Entwicklung der Kniemodelle war unterschiedlich. Sie erweitern das Verständnis der Anatomie im Kniegelenk und ermöglichen es, die Auswirkungen einer Veränderung der Anatomie zu berechnen. Die Simulation der Kniekinematik und Kniekinetik ist für den Einsatz von Knieprothesen wertvoll. Eine bestimmte Lage der implantierten Prothese kann

analysiert werden. Das ist für die Planung der Prothesenposition sinnvoll und liefert neue Erkenntnisse für das Design von Knieprothesen. Die Modelle von Garg [40], Sathasivam [122], Chen [23] und Thoma [135] dienen der Bewertung von Implantatpositionen. In [40, 122] werden Gelenkkräfte berechnet, um Informationen über die Standzeit eines Prothesendesigns abzuleiten. In [23, 135] wird geprüft, ob bei der gewählten Implantatposition eine natürliche Bewegung des Kniegelenks möglich ist. Bei Thoma wird für das Modell eine auf die Kreuzbänder gestützte Viergelenkkette verwendet. Da das vordere Kreuzband bei der Implantation von Knieprothesen im Allgemeinen entfernt wird, stützt sich das Modell auf unzulässige Annahmen. Chen hingegen verwendet ein quasi-statisches Modell, bei dem das LCP nicht mehr berücksichtigt wird.

Auch für die Operation am LCA gibt es eine Simulation [123]. Sati et al. nehmen die individuelle Kinematik und die Anatomie des Patienten vor der Operation auf. Zu einer geplanten Implantatposition wird auf Basis der gemessenen Kinematik die Dehnung und die Torsion des Implantats beim Beugeverlauf berechnet. Es geht also nicht darum, die zu erwartende postoperative Kinematik zu berechnen. Vielmehr soll zu der bestehenden Kinematik eine geeignete Position für das Implantat gefunden werden.

### 3.2.5 Validierung der Modelle

Die Validierung der vorgestellten Knie Modelle ist schwierig, da die Modellparameter in-vivo nicht komplett bestimmt werden können und die Kinematik in-vitro nicht ganz der Kinematik in-vivo entspricht. Von den genannten Modellen wurde nur eines mit realen Kinematikaufnahmen validiert [12]. Dabei wurde die Bewegung in-vitro von vier Knien gemessen und simuliert. Die Differenz wurde für die Innenrotation mit  $4^\circ$  und für die Verschiebung nach posterior mit 1 mm angegeben. Zu beachten ist, dass die Modellparameter für die Spannung der Bänder in-vitro an jedem einzelnen Testobjekt erhoben wurden. Für die Simulation in-vivo ist eine deutlich geringere Qualität der Simulation zu erwarten, da die genannten Parameter nach Durchschnittswerten gewählt werden müssen.

Andere Modelle wurden nur qualitativ validiert. Dabei wurden einzelne Parameter verändert und die veränderten Ergebnisse dazu in Beziehung gesetzt. In [23] wurden geänderte Positionen der Prothese zusammen mit den resultierenden Änderungen der Bandlängen bewertet.

### 3.3 Statistische Verfahren für die Ganganalyse

Die Analyse von Bewegungsdaten kann durch einfache Interpretation der Rohdaten oder einzelner extrahierter Merkmale erfolgen. Da der Umfang der Daten eine einfache Analyse kaum erlaubt, werden komplexe Verfahren für die Datenverarbeitung angewendet. In [21, 22] werden verschiedene analytische Techniken für Gangdaten beschrieben. Dabei handelt es sich um Fuzzy-, fraktale und statistische Methoden sowie Neuronale Netzwerke und Wavelets.

Die Fuzzy-Methoden modellieren die Variabilität der Daten als wahrscheinlichkeitslose Unschärfe und die statistischen Methoden als Zufälligkeit. Bei den fraktalen Methoden wird die Variabilität als ein Nebenprodukt von übergeordneten, niederfrequenten Aktivitäten angenommen.

Mit den multivariaten statistischen Verfahren wird die Dimension der Gangdaten reduziert, um diese besser interpretieren zu können. Während bei der Faktoren-Analyse die Kovarianz zwischen verschiedenen Variablen der Bewegung möglichst gut erhalten bleibt, wird mit der Hauptkomponentenanalyse (PCA) eine Dimensionsreduktion bei Maximierung der Varianz erreicht.

Mit der PCA werden die Variablen als Linearkombination der orthonormalen Hauptkomponenten ausgedrückt. Für diese Basistransformation muss die Anzahl der Hauptkomponenten gleich der Anzahl der Eingangsdaten sein. Durch geeignete Wahl der neuen Basis kann eine Abbildung auch mit deutlich weniger Hauptkomponenten durchgeführt werden, wobei der Abbildungsfehler gering bleibt.

Es wurden unterschiedliche Ansätze für die Verarbeitung von Ganganalyse-  
daten mit PCA veröffentlicht. Beim ersten Ansatz wird zunächst aus den Rohdaten eine kleinere Zahl von Parametern abgeleitet. Danach werden die dominanten Hauptkomponenten bestimmt und interpretiert. Bei Shiavi et al. [128] wird die Dauer der Kontraktion von acht Muskeln abgeleitet. Nach Anwendung der PCA wird deutlich, dass die ersten drei Hauptkomponenten eine ausreichende Beschreibung liefern. Nach Basistransformation in den Merkmalraum wird eine Cluster-Analyse durchgeführt. Eine weitere Interpretation wird nicht gegeben. Bei Yamamoto et al. [159] werden Parameter für die Ähnlichkeit von Gangkurven abgeleitet und analysiert. Die ersten zwei Hauptkomponenten werden mit *Totaler Gangfähigkeit* und *Aktivität und Symmetrie* bezeichnet. Damit sind die Gangkurven nach Transformation in



den Merkmalraum direkt interpretierbar. Wootten et al. [156] zerlegen die Gangkurven in Stützpunkte und können mit nur fünf Hauptkomponenten die originalen Kurven sehr gut repräsentieren und mit einem kleinen Fehler wieder rekonstruieren.

Der zweite Ansatz verwendet die PCA, um aus verschiedenen Gangsignalen interpretierbare Parameter zu gewinnen. Olney et al. [105] verwenden verschiedene kinematische und dynamische Signale. Nach Transformation in den Merkmalraum werden die ersten vier Hauptkomponenten mit *Geschwindigkeit*, *Unterscheid zwischen Links und Rechts*, *Bias des Flexionswinkels* und *Nicht interpretierbar* bezeichnet.

Deluzio et al. [31] haben in ihrem Ansatz nicht die Korrelation zwischen den Variablen sondern die Korrelation jeder Variable mit sich selbst untersucht. Acht Variablen mit kinematischen und dynamischen Parametern werden über den Gangzyklus abgebildet und in 1%-Abschnitte zerteilt. Jede Variable wird nach PCA über alle Testobjekte durch zwei bis vier Hauptkomponenten repräsentiert. Im Merkmalraum können für neue Patienten in einzelnen Kurvenabschnitten Unterschiede zum normalen Gang erkannt werden oder Vergleiche zwischen prä- und postoperativem Gangbild durchgeführt werden.

Die genannten Verfahren haben alle einen analytischen Charakter. Bei gegebenen Bewegungsdaten soll eine Diagnose unterstützt werden oder ein Vergleich von verschiedenen Patienten oder Aufnahmen durchgeführt werden. Für die Synthese von Bewegungsdaten mit statistischen Verfahren existieren keine Veröffentlichungen.

Cootes et al. [28, 27] wenden die PCA an, um ein Modell für die Form von Objekten zu beschreiben. Zunächst werden alle Formen der Datenbasis mit einer PCA bearbeitet und die Hauptkomponenten bestimmt. Anschließend werden alle Formen in den Merkmalraum transformiert. Es können weitere Vektoren im Merkmalraum bestimmt werden, die *innerhalb* der Trainingsdaten liegen. Durch die Rücktransformation dieses Vektors in den Ortsraum entsteht eine synthetische Form. Diese Modelle werden beispielsweise für die Segmentierung von Bildern verwendet, bei denen bekannt ist, welches Objekt enthalten ist.

## 3.4 Zusammenfassung

Alle bekannten Verfahren für die Bewegungsaufnahme bestehen aus einem Kompromiss zwischen den verschiedenen Qualitätskriterien, im Besonderen

zwischen Invasivität und Genauigkeit. Da die invasiven Verfahren für eine größere Studie ausscheiden, sind für diese Arbeit nur die indirekten Messverfahren relevant. Deren Genauigkeit wurde bisher nur lückenhaft untersucht. Es wird von einem absoluten Messfehler von 5-10 mm und 5-10° ausgegangen. Die besten Ergebnisse wurden mit Hautmarkern und Hautfixierungen erzielt. Eine Kombination der verschiedenen Verfahren wurde nicht publiziert. Es wurde noch keine Methode veröffentlicht, die alle Qualitätskriterien gleichermaßen erfüllt. Diese Lücke soll mit dieser Arbeit geschlossen werden.

Die Ergebnisse der Bewegungsanalysen stellen sich bei den verschiedenen Autoren unterschiedlich dar. Die Kurven für die Komponenten des Kniekoordinatensystems unterscheiden sich um bis zu 20°. Ursache für diese Unterschiede sind die Wahl der Koordinatensysteme, der Versuchsaufbau, das Belastungsmuster und die Intraobjekt-Varianz. Letztere wurde bei einigen Autoren untersucht und mit Werten bis 5° und 3 mm angegeben. Eine Reduktion dieser Varianz ist ein Ziel dieser Arbeit. Es ist ungeklärt, ob die Intraobjekt-Varianz deutlich geringer ist als die Interobjekt-Varianz.

An Modellen für die Bewegung des Kniegelenks wird schon seit über einhundert Jahren geforscht. Die klassischen kinematischen Modelle setzen voraus, dass die Ansatzpunkte der Kreuz- und Seitenbänder an den Knochen punktförmig sind und sich die Bänder isometrisch verhalten. Diese beiden Annahmen stellen eine starke Abstraktion der Anatomie dar, welche die Qualität der Modelle sehr beschränkt. In den letzten Jahren hat sich der Schwerpunkt der Forschung zu den kinetischen Modellen verschoben. Sie modellieren das Knie mit starren Elementen (Knochen, Knorpel) und Federn (Bänder, Kapsel, Muskeln). Die Problematik bei diesen Modellen liegt in der Bestimmung der Federeigenschaften. Diese können in-vivo nicht ermittelt werden. Daher werden diese Parameter mit anatomischen Mittelwerten belegt. Es wird angenommen, dass diese Wahl der Parameter zu einem signifikanten Modellfehler führt. Es gibt zu den beschriebenen Modellen fast keine Untersuchung über die Qualität des Modells. Nach der einen bekannten Studie für eine Validierung [12] kann für das untersuchte Modell von einem Fehler von deutlich mehr als 4° und 1 mm ausgegangen werden.

Eine direkte Beziehung zwischen Form der Kondylen und Kinematik wurde bereits untersucht. Dabei wird die Bewegung jedoch nur in der Sagittalebene betrachtet und man geht lediglich von einem einzigen Radius pro Kondyle aus. Der Zusammenhang zwischen einer geometrischen Beschreibung der kompletten Gelenkflächen und der Bewegung in 3D wurde noch nicht untersucht.

# Kapitel 4

## Kinematik der Modellbasis

Für die Entwicklung eines auf Bilddaten basierenden Modells der Kniebewegung müssen Bilddaten und Kinematikdaten einer größeren Anzahl von Probanden erhoben werden. In diesem Kapitel wird zunächst die Gewinnung von Oberflächenmodellen der beteiligten anatomischen Strukturen beschrieben. Im zweiten Teil des Kapitels werden verschiedene Verfahren für die Aufnahme von Kinematikdaten der unteren Extremität vorgestellt. Dabei handelt es sich zum einen um Weiterentwicklungen von bekannten Verfahren und zum Teil um neue Ansätze. Der dritte Teil des Kapitels behandelt die Anwendung der vorgestellten Verfahren bei einer größeren Studiengruppe. Die Bewegungsdaten werden analysiert und miteinander verglichen.

In jedem der drei Teile des Kapitels werden Methoden und Ergebnisse beschrieben. Die Diskussion und der Bezug zu den Ergebnissen anderer Autoren findet sich am Ende dieses Kapitels.

### 4.1 Gewinnung anatomischer Strukturen

Für eine vom Untersucher unabhängige Analyse des menschlichen Gehens ist es wichtig, die individuelle Anatomie des Probanden zu berücksichtigen [7, 24, 40, 135]. Die Anatomie wird mit verschiedenen Verfahren der medizinischen Bildgebung nicht-invasiv abgebildet. In dieser Arbeit werden sowohl CT- als auch MRT-Bilddaten verwendet.

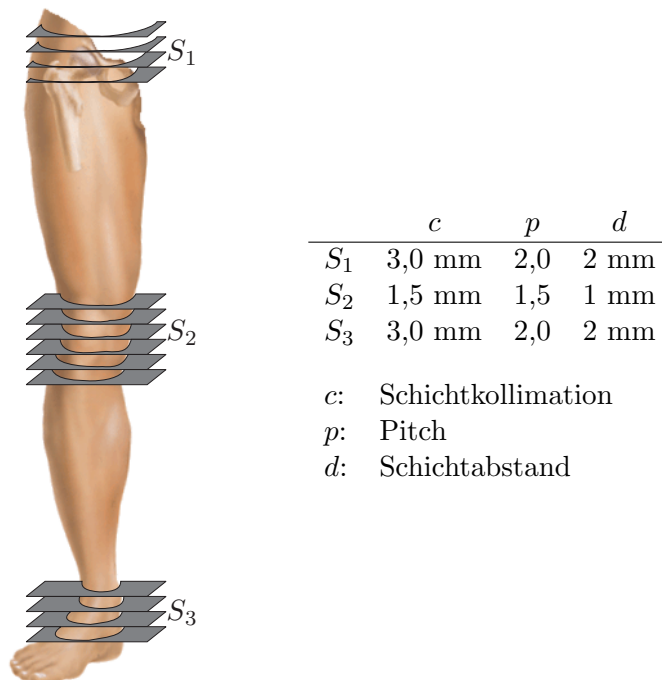
Das Modell der Kniebewegung soll eine Simulation der Kinematik auf Basis der bei CAOS-Systemen routinemäßig erhobenen Bilddaten ermöglichen. Die meisten Systeme verwenden ein CT als Datenbasis, da sich in einem CT die Knochen gut abbilden. Für einen Teil der Probanden der Studie liegt ein CT des Knies vor, da diese Personen auch eine Versorgung mit dem CASPAR®-

System (URS Ortho, Rastatt) erhalten haben. Für weitere freiwillige und gesunde Probanden ist ein CT auf Grund der nötigen Röntgendosis nicht zumutbar. Für diesen Teil der Studienteilnehmer wird ein MRT erstellt. Die Möglichkeit der Gewinnung von Oberflächendaten der beteiligten Knochen ist grundsätzlich bei beiden Modalitäten gegeben.

## 4.1.1 Aufnahme medizinischer Volumendaten

### 4.1.1.1 CT

In dieser Studie werden nur CTs von Patienten verwendet, die für eine Versorgung mit dem CASPAR<sup>®</sup>-System (URS Ortho, Rastatt) erstellt werden. Dabei werden verschiedene CT-Scanner genutzt. Alle CTs bestehen aus drei Serien, die in einer Aufnahme erstellt werden (Abbildung 4.1). Sie umfassen das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Alle Serien enthalten transversale Schnitte mit einem Abbildungsbereich (*Field-Of-View*) von etwa 200x200 mm. Die Bildmatrizen sind 256x256 Pixel groß, was einer Pixelkantenlänge von etwa 0,8 mm entspricht. Da durchgängig Spiral-CTs verwendet werden, ist die Bildqualität auch von den Parametern Tischvorschub pro Umdrehung  $a$  und Schichtkollimation  $c$  abhängig. Das Verhältnis zwischen diesen Parametern



Teile reproduziert nach [1], © 3B Scientific GmbH, Hamburg, [www.3bscientific.com](http://www.3bscientific.com)

Abbildung 4.1: Aufnahmeprotokoll für das CT.

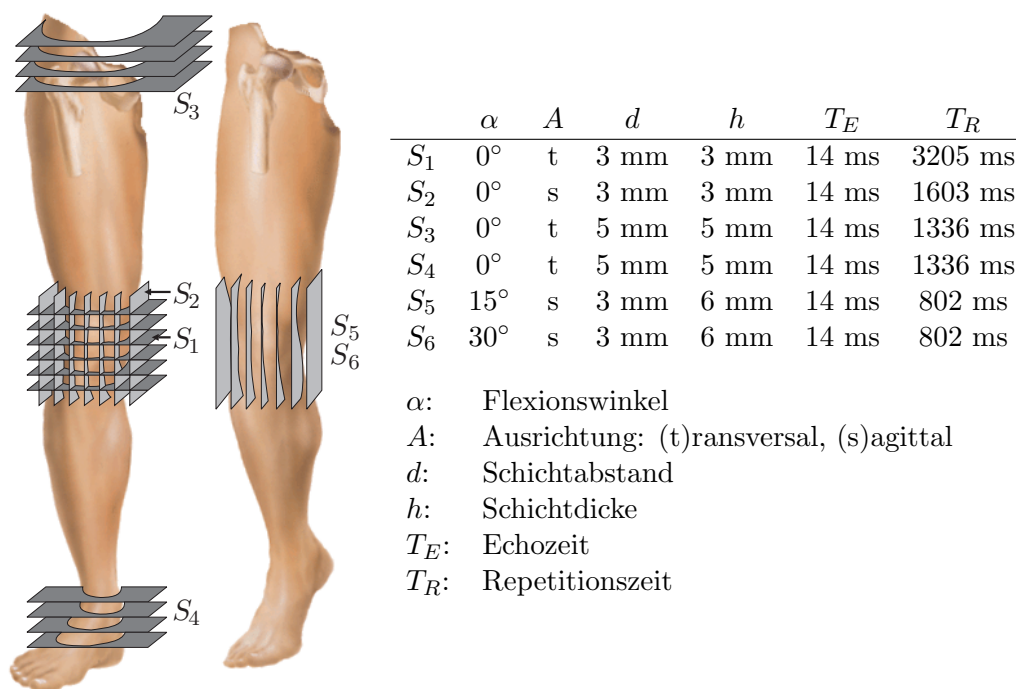
wird allgemein als Pitch  $p$  bezeichnet:

$$p = \frac{a}{c} \quad (4.1)$$

Der Wert dieser dimensionslosen Größe liegt zwischen 1 und 2.

#### 4.1.1.2 MRT

Für diese Arbeit wird eine Protonendichte-Wichtung gewählt, um einen ausgeglichenen Kontrast zwischen Knochen, Knorpel und Ligamenten zu erhalten (siehe Abschnitt 2.2.2). Verwendet wird ein 1,5 T Tomograph (Magnetom Harmony<sup>®</sup>, Siemens, Erlangen). Insgesamt werden für jeden Probanden sechs Bildserien aufgenommen (Abbildung 4.2). Alle Schnittbilder haben eine 256x256 Pixel große Bildmatrix. Vom gestreckten Bein werden vier Serien ( $S_1$ - $S_4$ ) aufgenommen, die für die Bestimmung der Anatomie verwendet werden. Um die Gleitflächen des Knies bestimmen zu können, ist eine Voxelkantenlänge von weniger als 1 mm notwendig. Da sich mit Verringern der Schichtdicke auch das Signal-Rausch-Verhältnis verschlechtert, ist eine Schichtdicke und damit auch ein Schichtabstand von weniger als 2 mm nicht



Teile reproduziert nach [1], © 3B Scientific GmbH, Hamburg, [www.3bscientific.com](http://www.3bscientific.com)

Abbildung 4.2: Aufnahmeprotokoll für das MRT.

für eine Segmentierung geeignet. Eine Serie von transversalen Schnittbildern ( $S_1$ ) liefert in der Bildebene eine ausreichend feine Auflösung, jedoch in proximal-distaler Richtung eine nicht akzeptable Voxelkantenlänge. Eine weitere sagittale Serie ( $S_2$ ) liefert eine in proximal-distaler Richtung ausreichende, aber in medial-lateraler Richtung ungenügende Auflösung. Für die Segmentierung werden diese beiden Serien zu einem isotropen Volumen mit der Kantenlänge 0,8 mm kombiniert. Dazu wird der tri-linear interpolierte Mittelwert aus beiden Serien verwendet.

In den Serien  $S_3$  und  $S_4$  wird der Femurkopf und das Sprunggelenk in einer niedrigen Auflösung abgebildet. Aus diesen beiden Serien wird lediglich je eine anatomische Landmarke für die mechanische Achse bestimmt.

In zwei weiteren sagittalen Serien ( $S_5, S_6$ ) wird das Knie in zwei Beugestellungen abgebildet. Um die Aufnahmezeit möglichst kurz zu halten, wird die Repetitionszeit  $T_R$  gekürzt und der Schichtabstand  $d$  erhöht. Diese Serien enthalten eine deutlich geringere Bildinformation als  $S_1$  oder  $S_2$ . Diese Bild-daten sind für eine Registrierung zu der in gestreckter Stellung gewonnenen Anatomie ausreichend.

In Abbildung 4.3 sind zwei identisch positionierte, frontale Schnitte durch ein Kniegelenk zu sehen. Beide Bilder wurden mit den beschriebenen Parametern für CT bzw. MRT erstellt. Im CT wird kortikaler Knochen hell abgebildet, während Knorpel und Menisken dunkel bleiben. Im MRT sind auch die Konturen dieser Strukturen zu erkennen. Jedoch kann bei der gewählten Protonendichte-Wichtung nicht allein mit dem Grauwert auf die anatomische Struktur geschlossen werden.

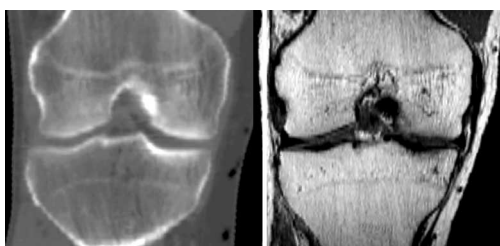


Abbildung 4.3: Frontalschnitt durch ein Kniegelenk, gewonnen aus einem CT (Links) und einem MRT (Rechts).

### 4.1.2 Segmentierung

Durch Segmentierung wird ein Bild oder Volumen in Bereiche eingeteilt, die eine starke Korrelation mit den im Bild dargestellten Objekten der realen Welt zeigen [131]. Für diese Arbeit bedeutet das, ein CT- oder MRT-Volumen in Bereiche für Femur, Tibia und sonstige Strukturen zu zerteilen. Jedes Voxel ist nach der Segmentierung eindeutig einer der drei Klassen zugeordnet:

$$o(x, y, z) = \begin{cases} 0 & , \text{ falls Voxel } (x, y, z) \text{ im Bereich des Femur liegt} \\ 1 & , \text{ falls Voxel } (x, y, z) \text{ im Bereich der Tibia liegt} \\ 2 & , \text{ sonst} \end{cases} \quad (4.2)$$

Bei medizinischen Bilddaten ist die vollständig automatisierte Segmentierung problematisch, da die menschliche Anatomie sehr starken Variationen unterliegt. Die Formen von anatomischen Strukturen sind nicht eindeutig definiert und a priori bekannt. Insbesondere bei pathologischen Veränderungen, wie sie bei den Patienten für einen Gelenkersatz vorliegen, verändern sich Form und Beschaffenheit der Knochen erheblich. Kortikaler Knochen bildet sich im CT in einem Fenster von 100 HU bis 1600 HU ab. Die klassische Vorgehensweise mit einer Segmentierung auf Basis eines Schwellwertes und einem Region-Growing liegt nahe, führt aber nicht zum Ziel, da die Knochendichte in verschiedenen Bereichen des Knochens stark abnimmt. In den schwach belasteten Bereichen der Knochen, wie etwa den sagittalen Flanken der Femurkondylen ist die Kortikalis nur dünn und schwach. Hier findet sich kein Schwellwert, der Knochen korrekt von Weichteilen unterscheidet.

Eine Alternative, die etwas mehr Wissen über das zu segmentierende Objekt voraussetzt, ist die Verwendung von *Snakes* oder *Balloons* [90]. Bei dieser Technik wird das Objekt durch eine geschlossene Hülle beschrieben. Mit dieser Technik ist es möglich, gewisse Eigenschaften der segmentierten Objekte, wie eine glatte Oberfläche, zu erhalten. Eine korrekte Segmentierung der Knochen ist aber auch mit dieser Technik nicht möglich.

Noch mehr Modellwissen über das zu segmentierende Objekt benötigt die Segmentierung mit Hilfe von statistischen Objektmodellen [27, 28]. Mit einer größeren Anzahl von Trainingsdaten wird ein Modell erzeugt, bei dem durch Veränderung von wenigen Parametern eine neue, synthetische Objektform erzeugt werden kann. Eine Bewertung der Objektform mit den abgeleiteten Bildmerkmalen ist Bestandteil eines Optimierungsprozesses. Diese Modelle müssen für jedes Organ gezielt entwickelt werden. Für das Kniegelenk existiert noch kein Modell. Zudem werden auch mit solchen Modellen immer wieder pathologische Anatomien falsch segmentiert. Das gilt besonders dann, wenn ein ähnlicher Datensatz nicht zu den Trainingsdaten gehört.

Es bleibt daher nur die Segmentierung von Hand. Mit umfassendem Hintergrundwissen über die Anatomie des Kniegelenks wird für jedes Voxel entschieden, zu welcher Klasse es gehört. Auch für Experten ist eine eindeutige Zuordnung nicht immer möglich. Im Besonderen bei der Segmentierung eines MRT ist die Knochenoberfläche zum Teil nur schwer identifizierbar. Im Gegensatz zum CT dient beim MRT kein Schwellwert als Notanker für die Orientierung im Knochen. Im MRT können die einzelnen Strukturen nur im Zusammenhang mit den umliegenden Weichteilstrukturen segmentiert werden. Die interaktive Segmentierung wird bei dieser Arbeit mit dem Softwarepaket Analyze (AnalyzeDirect Inc., Lenexa, USA) durchgeführt. Das segmentierte Volumen wird mit einem Closing-Operator der Ordnung 5 nachbearbeitet, um kleinere Fehler bei der Segmentierung auszugleichen [77].

### 4.1.3 Oberflächenmanipulation

Nach eindeutiger Identifizierung der enthaltenen Objekte wird mit dem Marching-Cubes-Algorithmus [82] für jedes Objekt eine triangulierte Oberfläche gewonnen. Mit Hilfe des Netzeditors Polyworks-IMEdit® (InnovMetric Software Inc., Ste-Foy, Kanada) wird die Anzahl der Dreiecke reduziert.

Während die Triangulierung das segmentierte Objekt exakt beschreibt, verändert sich das durch die Oberfläche beschriebene Objekt durch Anwendung der Dreiecksreduktion. Der durch diese Operation verursachte Fehler liegt unter 0,2 mm.

### 4.1.4 Anatomische Koordinatensysteme

Da viele der im Folgenden vorgestellten Versuche mit einem isolierten Knie ohne Hüfte und Sprunggelenk durchgeführt werden, müssen beide Definitionen für die knocheneigenen Koordinatensysteme FKS und TKS verwendet werden (Abschnitt 2.3.1.1). Um die Unterschiede zwischen den beiden Definitionen herauszustellen, werden bei einem Objekt mit Hüfte und Sprunggelenk die Koordinatensysteme nach beiden Definitionen jeweils mehrfach bestimmt. Der Mittelwert aller Transformationen für einen Knochen wird als Grundwert angenommen. Der Fehler jeder einzelnen Messung bezogen auf diesen Grundwert ist durch eine Differenzmatrix beschrieben. Aus dieser Matrix lässt sich für die drei Winkel und drei Translationen jeweils ein RMS berechnen.

In Tabelle 4.1 ist die Intraobjekt-Varianz für die beiden Definitionen der anatomischen Koordinatensysteme abzulesen. Es wurden bei Objekt 13 al-



le Koordinatensysteme dreimal angelegt und die Fehlerstreuung mit RMS (s. Anhang A.2) berechnet. Bei Definition A zeigt sich, dass fast alle Rotationen mit einem RMS von weniger als  $0,1^\circ$  bestimmt werden können. Lediglich die Außenrotation ( $k_{r3}$ ) der Tibia ist schlecht bestimmbar, denn das Zentrum der beiden flachen Tibiakondylen variiert mit der Neigung des Blickwinkels. Die Translationen haben alle ein RMS von unter 0,7 mm.

Die Anlage der Koordinatensysteme nach Definition B liefert größere Streuungen bei den Rotationen, da die beiden präzisen, gelenkfernen Landmarken für Hüfte und Sprunggelenk nicht genutzt werden können. Betroffen sind die frontalen ( $k_{r1}$ ) und sagittalen ( $k_{r2}$ ) Winkel von FKS und TKS, die aber immer noch ein RMS von unter  $0,9^\circ$  haben. Alle anderen Parameter liefern für beide Definitionen vergleichbare Werte.

	$k_{r1}$	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
<b>Definition A (Hüft-, Knie- und Sprunggelenk)</b>						
FKS	$0,07^\circ$	$0,06^\circ$	$0,09^\circ$	0,17 mm	0,68 mm	0,07 mm
TKS	$0,04^\circ$	$0,05^\circ$	$1,13^\circ$	0,35 mm	0,17 mm	0,17 mm
<b>Definition B (nur Kniegelenk)</b>						
FKS	$0,81^\circ$	$0,12^\circ$	$0,07^\circ$	0,17 mm	0,68 mm	0,10 mm
TKS	$0,35^\circ$	$0,12^\circ$	$0,90^\circ$	0,36 mm	0,17 mm	0,17 mm

Tabelle 4.1: Intraobjekt-Varianz der anatomischen Koordinatensysteme.

## 4.2 Entwicklung von Verfahren für die Bewegungsaufnahme

Die Basis für die Simulation der Kniekinematik wird durch eine Menge von Objekten gebildet, zu denen sowohl anatomische als auch kinematische Daten erhoben werden. In Abschnitt 3 wurde gezeigt, dass die Aufnahme einer Bewegung der unteren Extremität schwierig und mit verschiedenen Kompromissen behaftet ist. Um eine ausgewogene Basis für die Simulation zu erhalten, werden verschiedene Verfahren für die Bewegungsaufnahme unabhängig voneinander entwickelt. Die Menge der Basisobjekte wird durch die Gruppen mit einer Bewegungsaufnahme *in-vitro*, *in-vivo mit Knochenschrauben* und *in-vivo mit Hautfixierung* zusammengesetzt. In dem folgenden Abschnitt wird die Entwicklung dieser drei Verfahren und deren Validierung beschrieben. Die mit diesen Verfahren gewonnenen Untersuchungsergebnisse werden in Abschnitt 4.3 aufgeführt und analysiert.

## 4.2.1 Bewegung in-vitro

### 4.2.1.1 Versuchsaufbau

Für die in-vitro Untersuchungen werden frische oder frisch eingefrorene und langsam aufgetaute Kadaverknie verwendet. Von jedem Knie wird entsprechend des oben beschriebenen Protokolls ein CT erstellt. Femur und Tibia werden etwa 15 cm vom Gelenkspalt entfernt reseziert. Das Haut-, Fett- und Muskelgewebe wird entfernt, während der Kapselapparat intakt bleibt. Für die Bewegungsaufnahme wird der Femur, um etwa  $60^\circ$  gegen die Horizontale geneigt, fixiert. Die Bewegung der Tibia über den Femur wird durch zwei verschiedene Techniken gesteuert. Bei der ersten Variante wird die Tibia von einem Experten über den Femur gebeugt, während die Patella über konstanten Zug an der Quadrizepssehne geführt wird. Diese Bewegung wird im Folgenden *passiv* (PA) genannt. Die zweite Variante eine Bewegung zu erzeugen besteht darin, die Flexion über eine Krafteinleitung an der Quadrizepssehne zu steuern, während die Tibia durch die Gravitation die Gegenkraft erzeugt. Diese Bewegung wird im Folgenden *aktiv* (AK) genannt. Der Versuchsaufbau der aktiven Bewegung ist mit den in Abschnitt 3.1.1.1 beschriebenen Aufbauten vergleichbar. Die Positionen der Knochen werden optisch mit dem Positionsmesssystem Polaris<sup>®</sup> (Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada) bestimmt. Die Aufnahme einer passiven Bewegung ist in Abbildung 4.4 zu sehen.

### 4.2.1.2 Belastungsfälle

Es werden sowohl die Flexions- als auch die Extensionsphase der Beugung aufgenommen. Sowohl mit der passiven als auch mit der aktiven Bewegung werden für jedes Objekt sechs vollständige Beugungen aufgezeichnet. Bei einigen Objekten werden zusätzlich zu den Aufnahmen mit dem intakten Kapsel- und Bandapparat auch Bewegungen mit durchtrenntem LCA gemessen.

### 4.2.1.3 Durchgeführte Messungen

Es wurden 14 Objekte mit dem beschriebenen Versuchsaufbau untersucht. Fast alle Objekte wurden mit der passiven Bewegung aufgenommen. Bei einigen wurde zum Vergleich auch die aktive Bewegung oder eine Bewegung mit durchtrenntem LCA aufgenommen. Welche Objekte mit welchen Belastungsfällen aufgenommen wurden, ist der Tabelle 4.2 zu entnehmen.

Objekt	Seite	passiv intakt	aktiv intakt	passiv ohne LCA	aktiv ohne LCA
1	L	X			
2	L	X			
3	L	X			
4	R	X			
5	R	X			
6	L	X			
7	R	X			
8	R	X			
9	L	X	X	X	X
10	R	X	X		X
11	L	X	X	X	X
12	L	X			
13	R		X		X
14	L	X	X		

Tabelle 4.2: Untersuchte Objekte und Belastungsfälle des in-vitro Versuchs.

#### 4.2.1.4 Registrierung

Vor der CT-Aufnahme wird an Femur und Tibia jeweils eine Knochenschraube befestigt. Diese Knochenschraube enthält mehrere Metallkugeln, die sich im CT besonders gut abbilden und daher auch gut segmentiert werden können. Die Segmentierung der Knochenschrauben im CT erfolgt automatisch und damit ohne intersubjekt-Varianz. Es werden die gleichen Knochenschrauben und das gleiche Segmentierverfahren wie beim CASPAR<sup>®</sup>-System (URS Ortho, Rastatt) verwendet. Das Ergebnis der Segmentierung ist die Koordinatentransformation der Knochenschraube (KS) zum Volumendatensatz des CTs (VO) ( ${}_{KS}^VO\mathbf{F}$ ). Der durch die Segmentierung verursachte Fehler wurde von URS Ortho untersucht. Bezogen auf die Mitte des Knies hat der Fehler ein RMS von 0,6 mm und 0,7°.

Für die Bewegungsaufnahme wird an jeder Knochenschraube ein Positionselement (PE) für die Positionsmessung fixiert. Diese Verbindung ist eindeutig und spielfrei. Die Transformation zwischen dem Positionselement und der Knochenschraube  ${}_{PE}^{KS}\mathbf{F}$  wird aus den Konstruktionszeichnungen gewonnen. An jedem Positionselement sind drei reflektierende Kugeln mit Durchmesser 10,5 mm befestigt. Bei jeder Einzelaufnahme des Positionsmesssystems (PM) werden die Positionen aller Kugeln der Positionselemente in Koordinaten des Positionsmesssystems bestimmt. Mit diesen Einzelpositionen wird mit dem in Abschnitt 2.3.4 beschriebenen Verfahren die Position jedes be-

teiligten Positionselements bestimmt ( ${}^{PM}_{PE}\mathbf{F}$ ). Mit Hilfe der beteiligten Elemente lässt sich für jeden Knochen und jeden Zeitpunkt der Aufnahme die anatomische Struktur aus dem Volumendatensatz in Koordinaten des Positionsmesssystems abbilden:

$$\begin{aligned} {}^{PM}\vec{P} &= {}^{PM}\mathbf{F} {}^{VO}\vec{P} \\ {}^{PM}\mathbf{F} &= {}^{PM}\mathbf{F} {}^{KS}\mathbf{F}^{-1} {}^{VO}\mathbf{F}^{-1} \end{aligned} \quad (4.3)$$

#### 4.2.1.5 Datenaufbereitung

Die Aufnahme einer Sequenz besteht aus  $J$  Einzelbildern zu den Zeitpunkten  $t_j$  ( $j = 1..J$ ). Zu jedem Einzelbild wird die Abbildung jedes einzelnen Knochens in Koordinaten des Positionsmesssystems berechnet ( ${}^{PM}_{VO}\mathbf{F}_{F,j}$ ,  ${}^{PM}_{VO}\mathbf{F}_{T,j}$ ). Diese Abbildung wird auch auf die im Volumenobjekt definierten anatomischen Koordinatensysteme  ${}^{VO}_{FKS}\mathbf{F}$ ,  ${}^{VO}_{TKS}\mathbf{F}$  angewendet. Die relative Lage von  ${}^{PM}_{TKS}\mathbf{F}$  zu  ${}^{PM}_{FKS}\mathbf{F}$  kann dann mit einem der in Abschnitt 2.3.1.2 beschriebenen Verfahren auf sechs Parameter reduziert werden. Für diesen Versuch werden die Kniekoordinaten nach Grood und Suntay verwendet. Die anatomischen Koordinatensysteme werden zunächst nach Definition B bestimmt und später entsprechend Definition C korrigiert. (Abschnitt 2.3.1.1).

Um alle Objekte miteinander vergleichen zu können, werden die Kniekoordinaten der linken Objekte gespiegelt. Damit können die KKS-Parameter aller Objekte als rechte Beine interpretiert werden.

Bei der Darstellung der sechs Parameter über den Flexionswinkel sind die gewonnenen Daten nicht gleichmäßig über die Abszisse verteilt, was die weitere Verarbeitung erschwert. Daher werden die Daten mit etwa  $0,3^\circ$  Winkelabstand zunächst linear interpoliert und dann mit Flexionswinkeln in  $1^\circ$ -Schritten neu diskretisiert.

Für jeden Belastungsfall wird eine Sequenz von sechs Zyklen aufgenommen. Aus diesen Zyklen wird ein mittlerer Zyklus gebildet, indem zu jedem Parameter eine arithmetische Mittelwertkurve berechnet wird.

Als Maß für die Streuung bei mehreren Wiederholungen dient die Standardabweichung  $\sigma$ . Bei den Bewegungskurven ist die Streuung für die verschiedenen Abschnitte der Bewegungsphase unterschiedlich. Für jeden Stützpunkt auf der Abszisse  $x_i$  wird zunächst die Streuung  $\sigma_{x_i}$  berechnet. Um die Information der Streuung von Kurven auf einen Wert zu reduzieren, kann ein Mittelwert der Standardabweichung berechnet werden ( $\bar{\sigma}$ ). Mit dem in [151] beschriebenen Variationskoeffizient ( $CV$ ) wird die größere Streuung bei Parametern mit großen Beträgen kompensiert. Durch die Division mit dem

Mittelwert erhält man eine auf den durchschnittlichen Wert des Parameters skalierte Streuung in [%].  $CV$  wird daher auch die relative Streuung genannt.

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sigma_{x_i}^2} \quad (4.4)$$

$$CV = \frac{\bar{\sigma}}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i|} \quad (4.5)$$

#### 4.2.1.6 Datenanalyse

**Intraobjekt-Varianz** Als Maß für die Intraobjekt-Varianz werden für aktive und passive Bewegungen die Werte für  $\bar{\sigma}$  und  $CV$  aus den sechs aufgenommenen Zyklen bestimmt. Um diese Werte vergleichbarer zu machen, werden sie nicht über den gesamten aufgenommenen Bereich des Flexionswinkels sondern nur über dem Intervall  $[0^\circ, 100^\circ]$  berechnet. Diese Analyse wird für die Flexions- und Extensionszyklen getrennt durchgeführt.

**Unterschied zwischen Flexion und Extension** Um zu prüfen, ob bzw. wie stark sich die Kurven der Flexions- von den Extensionszyklen unterscheiden, wird in dem Flexionswinkelintervall  $[0^\circ, 100^\circ]$  für jeden Winkel  $\alpha$ , jeden KKS Parameter  $x$  und jedes Objekt  $y$  die Differenz  $d_{y,x,\alpha} = k_{y,x,\alpha, Flexion} - k_{y,x,\alpha, Extension}$  gebildet. Die Differenzen einer Kurve werden zunächst gemittelt ( $d_{y,x}$ ), um dann den Mittelwert und die Standardabweichung für jeden Parameter  $x$  zu bestimmen. Die Analyse wird sowohl für passive als auch für aktive Bewegungen durchgeführt.

**Unterschied zwischen passiver und aktiver Bewegung** Für Flexion und Extension wird die Differenz  $d_{y,x,\alpha} = k_{y,x,\alpha, Passiv} - k_{y,x,\alpha, Aktiv}$  gebildet und auf Mittelwert und Standardabweichung reduziert. So kann geklärt werden, ob sich diese beiden Bewegungsformen signifikant unterscheiden.

**Bedeutung des LCA für die Kinematik** Die spätere Modellbildung basiert nur auf Kinematiken von gesunden Kniegelenken. Für die Bewertung eines präoperativen Zustandes beim Kreuzbandersatz kann aber evtl. auch eine Modellerweiterung für Gelenke ohne LCA sinnvoll sein. Um zu entscheiden, wie sehr sich die Kinematik abhängig von der Existenz des LCA ändert, werden für einige Gelenke zusätzlich zu den normalen Aufnahmen auch noch Bewegungen mit durchtrenntem LCA aufgenommen. Getrennt für passive und

aktive Bewegung werden die Differenzen  $d_{y,x,\alpha} = k_{y,x,\alpha,mitLCA} - k_{y,x,\alpha,ohneLCA}$  auf ihren Mittelwert und ihre Standardabweichung reduziert.

**Interobjekt-Varianz** Auf Grund der unterschiedlichen Anatomien der Kniegelenke müssen sich auch die Kinematiken unterscheiden. Neben der Anatomie trägt aber auch die Wahl der anatomischen Koordinatensysteme dazu bei, dass die Kinematiken so schwer vergleichbar sind. Für jeden Parameter der Kniekoordinaten werden die Werte für  $\bar{\sigma}$  und  $CV$  bestimmt. Wie oben beschrieben werden zunächst die nach Definition B bestimmten Koordinatensysteme verwendet. Danach können auch die Kurven nach Definition C gebildet und analysiert werden. Da Definition C an markanteren Strukturen des Knies ausgerichtet ist, wird vermutet, dass sich auch die Interobjekt-Varianz mit dieser Definition reduziert.

## 4.2.2 Bewegung in-vivo mit Knochenschrauben

Da nicht genau entschieden werden kann, wie gut die in-vitro Bewegungen mit den Bewegungen eines lebenden Probanden vergleichbar sind, sollen auch in-vivo Bewegungsaufnahmen mit Knochenschrauben gemacht werden. Im Folgenden werden auch die Probanden als Objekte bezeichnet.

### 4.2.2.1 Versuchsaufbau

Ähnlich wie bei [74, 75, 89, 112, 115, 117] werden bei jedem Objekt zunächst Schrauben in Femur und Tibia fixiert. Im Unterschied zu den genannten Verfahren wird bei dieser Studie von jedem Objekt ein CT erstellt, in dem die Knochenschrauben und die Anatomie segmentiert werden können. Das Protokoll für die CT Aufnahme ist in Abschnitt 4.1.1.1 beschrieben. Die

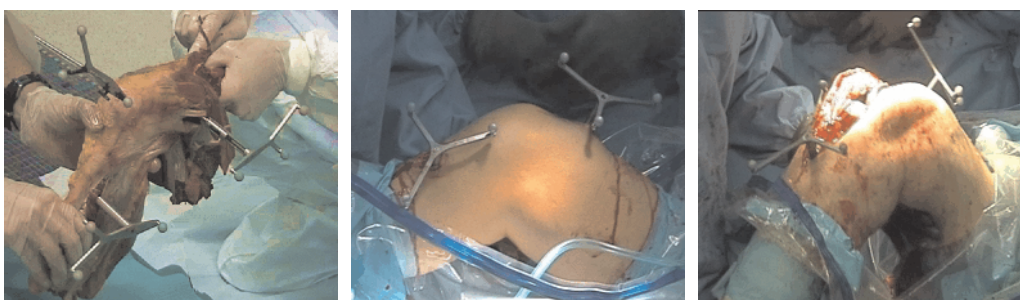


Abbildung 4.4: Bewegungsaufnahme in-vitro (Links) und in-vivo mit Knochenschrauben im präoperativen (Mitte) und postoperativen (Rechts) Zustand.

Implantation der Schrauben und das CT sind Bestandteil einer Therapie eines totalen Kniegelenkersatzes, die mit dem CASPAR<sup>®</sup>-System (URS Ortho, Rastatt) durchgeführt wird. Bei diesem System werden während der Operation die unter der Haut liegenden Knochenschrauben freipräpariert und für die Registrierung verwendet, bevor der Roboter die Lagerflächen der Prothesen in den Knochen fräst. Bei noch nicht eröffnetem Kniegelenk werden Positionselemente an den Knochenschrauben fixiert. Dann wird das Bein mehrfach durch den Operateur gebeugt und die Bewegung mit einem Positionsmesssystem (Polaris<sup>®</sup>, Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada) aufgenommen. Während der Bewegung liegt der Patient auf dem Rücken und ist anästhesiert. Die Registrierung mit Knochenschrauben wurde bereits in Abschnitt 4.2.1.4 beschrieben.

Es wird nur die Bewegung von Femur und Tibia aufgenommen, da mit dem CASPAR<sup>®</sup>-System nur für diese Knochen auch Schrauben implantiert werden. Eine weitere Schraube in die Patella würde ein zusätzliches und nicht vertretbares Trauma für den Patienten bedeuten. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 4.4 zu sehen.

#### 4.2.2.2 Belastungsfälle

Für alle Objekte werden die durch den Operateur durchgeführten passiven Bewegungen im präoperativen Zustand aufgenommen. Um simulierte, postoperative Kinematiken bei gegebener Prothesenposition zu verifizieren, werden für einige Objekte auch postoperative Kinematiken aufgenommen. Bei diesen Bewegungen ist das Kniegelenk eröffnet. Die Lage der implantierten Prothese zum Knochen ist aus der Computer gestützten OP-Planung bekannt.

#### 4.2.2.3 Durchgeführte Messungen

Es wurden sechs Objekte mit dem beschriebenen Versuchsaufbau untersucht. Bei allen Objekten wurden präoperative Bewegungen und bei einigen wurden auch postoperative Bewegungen aufgenommen. Welche Objekte mit welchen Belastungsfällen aufgenommen wurden, ist der Tabelle 4.3 zu entnehmen. Durch die sterile Abdeckung wurde bei den Objekten {16,18} beim Beugeverlauf mindestens eine reflektierende Kugel für das Positionsmesssystem verdeckt. Daher ist bei diesen Objekten nur ein beschränktes Intervall für den Flexionswinkel verfügbar.

Objekt	Seite	präoperativ	postoperativ	Flexion
15	R	X		85°
16	R	X		30°
17	L	X		95°
18	R	X		20°
19	R	X	X	90°
20	L	X	X	100°

Tabelle 4.3: Untersuchte Objekte und Belastungsfälle des in-vivo Versuchs mit Knochenschrauben.

#### 4.2.2.4 Datenanalyse

Die aufgenommenen Rohdaten werden wie in Abschnitt 4.2.1.5 beschrieben aufbereitet und anschließend analysiert. Für die anatomischen Koordinatensysteme wird ebenfalls die Definition C verwendet. Analog zu den in-vitro Aufnahmen wird die Intraobjekt-Varianz, der Unterschied zwischen Flexion und Extension und die Interobjekt-Varianz untersucht.

**Bedeutung der Knieprothese für die Bewegung** Wie stark sich die postoperative von der präoperativen Kinematik unterscheidet, ist abhängig von der geplanten Position der Prothese. Mit der Implantation soll oft nicht nur die verschlissene Gelenkfläche rekonstruiert, sondern auch die mechanische Achse korrigiert werden. Es wird die präoperative mit der postoperativen Kinematik verglichen. Dafür wird für jeden Parameter des KKS die Differenz zwischen prä- und postoperativer Kinematik auf den Mittelwert und die Standardabweichung reduziert.

### 4.2.3 Bewegung in-vivo mit Hautfixierung

Mit den bisher beschriebenen Bewegungsaufnahmen können nur passive Bewegungen aufgenommen werden. Bei der in-vivo Bewegungsaufnahme unter Verwendung von Hautfixierungen kann der Proband verschiedene Belastungsfälle durchführen, da er nicht anästhesiert werden muss.

#### 4.2.3.1 Versuchsaufbau

In Abschnitt 3.1.1.2 sind Ansätze für die Bewegungsaufnahme aufgeführt, die Markierungen auf der Haut verwenden. Dabei werden die Markierungen entweder direkt auf die Haut geklebt oder an Fixierungseinheiten befestigt, die durch die Haut mit den Knochen verklebt werden. Die zuletzt genannten



externen Fixierungen haben den Vorteil, dass sie eine annähernd rigide Verbindung zum Knochen schaffen, was die nachfolgende Registrierung einfach gestaltet. Daher bestand der erste Ansatz in der Entwicklung einer solchen Fixierung.

**Externe Fixierung** In Abbildung 4.5 ist der entstandene Prototyp der externen Fixierung zu sehen. Die Fixierung des Femur verklemmt mit konkav geformten Auflageflächen den medialen gegen den lateralen Epicondylus. An diesen Positionen verschiebt sich die Haut, aber nicht die Seitenbänder gegen den Knochen. Am proximalen Femur wird dieser Körper mit einem Gurt fixiert, um ihn bei Flexion dem Knochen entsprechend zu bewegen. Der Fixierungsrahmen der Tibia wird proximal und distal verklemmt. An der proximalen Tibia wird der Fibulakopf gegen den medialen Epikondylus verklemmt. Distal wird der Tibia-Knöchel gegen den Fibula-Knöchel verklemmt. An beiden Fixierungsrahmen werden jeweils drei Kugeln für das Positionsmesssystem befestigt, um die Bewegung zu messen.

Beim ersten Einsatz der Fixierung zeigte sich, dass sich die Verklemmungen bei leichter Hautverschiebung wieder lösen. Eine festere Verspannung würde dieses Problem vermutlich lösen, jedoch ist dafür eine Analgesie der Kontaktregionen notwendig. Ein weiteres Problem ergab sich beim Laufen. Beim Aufsetzen der Ferse erfahren Knochen und Haut eine andere Beschleunigung als die Fixierung. Bedingt durch die Masse der Fixierung kommt es zu einer Verschiebung zwischen Knochen und Fixierung, durch die sich die Fixierung vom Knochen löst. Eine Reduktion der Masse würde dieses Problem entschärfen, aber nicht lösen. Möglicherweise ist nur eine passive langsame Bewegung messbar. Dieser Ansatz wurde wegen zu geringer Erfolgsaussichten nicht weiter verfolgt.

**Gurte und Landmarken** Statt eines großen Fixierungsrahmens für jeden Knochen werden für die Bewegungsmessung jeweils zwei Gurte verwendet, die durch ihre Vorspannung die Haut-Knochen-Verschiebung reduzieren. In Abbildung 4.5 sind für Femur und Tibia je zwei Gurte und für das Pelvis ein weiterer zu sehen. An jedem Gurt sind zwei Markierungen befestigt, deren Koordinaten mit dem Positionsmesssystem bestimmt werden können. Zusätzlich werden an anatomischen Landmarken weitere Markierungen direkt auf der Haut befestigt. Zu diesen Landmarken zählen das Labium intermedium cristae iliacaе des Pelvis (L1), der Trochanter major (L2) und der Epicondylus lateralis des Femur (L3), das Caput fibulae (L4) und der Malleolus fibulae (L5) sowie die laterale Seite der Phalanx proximalis V des

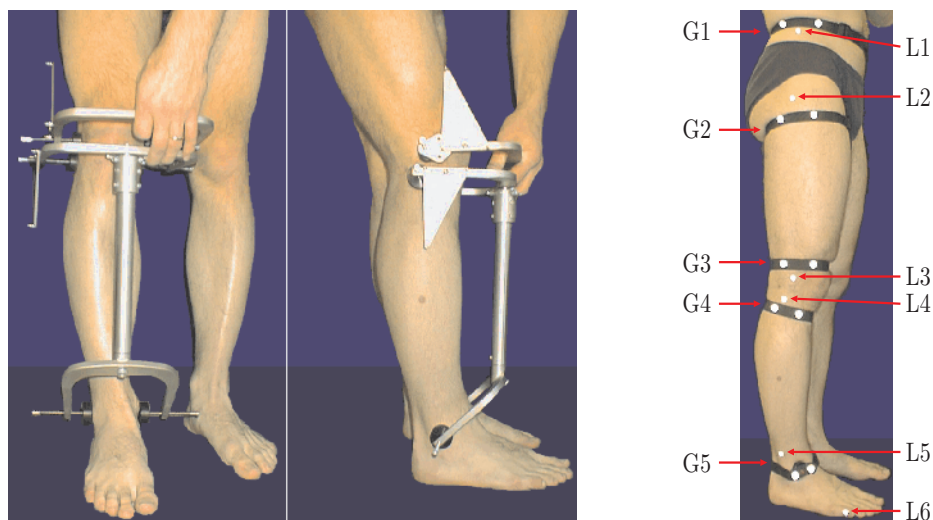


Abbildung 4.5: Hautfixierungen und Markierungen für die in-vivo Bewegungsaufnahme. Links: Alternativ entwickelter und verworfener Ansatz für eine externe Hautfixierung. Rechts: Hautfixierung mit Gurten (G) und Markierungen an einzelnen Landmarken (L).

Fußes (L6). Mit der unten beschriebenen Registrierung kann aus diesen nicht-rigiden Markierungsgruppen die Position der Knochen berechnet werden.

**Laboraufbau** Das zentrale Element des Labors ist das Laufband. Bei diesem für den Fitnessbereich entwickelten Gerät ist die Laufgeschwindigkeit frei wählbar. Im vorderen Bereich hat das Laufband ein Gestell zum Festhalten. Im Abstand von etwa 2 m steht senkrecht zur Laufrichtung das Positionsmesssystem (Polaris<sup>®</sup>, Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada). Links und rechts davon sind zwei Scheinwerfer auf das Laufband gerichtet. Mit einem Winkel von jeweils 45° zueinander sind fünf MiniDV-Camcorder positioniert. Sie filmen die Bewegung mit 50 Hz und speichern das Ergebnis auf den digitalen MiniDV-Kassetten. Hinter dem Laufband wird eine Blue-Box Leinwand positioniert, um die Aufbereitung der Videobilder besser automatisieren zu können. In Abbildung 4.6 ist der Laboraufbau skizziert.

#### 4.2.3.2 Belastungsfälle

Da bei diesen in-vivo Aufnahmen dem Probanden kein Trauma zugefügt wird, kann problemlos eine größere Zahl von Untersuchungen durchgeführt werden. Es werden alle in Tabelle 2.1 aufgeführten Belastungsfälle untersucht. Nach einer Analyse der Kinematik bei den verschiedenen Belastungsfällen soll die

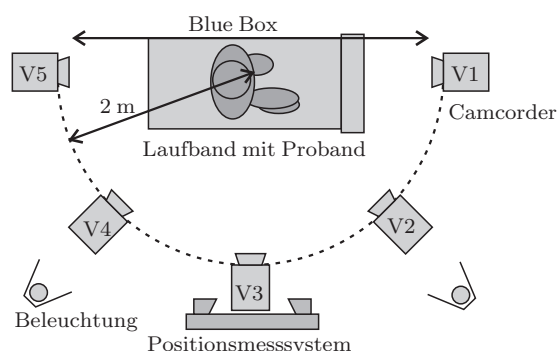


Abbildung 4.6: Versuchsaufbau für die in-vivo Bewegungsaufnahme mit Hautfixierung.

Auswahl einer Untermenge möglich sein, welche die gesamte Menge ausreichend repräsentiert.

#### 4.2.3.3 Durchgeführte Messungen

Es wurden sechs Objekte mit dem beschriebenen Versuchsaufbau untersucht. Bei welchen Objekten welche Belastungsfälle untersucht wurden, ist Tabelle 4.3 zu entnehmen.

Objekt	Seite	WA	JO	RN	CH	FL	CY	PA
21	R	X	X	X	X	X	X	X
22	R	X	X	X	X	X	X	X
23	R	X	X	X	X	X	X	X
24	R	X	X	X	X	X	X	X
25	R	X	X	X	X	X	X	X
26	L	X			X		X	X

Tabelle 4.4: Untersuchte Objekte des in-vivo Versuchs mit Hautfixierung.

#### 4.2.3.4 Registrierung

In Abschnitt 3.1.1.2 wurden Verfahren beschrieben, die aus den Positionen von auf die Haut geklebten Markern die Registrierung von Femur und Tibia und damit deren Lage im Raum berechnen. Dabei wird mit der Anwendung der in Abschnitt 2.3.4 beschriebenen Verfahren vorausgesetzt, dass sich die Lage der zu einem Knochen gehörenden Marker zueinander auch bei Bewegung nicht oder nur unwesentlich ändert. Die Verschiebung zwischen Haut und Knochen bringt jedoch eine deutliche Relativverschiebung mit sich. Mit

leichten Änderungen an dem Verfahren der Registrierung mit korrespondierenden Punkten kann der durch die Hautverschiebung verursachte Fehler reduziert werden.

Es soll ein neues Verfahren vorgestellt werden, welches in zwei Stufen die Registrierung berechnet. In der ersten Stufe wird mit einer Variation der bekannten Verfahren eine initiale Registrierung berechnet. In der zweiten Stufe werden die aus dem MRT gewonnenen Relativpositionen der Tibia zum Femur bei verschiedenen Beugewinkeln verwendet, um für diese Beugewinkel einen Korrekturwert der aus Stufe 1 gewonnenen Kinematik zu berechnen.

**Registrierung im Stand** Um eine initiale Registrierung zwischen dem MRT und dem Ganglabor zu bestimmen, werden die Daten aus beiden Modalitäten aufbereitet. Aus den MRT-Aufnahmen mit gestrecktem Bein ( $S_1$ - $S_4$ ) werden die Oberflächen von Femur, Tibia, Patella, Fibula, Pelvis und Haut extrahiert. Im Ganglabor wird auch mit dem Positionsmesssystem eine Aufnahme in Extension gemacht. Diese Lage der Knochen dient als Referenzstellung ( $RE$ ). In der Referenzstellung wird mit einem Zeigegerät die elliptische Kontur der Fixierungsurte im Koordinatensystem des Positionsmesssystems bestimmt. Aus diesen Konturdaten und den Positionen der Markierungen werden ebenfalls Oberflächenobjekte erzeugt. Die beiden Sätze an Oberflächenobjekten in den Koordinatensystemen des MRT ( $VO$ ) und des Positionsmesssystems ( $RE$ ) werden manuell registriert. Dabei werden die an Landmarken der realen Anatomie positionierten Markierungen (in  $RE$ ) an der durch das MRT gegebenen virtuellen Anatomie (in  $VO$ ) ausgerichtet. Die Landmarken im Bereich der Hüfte und des Sprunggelenks verbessern diesen Prozess. Da die Aufnahmen von MRT und Ganglabor in zwei leicht verschiedenen Beugstellungen entstanden sein können, wird die Registrierung für Femur und Tibia getrennt durchgeführt. Das Ergebnis sind die Transformationen  ${}^{RE}_{VO}\mathbf{F}_F$  und  ${}^{RE}_{VO}\mathbf{F}_T$ .

In Abbildung 4.7 ist das Ergebnis der Registrierung im Stand dargestellt. Die roten Objekte wurden aus Aufnahmen im Ganglabor erzeugt. Die großen Kugeln und die kleinen Scheiben repräsentieren die Markierungen auf den Gurten und an den Landmarken. Die Polygone und die kleinen Kugeln beschreiben die Ausdehnung der Gurte. Die zusammenhängenden Objekte des Positionsmesssystems werden solange verschoben und gedreht, bis sie in allen Bereichen der Anatomie eine gute Kontaktfläche mit den MRT-Daten zeigen.

**Registrierung mit Hautfixierungen** Mit der gewonnenen Transformation der MRT-Daten in die Referenzstellung ist auch die Lage der Markierung-

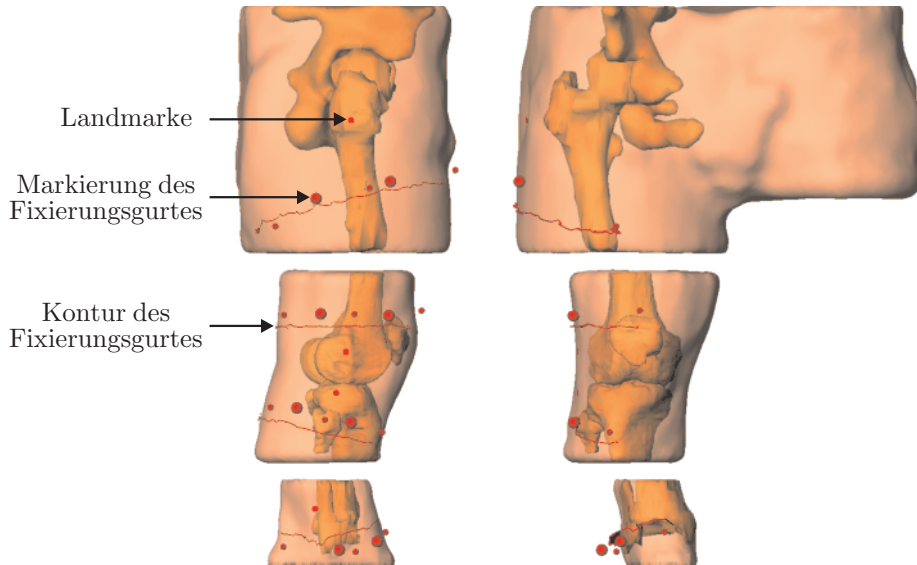


Abbildung 4.7: Registrierung des MRT zum Positionsmesssystem in Extension, dargestellt von lateral (Links) und anterior (Rechts). Alle roten Objekte wurden aus Aufnahmen im Ganglabor gewonnen.

gen von Gurten und Landmarken zur Anatomie bestimmt. Mit dem nächsten Schritt wird für beide Knochen eine Registrierung zwischen der Referenzstellung und der Momentaufnahme einer Bewegung ( $MO$ ) bestimmt, die mit  ${}^{MO}_{RE}\mathbf{F}_{F,Step1}$  bzw.  ${}^{MO}_{RE}\mathbf{F}_{T,Step1}$  bezeichnet wird. Für die Registrierung des Femur werden die Marker von  $G2$ ,  $G3$ ,  $L2$  und  $L3$  verwendet. Für die Tibia sind es  $G4$ ,  $G5$ ,  $L4$  und  $L5$ . Nach Gleichung (2.14) kann aus den Positionen der Marker in Referenzstellung ( ${}^{RE}\vec{M}_i$ ) und in Bewegung ( ${}^{MO}\vec{M}_i$ ) für Femur und Tibia je eine Registriermatrix gewonnen werden. Die nicht rigiden Marker führen dabei zu einem unbefriedigenden Ergebnis. Bei großen Beugewinkeln sind die Gurte  $G2$  und  $G3$  beispielsweise nicht mehr annähernd parallel wie in der Referenzstellung sondern um über  $30^\circ$  zueinander geneigt. Diese Verschiebung hat einen geringeren Einfluss auf das Ergebnis, wenn die posterioren Marker von  $G3$  und  $G4$  übergewichtet werden. Eine 4-fache Nennung dieser Marker zeigt das beste Ergebnis.

**Korrektur mit Schlüsselpositionen** In Abbildung 4.8 ist das Ergebnis der initialen Registrierung zu sehen (blaue Objekte). Es ist erkennbar, dass sich Femur und Tibia durchdringen. Für eine Korrektur werden die MRT Aufnahmen des gebeugten Beines als Schlüsselpositionen verwendet. Die aus dem Referenzvolumen ( $VO = S_1 + S_2$ ) erzeugten Oberflächen der Knochen werden in die Volumina des gebeugten Beines ( $VO_{Fj} = S_5, S_6$ ) eingepasst

( ${}_{VO}^{VO_{Fj}}\mathbf{F}$ ). Das Resultat ist eine exakte Lage der Tibia zum Femur bei zwei weiteren Beugewinkeln (bei Objekt 21:  $20^\circ$  und  $32^\circ$ ). Für einen weiteren Beugewinkel (bei Objekt 21:  $93^\circ$ ) wird die Tibia manuell zum Femur positioniert. Da die Lage von Femur und Tibia in Beugung zu deren Lage in der Referenzstellung bekannt ist, können auch die Marker der Gurte und Landmarken in die Beugestellung transformiert werden:

$${}^{VO_{Fj}}\vec{M}_i = {}_{VO}^{VO_{Fj}}\mathbf{F} {}_{VO}^{RE}\mathbf{F}^{-1} {}^{RE}\vec{M}_i \quad (4.6)$$

Zu den im MRT verwendeten Beugewinkeln des Beines  $Fj$  sind auch die Marker der Bewegungsaufnahme ( ${}^{MO_{Fj}}\vec{M}_i$ ) berechenbar. Mit Gleichung (2.14) kann eine Registrierung zwischen den aus dem MRT gewonnenen theoretischen Markerpositionen und den real aufgenommenen Markerpositionen bestimmt werden, die den Abbildungsfehler  $S$  minimiert:

$${}^{MO_{Fj}}\vec{M}_i = {}_{VO_{Fj}}^{MO_{Fj}}\mathbf{F} {}^{VO_{Fj}}\vec{M}_i + \vec{S}_i \quad (4.7)$$

Wendet man diese Abbildung auf die Marker des MRT an, so erhält man die theoretisch zu erwartenden Positionen der Marker für die mit dem Positionsmesssystem aufgenommene Bewegung:

$${}^{MO_{Fj'}}\vec{M}_i = {}_{VO_{Fj'}}^{MO_{Fj}}\mathbf{F} {}^{VO_{Fj}}\vec{M}_i \quad (4.8)$$

In Abbildung 4.8 sind die real aufgenommenen Markerpositionen  ${}^{MO_{Fj}}\vec{M}_i$  blau und die theoretisch erwarteten Markerpositionen  ${}^{MO_{Fj'}}\vec{M}_i$  rot gefärbt. Bei den vier Schlüsselpositionen sind diese beiden Positionen für alle zu einem Knochen gehörenden Marker bekannt. Die sich ergebende Differenz zwischen Istwert und Sollwert ( $\vec{S}_i$ ) wird über das gesamte Intervall des Flexionswinkels von  $[0^\circ, 100^\circ]$  linear interpoliert (Abbildung 4.8).

Nach Korrektur der Markerpositionen wird die Registrierung der aufgenommenen Bewegung ein zweites Mal durchgeführt. Es wird der Flexionswinkel der Momentaufnahme bestimmt und zu diesem Winkel werden die Korrekturwerte der einzelnen Markerkoordinaten bestimmt. Die verschobenen Marker werden erneut zu den Markern der Referenzstellung registriert und es wird die Registriermatrix  ${}_{RE}^{MO}\mathbf{F}_{F,Step2}$  bzw.  ${}_{RE}^{MO}\mathbf{F}_{T,Step2}$  berechnet. Bei dieser Stufe ist der zu erwartende Registrierfehler klein und das Problem der nicht rigiden Marker deutlich reduziert.

In Abbildung 4.8 ist gut erkennbar, dass sich die Knochen bei der initialen Registrierung um mehrere Millimeter durchdringen. Die korrigierte Registrierung zeigt eine plausible Lage der Knochen zueinander.

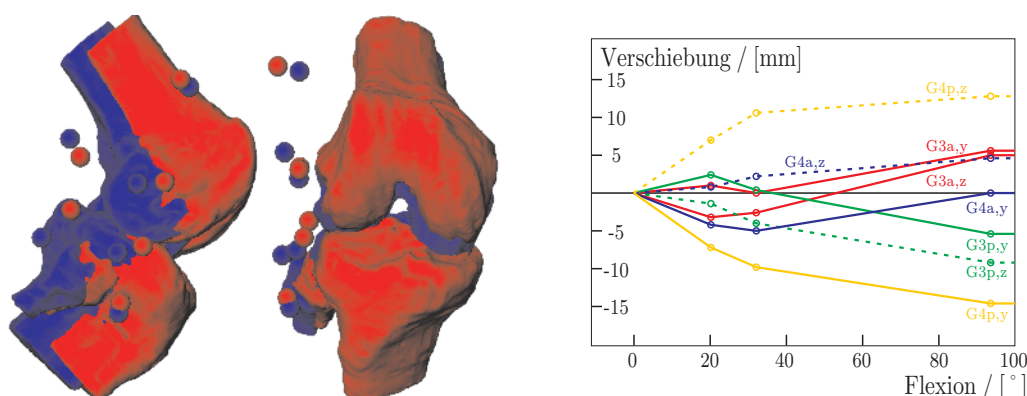


Abbildung 4.8: Korrektur der Marker in Beugung. Links: Marker und Knochen mit initialer (Blau) und korrigierter (Rot) Registrierung. Rechts: Differenz zwischen initialer Registrierung und Schlüsselpositionen bezogen auf einzelne Markerkoordinaten.

#### 4.2.3.5 Validierung der Bewegungsaufnahme

Da es kein Verfahren für eine präzise und nicht verfälschende Bewegungsaufnahme in-vivo gibt, ist eine eindeutige Validierung des neu entwickelten Verfahrens nicht möglich. Für die Validierung der in Abschnitt 3.1.1.2 beschriebenen Verfahren der indirekten Bewegungsaufnahme wurden meist Knochenfixierungen oder Knochenschrauben verwendet, die erheblichen Einfluss auf die Kinematik haben. Bei dem für diese Arbeit verwendeten Verfahren sollen einzelne notwendige Kriterien für eine korrekte Kinematik überprüft werden. Dazu gehören die plausiblen Kontaktflächen zwischen Femur und Tibia, die Kongruenz mit den im MRT gewonnenen Schlüsselpositionen und die Lage der Knochen relativ zur umgebenden Haut. Diese Kriterien werden exemplarisch bei Objekt 21 geprüft.

**Validierung mit Kontaktflächenbestimmung** Da sich Femur und Tibia nicht durchdringen können und während des gesamten Beugeverlaufs berühren, gibt es für die mediale und die laterale Kondyle jeweils eine Kontaktfläche. In Abbildung 4.9 sind die aus dem MRT gewonnenen Oberflächen von Femur und Tibia inklusive der zugehörigen Knorpelschichten bei verschiedenen Beugewinkeln abgebildet. Dabei wird die Kinematik zu Grunde gelegt, die durch Mittelung der Aufnahmen von Kniebeugen gewonnen wurde. Zu jedem Punkt der Femuroberfläche wird der kürzeste Abstand zur Tibiaoberfläche berechnet und farblich kodiert. Wenn sich die beiden Knochen an diesem Punkt des Femurs nicht berühren, so ist der Abstand positiv. Liegt die Oberfläche des Femurs innerhalb der Tibiafläche, so ist der Abstand negativ. Analog wird bei der Färbung der Tibiaoberfläche verfahren. Für

beide Kondylen sollten im Idealfall nur positive Abstände auftreten, die in einer kleinen Region gegen Null streben.

In Abbildung 4.9 ist zu erkennen, dass sich die beiden Knochen bei  $0^\circ$  Beugung nicht nur in zwei Punkten berühren, sondern jeweils bis zu 1,5 mm durchdringen. Nach Segmentierung und Aufbereitung der Knochenoberflächen beschreiben diese virtuellen Oberflächen ein etwas größeres Volumen als der reale Knochen. Mit Ausnahme der  $60^\circ$  Beugung bleibt der Grad der Knochendurchdringung bei den anderen Beugestellungen konstant. Bei  $60^\circ$  Beugung erhöht sich die Durchdringung um etwa 3 mm. Bei allen abgebildeten Beugewinkeln zeigen sich plausible Kontaktflächen zwischen Femur und Tibia. Das Abrollen des Femurs auf der Tibia nach posterior ist besonders gut zu erkennen.

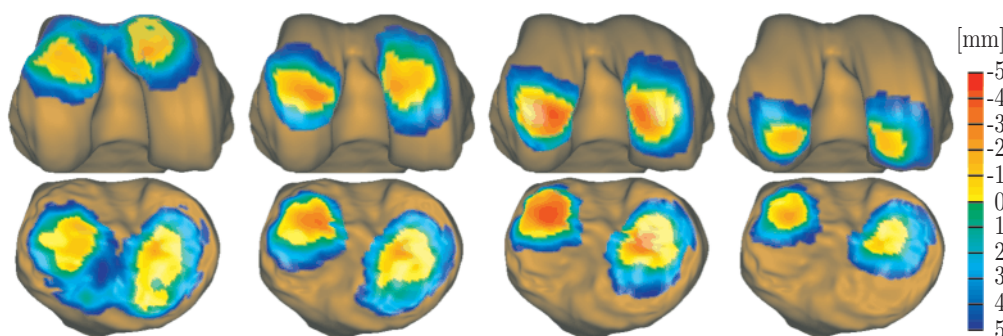


Abbildung 4.9: Validierung der Bewegungsaufnahme mit Hautfixierung durch Kontaktflächenbestimmung. Der Abstand zwischen den Knorpel­flächen der beiden Knochen von Objekt 21 bei den Beugewinkeln  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  (von links nach rechts) ist farblich kodiert.

**Validierung mit Schlüsselpositionen** Für einige diskrete Flexionswinkel ist der Fehler der Kniekoordinaten anhand der MRT-Aufnahmen genau bestimmbar. Bei den Aufnahmen mit gebeugtem Bein lässt sich die relative Lage der Tibia zum Femur genau bestimmen, indem die aus dem Referenzvolumen segmentierten Knochenoberflächen in die Volumina mit gebeugtem Bein eingepasst werden. Zu den Flexionswinkeln dieser Schlüsselpositionen lassen sich auch die Kniekoordinaten der gemessenen und berechneten Kinematik bestimmen. Dabei wird die gemittelte Kinematik von Kniebeugen verwendet. In Tabelle 4.5 sind die Differenzen zwischen dem aus dem MRT gewonnenen Goldstandard und den gemessenen Kniekoordinaten für die vier Beugepositionen gegeben. Es zeigt sich, dass der Messfehler bei der Abduktion weniger als  $2^\circ$  und bei der Innenrotation etwa  $3^\circ$  beträgt. Die Translationen zeigen Messfehler bis etwa 1,5 mm.



$k_{r1}$	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
0°	0,40°	0,88°	0,24 mm	0,27 mm	0,39 mm
23°	0,59°	3,16°	0,49 mm	1,42 mm	0,36 mm
36°	1,89°	0,55°	0,75 mm	0,91 mm	0,15 mm
97°	0,68°	0,95°	0,94 mm	1,29 mm	0,62 mm

Tabelle 4.5: Fehler der berechneten Kinematik bei Schlüsselpositionen.

**Validierung mit Videobildüberlagerung** Da die Bewegungen zeitgleich mit dem Positionsmesssystem und den Videokameras aufgenommen werden, ist es möglich, die aus den Markerpositionen berechneten Positionen der Knochen zu verwenden, um diese in die Videosequenzen einzublenden. Damit kann das notwendige Kriterium der plausiblen Lage der Knochen zu den Weichteilen geprüft werden. Die Knochen müssen stets komplett innerhalb der Haut liegen und in Regionen mit geringer Weichteilbedeckung der Knochen müssen die Konturen der Knochen zu den Konturen der Haut passen.

In Abschnitt 2.4 ist die für die Bildüberlagerung notwendige Kalibrierung von einer Videokamera zum Positionsmesssystem beschrieben. Vor einer Sitzung mit mehreren Bewegungsaufnahmen werden alle Videokameras geometrisch zum Positionsmesssystem kalibriert. Dazu werden jeweils 40 reflektierende Kugeln im Messvolumen (medial-lateral: 40 cm, anterior-posterior: 130 cm, proximal-distal: 110 cm) positioniert. Ein Schnappschuss mit beiden Systemen liefert 40 Vektoren ( $\vec{P}_{w,i}$ ) in Koordinaten des Positionsmesssystems (Weltkoordinatensystem) und eine 720x576 Pixel große Bitmap für jedes Videosystem. Bei der Aufnahme werden die Markierungen aus Richtung der Videokamera beleuchtet, damit sie sich hell und scharf in der Bitmap abbilden. Die Kugeln werden automatisch segmentiert, und die Pixelkoordinaten der zugehörigen Schwerpunkte werden berechnet ( $\vec{P}_{b,i}$ ).

Die Kalibrierung wird für das Kameramodell sowohl ohne Linsenverzerrung als auch mit Linsenverzerrung berechnet. In Tabelle 4.6 sind die mit Gleichung (2.28) bestimmten Kalibrierfehler für beide Modelle als Mittelwert mit Standardabweichung angegeben. Es ist zu erkennen, dass der mittlere Fehler bei berücksichtigter Linsenverzerrung leicht kleiner ist als ohne Linsenverzerrung. Signifikanter ist der Unterschied bei der Standardabweichung und beim maximalen Fehler für einen Kalibrierpunkt. Das einfache Modell bildet nur den zentralen Bereich des Arbeitsvolumens gut ab und führt zu größeren Fehlern am Rand. Der große Unterschied zwischen den beiden Kalibriermodellen bei Kamera 3 ist ein Indiz für eine schlechte Optik der Kamera. In dem beschriebenen Laboraufbau sind die Videokameras etwa 2 m vom Zentrum

Nummer	Kamera Modell	Kalibrierfehler $e$ / [Pixel]	
		ohne Verzerrung	mit Verzerrung
1	Sony DCR-PC3E	$0,36 \pm 0,20$	$0,18 \pm 0,10$
2	Panasonic NV-DS15	$0,29 \pm 0,12$	$0,21 \pm 0,11$
3	Panasonic NV-DS5	$0,82 \pm 0,52$	$0,21 \pm 0,11$
4	Panasonic NV-DA1	$0,79 \pm 0,46$	$0,64 \pm 0,38$
5	Panasonic NV-DA1	$0,34 \pm 0,21$	$0,20 \pm 0,10$

Tabelle 4.6: Geometrische Kalibrierung der Videokameras.

des Laufbandes entfernt. Bei diesem Abstand und dem gewählten Zoom der Kameras entspricht ein Pixel der Kamerabitmap bezogen auf das Zentrum des Laufbandes etwa 2 mm.

Um auch die schnellen Bewegungen beim Laufen ohne Bewegungsartefakte filmen zu können, werden die Shutter der Kameras auf  $\frac{1}{180}$  Sekunde eingestellt.

Für jede aufgenommene Bewegung können die vom Positionsmesssystem lokalisierten Markierungen und die registrierten Knochen in jede einzelne Kamera-Bitmap abgebildet werden. Dazu wird für jedes Einzelbild die zeitlich korrespondierende Verschiebung des abzubildenden Objekts in Weltkoordinaten bestimmt und das Oberflächenobjekt entsprechend transformiert. Für die Abbildung von Oberflächen in eine Bitmap wird die Render-Engine der OpenGL-Softwarebibliothek verwendet. Die gewonnenen Kameraparameter für das Modell ohne Linsenverzerrung können direkt für die Parametrisierung der OpenGL-Kamera verwendet werden. Die aufgeführten Kalibrierergebnisse sind für die gewünschte Anwendung ausreichend gut. Wenn auch die Linsenverzerrung berücksichtigt werden soll, muss die resultierende OpenGL-Bitmap noch mit den ermittelten Verzerrungsparametern nachbearbeitet werden.

In Abbildung 4.10 sind die berechneten Positionen von Femur und Tibia verwendet worden, um diese Knochen in die Videobilder einzublenden. Es ist zu erkennen, dass die Knochen eine plausible Lage zueinander zeigen, und dass sie auch gut zu den Konturen der Hautoberfläche passen. Besondere Überprüfung erfahren die kniegelenkfernen Regionen von Femur und Tibia, die mit den zuerst genannten Verfahren noch nicht weiter untersucht wurden. Auch im Bereich von Hüfte und Sprunggelenk liegen die eingeblendeten Knochen plausibel innerhalb der abgebildeten Hülle aus Haut.

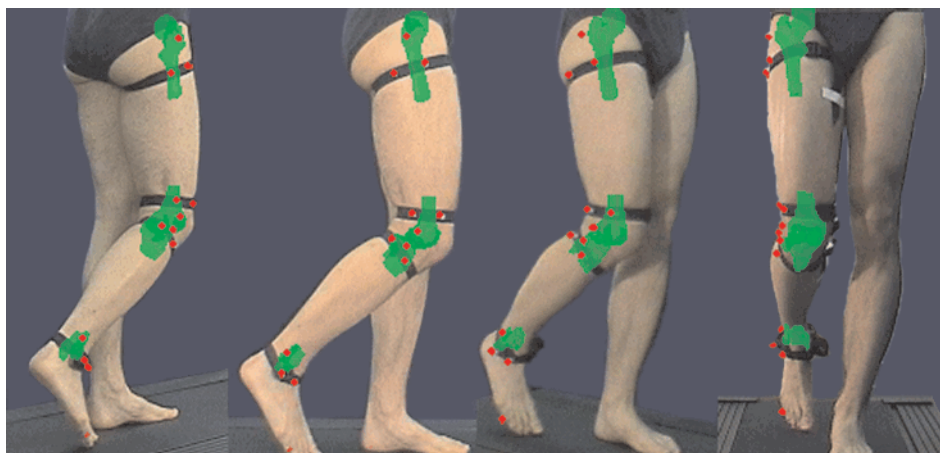


Abbildung 4.10: Validierung der Bewegungsaufnahme mit Hautfixierung durch Videoüberlagerung.

#### 4.2.3.6 Datenaufbereitung

Um die Analyse der Bewegungen vergleichbarer zu machen, werden alle Bewegungsdaten vom Koordinatensystem des Positionsmesssystem in das Koordinatensystem des Ganglabors transformiert. Auch dieses Koordinatensystem orientiert sich am DICOM-Standard. Der Ursprung liegt in der Ebene des Bodens bzw. des Laufbandes etwa an der Position, an der die Bewegung stattfindet. Die z-Achse ist senkrecht zum Boden und zeigt vom Fuß zum Kopf, die y-Achse ist entgegen der Laufrichtung gerichtet.

**Identifikation des Gangzyklus** Wie in Abschnitt 3.1.2 beschrieben, werden die Kinematikdaten entweder als Funktion des Beugewinkels oder als Funktion des Fortschritts im Gangzyklus analysiert. Die Definition des Gangzyklus (siehe Abschnitt 2.3) basiert auf Ereignissen wie dem ersten und letzten Kontakt des Standbeines mit dem Boden. Diese Ereignisse müssen in den aufgenommenen Bewegungen zunächst identifiziert werden. In [68] werden Verfahren zur Lösung dieses Problems beschrieben. Dabei geht der Autor davon aus, dass der Proband durch das Ganglabor geht. Unter diesen Voraussetzungen sind die beiden Ereignisse gut mit den vertikalen Geschwindigkeiten bzw. den vertikalen Beschleunigungen des an einem Zeh befestigten Markers bestimmbar. Da für diese Studie ein Laufband verwendet wurde, eignen sich noch andere Signale, die nicht ein oder zwei Mal abgeleitet werden müssen.

Beim Gehen und Laufen auf dem Laufband zeigt die y-Koordinate eines

Markers im Fußbereich den Anfang und das Ende der Standphase an. Sobald der Fuß den Boden berührt wird dieser mit der Geschwindigkeit des Laufbandes nach posterior bewegt. Der Zeitpunkt, zu dem die y-Koordinate des Markers minimal wird, d.h. der Marker am weitesten anterior ist, entspricht dem Aufsetzen der Ferse. Analog entspricht der maximale Wert der y-Koordinate dem Abheben des Zehs und damit dem Ende der Standphase. Der posteriore Marker des Gurtes  $G5$  wird für diese Analyse verwendet, da er den geringsten Abstand zu dem Kontaktpunkt zwischen Ferse und Boden hat.

Beim Vergleich mehrerer Gangzyklen zeigen sich Unterschiede, die auf eine unterschiedliche Schrittlänge zurückzuführen sind. Obwohl alle Probanden eine Einlaufzeit von einer Minute hatten, schwankt die Schrittlänge um mehr als 15 cm. Der Einfluss der Schrittlänge auf die Vergleichbarkeit der Gangzyklen wird geringer, wenn die Stand- und die Schwungphase getrennt normiert werden. Damit definiert das Aufsetzen der Ferse die 0% bzw. 100% Marke und das Abheben des Zehs die 60% Marke des Gangzyklus.

**Mittelung der Kinematikkurven** Für die weitere Analyse der Kinematikdaten werden die aus mehreren Gangzyklen gewonnenen Kurven der Kniekoordinaten zunächst gemittelt. Dafür werden bei den Belastungsfällen CH, FL, PA jeweils 5 Zyklen, bei WA, CY jeweils 10 Zyklen, bei JO 15 Zyklen und bei RN 20 Zyklen verwendet. Jede Momentaufnahme einer Bewegung liefert für jede Koordinate des KKS-Vektors einen Stützpunkt, der über dem Flexionswinkel oder über dem Fortschritt im Gangzyklus abgebildet wird. Die Menge aller Stützpunkte umschließt die Mittelwertkurve.

Um die Mittelwertkurve zu erzeugen, wird zwischen den ungleichmäßig verteilten Stützpunkten linear interpoliert und in 1% bzw.  $1^\circ$  Schritten neu diskretisiert. Mit einem Tiefpass wird aus diesem Signal das hochfrequente Rauschen eliminiert. Für den Tiefpass wird ein FIR-Filter verwendet. Bei CH, FL, PA, WA, CY wird ein Filter der Ordnung  $n=20$  mit einer Periodenlänge  $\lambda=16[\%,^\circ]$  verwendet. Da die Dichte der Stützpunkte bei den schnellen Laufbewegungen abnimmt wird ein Tiefpass mit einer noch kleineren Grenzfrequenz verwendet. Bei JO wird  $n=30$ ,  $\lambda=20[\%,^\circ]$  und bei RN wird  $n=40$ ,  $\lambda=25[\%,^\circ]$  verwendet.

Bei der Abbildung über den Gangzyklus sollen die Werte von 0% auch den Werten von 100% entsprechen. Damit diese Rahmenbedingung auch für die Mittelwertkurve noch annähernd gültig ist, werden die Stützpunkte für die Intervalle  $[-50\%,0\%]$  und  $[100\%,150\%]$  durch Verschiebung hinzugefügt.

Bei der Abbildung über den Flexionswinkel wird, analog zu den Aufnahmen mit Knochenschrauben, die Extensions- und die Flexionsphase getrennt analysiert. Dieses ist jedoch nur bei den Belastungsfällen CH, FL, CY, PA möglich. Bei den verschiedenen Formen des Laufens ist diese Trennung nicht sinnvoll.

Die Kniekoordinaten beziehen sich auf die Definition C der anatomischen Koordinatensysteme (2.3.1.1). Sie entsprechen den Cardan-Winkeln von Grood und Suntay (2.3.1.2).

#### 4.2.3.7 Datenanalyse

**Intraobjekt-Varianz** Für die 5 bis 20 Wiederholungen eines Belastungsmusters wird die mittlere Standardabweichung  $\bar{\sigma}$  und die relative Streuung  $CV$  berechnet. Dabei werden exemplarisch nur die Belastungsmuster WA und FL untersucht. Für das Belastungsmuster WA werden die Kniekoordinaten als Funktion des Gangzyklus analysiert. Der Gangzyklus wird entweder durch das erste und zweite Aufsetzen der Ferse oder durch die beiden Abschnitte der Stand- und Schwungphase mit dem Abheben des Zehs bei 60% definiert. Für beide Belastungsmuster werden die Kniekoordinaten als Funktion des Flexionswinkels untersucht. Die Geh-Bewegung liefert dabei jedoch nur Flexionswinkel bis etwa 60°. Bei der FL-Bewegung wird sowohl der gesamte Zyklus als auch die isolierte Extensionsbewegung analysiert.

**Unterschiede zwischen den Belastungsfällen** Bei den Laufbewegungen WA, JO und RN werden die Kniekoordinaten in Abhängigkeit des Gangzyklus miteinander verglichen.

Während die Gangzyklen deutliche Unterschiede erwarten lassen, kann angenommen werden, dass sich die Kniekoordinaten als Funktion des Flexionswinkels nicht signifikant unterscheiden. Um dieses zu untersuchen, wird die Varianz der Kniekoordinaten zwischen allen Belastungsfällen berechnet.

**Unterschied zwischen Flexion und Extension** Es soll geprüft werden, wie stark sich die Kurven der Flexions- und der Extensionsphase unterscheiden. Da eine Unterscheidung zwischen Extension und Flexion nur bei den Belastungsfällen CH, FL, CY und PA sinnvoll ist, werden nur diese analysiert. Es wird die Differenz zwischen Flexions- und Extensionsbewegung auf den Mittelwert und die Standardabweichung reduziert.

**Interobjekt-Varianz** Für alle untersuchten Objekte wird die Varianz der Kniekoordinaten berechnet. Bei dem Belastungsfall WA werden diese abhängig vom Gangzyklus und beim Belastungsfall FL abhängig vom Flexionswinkel berechnet.

## 4.3 Analyse der Kinematiken

Mit den im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Verfahren werden für alle Testobjekte Bewegungen aufgenommen. Auch die Methoden für die Analyse der Daten wurden bereits beschrieben. Es folgt eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

### 4.3.1 Bewegung in-vitro

#### 4.3.1.1 Intraobjekt-Varianz

In Tabelle 4.7 sind die Werte von  $\bar{\sigma}$  und  $CV$  für die Objekte {1-12,14} mit passiver Bewegung und für die Objekte {9,10,11,13,14} mit aktiver Bewegung aufgeführt.

Bei aktiver Bewegung zeigen alle Parameter der Kniekoordinaten eine gemittelte Streuung unter  $0,2^\circ/0,3$  mm. Bei passiver Bewegung fällt die Streuung für die Rotationen im Besonderen bei der Innenrotation deutlich größer aus. Sie liegt aber auch hier unter  $1,4^\circ$ .

Die Streuungen für die Extensions- und Flexions-Zyklen sind ähnlich groß.

	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
	$\bar{\sigma}[^\circ] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[^\circ] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]
PA / Flexion	0,30/14,2	1,37/16,7	0,18/ 2,3	0,31/ 2,3	0,16/ 0,9
PA / Extension	0,41/19,0	1,11/17,0	0,16/ 2,0	0,30/ 2,5	0,18/ 0,9
AK / Flexion	0,10/ 5,3	0,18/ 2,9	0,16/ 2,2	0,27/ 1,8	0,18/ 1,0
AK / Extension	0,09/ 5,1	0,17/ 3,4	0,13/ 1,6	0,24/ 1,7	0,17/ 0,8

Tabelle 4.7: Intraobjekt-Varianz bei in-vitro Bewegungen.

#### 4.3.1.2 Unterschied zwischen Flexion und Extension

Der Unterschied zwischen Flexion und Extension wurde für passive Bewegungen bei den Objekten {1-12,14} und für aktive Bewegungen bei den Objekten

{9,10,11,13,14} bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.8 zusammengestellt.

Lediglich die Innenrotation zeigt einen erkennbaren Unterschied zwischen den beiden Phasen der Bewegung. Bei Extension ist die Tibia durchschnittlich  $0,5^\circ$  bzw.  $0,2^\circ$  weiter nach innen rotiert als bei einer Flexionsbewegung. Da diese Werte kleiner als die mittlere Standardabweichung bei der Intraobjekt-Varianz sind, kann man diesen Unterschied nicht als signifikant ansehen.

	$k_{r2}$ [ $^\circ$ ]	$k_{r3}$ [ $^\circ$ ]	$k_{t1}$ [mm]	$k_{t2}$ [mm]	$k_{t3}$ [mm]
PA	$0,01 \pm 0,50$	$-0,54 \pm 1,38$	$0,00 \pm 0,11$	$0,15 \pm 0,35$	$-0,00 \pm 0,09$
AK	$0,01 \pm 0,05$	$-0,19 \pm 0,15$	$-0,03 \pm 0,11$	$0,05 \pm 0,10$	$-0,00 \pm 0,04$

Tabelle 4.8: Unterschied zwischen Flexion und Extension bei in-vitro Bewegungen. Angegeben sind Mittelwert $\pm$ Streuung der Differenz *Flexion* – *Extension*.

#### 4.3.1.3 Unterschied zwischen passiver und aktiver Bewegung

Bei den Objekten {9,10,11,14} wurden Aufnahmen mit aktiver und passiver Bewegung durchgeführt. Hier wurde die mittlere Differenz zwischen den beiden Kinematiken getrennt für Extensions- und Flexions-Zyklen bestimmt und in Tabelle 4.9 aufgeführt.

Alle Parameter des KKS zeigen Unterschiede zwischen den beiden Bewegungsformen, wobei die Unterschiede bei einigen Parametern signifikant sind. Bei aktiver Bewegung ist die Tibia um einige  $\frac{1}{10}$  mm mehr nach medial, posterior und proximal verschoben und um etwa  $1^\circ$  mehr nach innen rotiert als bei passiver Bewegung. Diese Differenz ist bei Extension kleiner als bei Flexion. Daher wird bei folgenden Versuchen zum Teil nur die Extensionsbewegung berücksichtigt, bei der die beiden Belastungsmuster aktiv und passiv austauschbar sind.

	$k_{r2}$ [ $^\circ$ ]	$k_{r3}$ [ $^\circ$ ]	$k_{t1}$ [mm]	$k_{t2}$ [mm]	$k_{t3}$ [mm]
Flexion	$-0,34 \pm 0,41$	$-2,20 \pm 2,28$	$-0,33 \pm 0,07$	$-0,55 \pm 0,50$	$-0,44 \pm 0,40$
Extension	$-0,38 \pm 0,19$	$-1,10 \pm 2,78$	$-0,38 \pm 0,29$	$-0,22 \pm 0,44$	$-0,24 \pm 0,37$

Tabelle 4.9: Unterschied zwischen passiver und aktiver Bewegung bei in-vitro Bewegungen. Angegeben sind Mittelwert $\pm$ Streuung der Differenz *passiv* – *aktiv*.

#### 4.3.1.4 Bedeutung des LCA für die Kinematik

Bei den Objekten {9,11} mit passiver Bewegung und den Objekten {9,10,11, 13} mit aktiver Bewegung wurden Aufnahmen mit intaktem und durchtrenntem LCA durchgeführt. Die Differenzen zwischen den beiden Versuchsreihen können Tabelle 4.10 entnommen werden.

Bei passiver Belastung ist die Tibia bei durchtrenntem LCA weiter nach lateral, posterior und distal verschoben bzw. weiter nach außen rotiert. Am deutlichsten ist die Verschiebung nach posterior. Bei der aktiven Belastung ist der Effekt des durchtrennten LCA weniger ausgeprägt. Da der Zug an der Quadrizepssehne über die Patella abgelenkt wird und von anterior-proximal an die Tibia angreift, ist der entsprechende Kraftvektor annähernd parallel zu dem Kraftvektor, der beim gesunden Knie vom LCA beigetragen wird. Bei dieser Belastung (Streckung) ist das LCA ersetzbar, bei aktiver Beugung dürfte sich die posteriore Verschiebung noch weiter verstärken.

	$k_{r2}$ [°]	$k_{r3}$ [°]	$k_{t1}$ [mm]	$k_{t2}$ [mm]	$k_{t3}$ [mm]
PA	0,10±0,03	1,07±1,51	0,28±0,03	-0,55±0,43	0,42±0,30
AK	-0,04±0,33	0,26±0,53	-0,00±0,24	0,02±0,29	-0,02±0,50

Tabelle 4.10: Bedeutung des LCA für die Bewegung in-vitro. Angegeben sind Mittelwert±Streuung der Differenz *mit – ohne* LCA.

#### 4.3.1.5 Interobjekt-Varianz

Für die Objekte {1-10,14} wurden die absoluten und relativen Streuungen zwischen den Objekten berechnet und in Tabelle 4.11 zusammengetragen. Da die oben genannten Ergebnisse zeigen, dass die Extensionsbewegung bei passiver Belastung für die Kinematik des Kniegelenks ausreichend repräsentativ ist, wurde nur diese Bewegung analysiert.

Die zunächst verwendete Definition B der anatomischen Koordinatensysteme liefert eine Streuung von 2-3 mm bei der Translation. Während die Abduktion mit einer Streuung unter 1° gut vergleichbar ist, zeigt die Innenrotation mit einer Streuung von 6° bzw. 111% eine schlechte Vergleichbarkeit. Ein Grund dafür dürfte die unscharfe Definition der medial-lateral Achse des TKS sein. Die Definition C kompensiert diese Schwachstelle der anatomischen Koordinatensysteme. Es ist erkennbar, dass die Unterschiede bei Innenrotation und allen Translationen kleiner werden. Da alle Parameterkurven dichter an die Abszisse gezogen werden, ist erklärbar, dass die relative Streuung bei



Definition C zum Teil größer ist als bei Definition B, obwohl die absolute Streuung kleiner ist. Die über alle beteiligten Objekte gemittelte Kinematik unter Verwendung der beiden Definitionen für die anatomischen Koordinatensysteme ist in Abbildung 4.11 zu sehen.

	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
AKS	$\bar{\sigma} [^\circ] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [^\circ] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [\text{mm}] /$ CV[%]
B	0,87/32,4	6,11/111,9	2,14/25,6	2,74/21,4	2,38/12,7
C	0,95/46,9	4,52/44,3	1,71/43,1	1,82/48,3	1,47/10,4

Tabelle 4.11: Interobjekt-Varianz bei in-vitro Bewegungen.

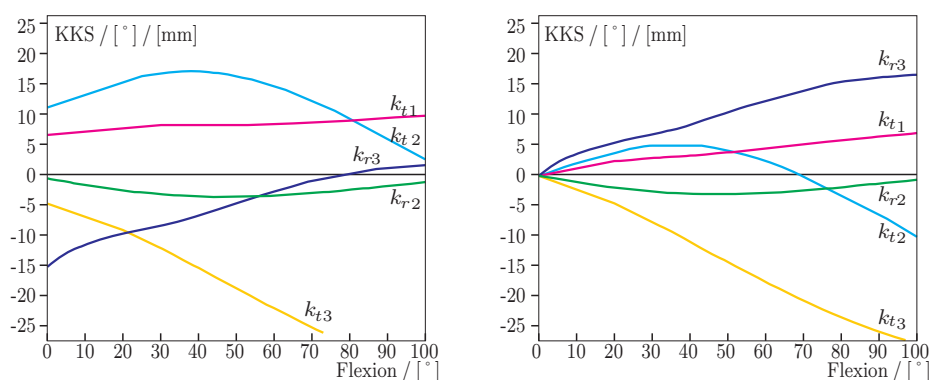


Abbildung 4.11: Kinematik des Femorotibialgelenks über den Flexionswinkel bei in-vitro Bewegungen. Anatomisches Koordinatensystem nach Definition B (Links) und C (Rechts).

## 4.3.2 Bewegung in-vivo mit Knochenschrauben

### 4.3.2.1 Intraobjekt-Varianz

In Tabelle 4.12 sind die Werte von  $\bar{\sigma}$  und  $CV$  für das Objekt {19} aufgeführt. Mit einer mittleren Streuung unter  $0,7^\circ$  bzw.  $0,4 \text{ mm}$  sind die Bewegungen für das geplante Modell ausreichend gut reproduzierbar. Die postoperative Bewegung mit der neu implantierten Prothese zeigt eine etwas größere Streuung als die präoperative Bewegung. Ein Grund dafür könnte der eröffnete Kapselapparat und die zum Teil resezierten Weichteile sein, die beide für ein etwas instabileres Kniegelenk verantwortlich sind. In der Rehabilitationsphase wird der Bandapparat wieder gestrafft und die Stabilität wieder hergestellt.

	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
	$\bar{\sigma} [^\circ] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [^\circ] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma} [\text{mm}] /$ CV[%]
PräOP/Flexion	0,25/ 5,8	0,61/ 7,2	0,12/ 1,9	0,40/ 2,8	0,10/ 0,9
PräOP/Extension	0,40/ 8,3	0,75/ 9,3	0,14/ 2,2	0,24/ 1,6	0,20/ 1,6
PostOP/Flexion	0,50/21,9	0,77/ 8,7	0,33/ 3,0	0,35/ 2,0	0,23/ 2,0
PostOP/Extension	0,28/14,2	0,92/16,2	0,20/ 1,8	0,27/ 1,4	0,18/ 1,5

Tabelle 4.12: Intraobjekt-Varianz bei in-vivo Bewegungen mit Knochenschrauben.

#### 4.3.2.2 Unterschied zwischen Flexion und Extension

Der Unterschied zwischen Flexion und Extension wurde für passive Bewegungen im präoperativen Zustand bei den Objekten {15-20} bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.13 zusammengestellt. Bei der Extension ist die Tibia um fast  $1^\circ$  weiter nach außen rotiert und 0,2 mm weiter nach posterior verschoben als bei der Flexion. Die anderen Parameter des KKS zeigen keinen Unterschied zwischen den beiden Phasen der Bewegung.

$k_{r2} / [^\circ]$	$k_{r3} / [^\circ]$	$k_{t1} / [\text{mm}]$	$k_{t2} / [\text{mm}]$	$k_{t3} / [\text{mm}]$
-0,11±0,25	0,92±0,49	-0,02±0,06	-0,21±0,24	0,08±0,14

Tabelle 4.13: Unterschied zwischen Flexion und Extension bei in-vivo Bewegungen mit Knochenschrauben. Angegeben sind Mittelwert±Streuung der Differenz *Flexion* – *Extension*.

#### 4.3.2.3 Bedeutung der Knieprothese für die Bewegung

Der Unterschied zwischen Bewegungen im prä- und postoperativen Zustand wurde bei den Objekten {19,20} bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.14 zusammengestellt. Die Kinematiken der beiden Zustände unterscheiden sich um mehrere Grad bzw. Millimeter. Dieses ist ein Hinweis darauf, dass eine Simulation der postoperativen Kinematik für die Planung der Prothesenposition sehr hilfreich sein kann, denn eine biomechanisch nicht optimale Kinematik ist mit erhöhtem Verschleiß der Prothese verbunden.

$k_{r2} / [^\circ]$	$k_{r3} / [^\circ]$	$k_{t1} / [\text{mm}]$	$k_{t2} / [\text{mm}]$	$k_{t3} / [\text{mm}]$
-4,25±1,59	3,12±1,14	-3,69±0,22	-3,05±0,72	-2,23±1,18

Tabelle 4.14: Bedeutung der Knieprothese für die Bewegung in-vivo Bewegungen mit Knochenschrauben. Angegeben sind Mittelwert±Streuung der Differenz *praeoperativ* – *postoperativ*.

#### 4.3.2.4 Interobjekt-Varianz

Für die Objekte {15-20} wurden die absoluten und relativen Streuungen zwischen den Objekten berechnet und in Tabelle 4.15 zusammengetragen. Da die oben genannten Ergebnisse zeigen, dass die Extensionsbewegung für die Kinematik des Kniegelenks ausreichend repräsentativ ist, wurde nur diese Bewegung analysiert. Auch hier sind die Streuungen bei der Verwendung der Definition C für die anatomischen Koordinatensysteme etwas geringer als bei Definition B.

AKS	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
	$\bar{\sigma}[\text{°}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{°}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]
B	2,27/58,2	5,65/239,7	3,14/68,6	2,72/17,8	2,04/13,5
C	1,23/141,8	4,73/55,6	2,20/57,5	3,03/73,8	1,59/11,2

Tabelle 4.15: Interobjekt-Varianz bei in-vivo Bewegungen mit Knochenschrauben.

### 4.3.3 Bewegung in-vivo mit Hautfixierung

#### 4.3.3.1 Intraobjekt-Varianz

In Tabelle 4.16 sind die Werte der Standardabweichung als Mittelwerte der Objekte {21-25} aufgeführt. Die Definition des Gangzyklus nur über das Aufsetzen der Ferse ist mit GC gekennzeichnet. Die Unterteilung in Standphase (ST) und Schwungphase (SW) ist mit ST+SW gekennzeichnet. Es ist erkennbar, dass die zusätzliche Normierung des Gangzyklus mit einem Fixpunkt am Ende der Standphase bei 60% eine kleinere Streuung liefert. Mit Ausnahme des Flexionswinkels liegt die absolute Streuung unter 2° bzw. 2 mm.

	$k_{r1}$	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
	$\bar{\sigma}[\text{°}]$	$\bar{\sigma}[\text{°}]$	$\bar{\sigma}[\text{°}]$	$\bar{\sigma}[\text{mm}]$	$\bar{\sigma}[\text{mm}]$	$\bar{\sigma}[\text{mm}]$
<b>Funktion des Gangzyklus</b>						
WA/GC	4,06	0,70	1,62	0,86	1,70	1,96
WA/ST+SW	3,32	0,66	1,57	0,83	1,49	1,64
<b>Funktion des Flexionswinkels</b>						
WA/Ext+Flex		0,66	1,67	1,06	2,34	1,82
FL/Ext+Flex		0,81	1,01	0,63	1,08	0,59
FL/Ext		0,43	0,71	0,49	0,64	0,37

Tabelle 4.16: Intraobjekt-Varianz bei Bewegungen in-vivo mit Hautfixierung.

Bei den Funktionen des Flexionswinkels wurde die Mittelwertkurve entweder nur über den Extensionszyklus (Ext) oder über den gesamten Bewegungszyklus (Ext+Flex) berechnet. Hier sind die Streuungen geringer als bei den Funktionen des Gangzyklus. Die beste Reproduzierbarkeit zeigt sich bei der isolierten Extensionsphase der FL-Bewegung. Hier ist die absolute Streuung geringer als  $0,7^\circ$  bzw.  $0,7$  mm.

#### 4.3.3.2 Unterschiede zwischen den Belastungsfällen

In Abbildung 4.12 werden die KKS Kurven für die Bewegungen WA, JO, RN als Funktion des Gangzyklus verglichen. Es zeigt sich, dass der mittlere Beugewinkel beim Laufen deutlich größer ist als beim Gehen. Während das Bein bei WA in der Standphase nur leicht gebeugt wird, zeigt sich bei JO und RN auch in der Standphase eine Beugung von etwa  $30^\circ$ . Der Anteil der Standphase am Gangzyklus verringert sich beim Laufen.

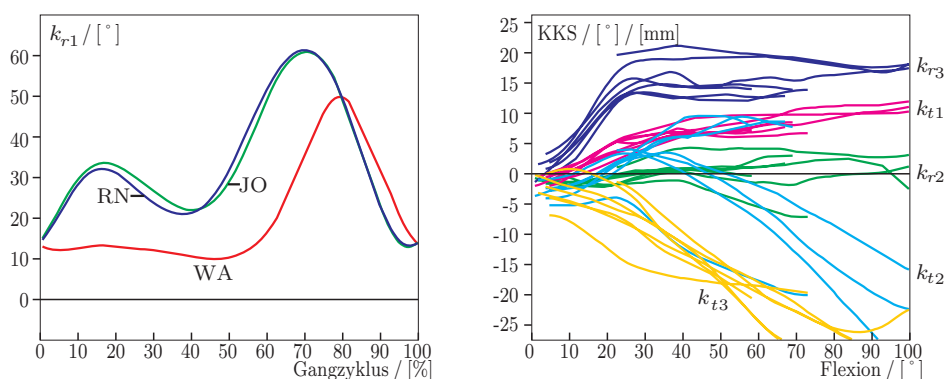


Abbildung 4.12: Unterschiede zwischen den Belastungsfällen bei Abbildung über den Gangzyklus (Links) und Abbildung über den Flexionswinkel (Rechts).

Für die Objekte  $\{21-25\}$  wurde die Standardabweichung zwischen den verschiedenen Belastungsfällen als Funktion des Flexionswinkels bestimmt und in Tabelle 4.17 zusammengefasst. Bei WA, JO, RN ist die absolute Streuung kleiner als  $1,2^\circ$  bzw.  $1,5$  mm. Die Streuung für alle untersuchten Belastungsfälle liegt unter  $3^\circ$  bzw.  $7$  mm. Bei der a-p-Verschiebung ( $k_{t2}$ ) ist die Streuung am größten. Während dieser Wert bei allen Laufbewegungen noch bei  $1,4$  mm liegt, hat er für alle Belastungsfälle einen Wert von  $6,8$  mm.

	$k_{r2}$ $\bar{\sigma}[^{\circ}] /$ CV[%]	$k_{r3}$ $\bar{\sigma}[^{\circ}] /$ CV[%]	$k_{t1}$ $\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]	$k_{t2}$ $\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]	$k_{t3}$ $\bar{\sigma}[\text{mm}] /$ CV[%]
WA, JO, RN	0,59/29,0	1,16/25,3	0,61/26,7	1,41/18,5	1,29/ 8,6
WA, JO, RN, FL	1,44/62,6	1,44/35,1	0,78/32,0	3,70/53,8	2,96/15,9
WA, JO, RN, CH, FL, CY, PA	1,75/81,6	2,97/60,1	1,67/87,4	6,84/98,6	3,64/20,8

Tabelle 4.17: Varianz aller Belastungsfälle in-vivo mit Hautfixierung bei Abbildung über den Flexionswinkel.

#### 4.3.3.3 Unterschied zwischen Flexion und Extension

Der Unterschied zwischen Flexion und Extension wurde für die Belastungsfälle CH, FL, CY und PA bei den Objekten {21-25} bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.18 zusammengestellt. Bei CH, FL, PA zeigt sich kaum ein Unterschied zwischen der Flexions- und Extensionsphase. Lediglich bei CY zeigt sich ein leichter Unterschied, der aber auf Grund der Streuung nicht signifikant ist.

	$k_{r2}$ [ $^{\circ}$ ]	$k_{r3}$ [ $^{\circ}$ ]	$k_{t1}$ [mm]	$k_{t2}$ [mm]	$k_{t3}$ [mm]
CH	-0,08 $\pm$ 0,20	0,06 $\pm$ 0,16	-0,04 $\pm$ 0,18	0,11 $\pm$ 0,30	0,19 $\pm$ 0,42
FL	0,10 $\pm$ 0,49	0,10 $\pm$ 0,39	0,06 $\pm$ 0,20	0,14 $\pm$ 0,59	0,03 $\pm$ 0,18
CY	0,16 $\pm$ 0,57	-0,02 $\pm$ 0,47	-0,07 $\pm$ 0,35	0,95 $\pm$ 2,10	-0,67 $\pm$ 1,70
PA	-0,09 $\pm$ 0,28	0,01 $\pm$ 0,31	-0,00 $\pm$ 0,29	0,06 $\pm$ 0,30	0,22 $\pm$ 0,60

Tabelle 4.18: Unterschied zwischen Flexion und Extension bei in-vivo Bewegungen mit Hautfixierung. Angegeben sind Mittelwert $\pm$ Streuung der Differenz *Flexion* – *Extension*.

#### 4.3.3.4 Interobjekt-Varianz

Für die Objekte {21-25} wurden die absoluten und relativen Streuungen zwischen den Objekten berechnet und in Tabelle 4.19 zusammengetragen. Da die oben genannten Ergebnisse zeigen, dass die Extensionsbewegung beim Belastungsfall FL für die Kinematik des Kniegelenks ausreichend repräsentativ ist, wurde nur diese Bewegung analysiert. Beim Belastungsfall WA wird eine Abbildung über den Gangzyklus und beim Belastungsfall FL eine Abbildung über den Flexionswinkel analysiert.

Mit Ausnahme des Flexionswinkels liegt die absolute Streuung unter 6 $^{\circ}$  bzw. 7 mm. Die Werte für die beiden Belastungsfälle sind vergleichbar.

	$k_{r1}$	$k_{r2}$	$k_{r3}$	$k_{t1}$	$k_{t2}$	$k_{t3}$
	$\bar{\sigma}[\circ]$ / CV[%]	$\bar{\sigma}[\circ]$ / CV[%]	$\bar{\sigma}[\circ]$ / CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}]$ / CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}]$ / CV[%]	$\bar{\sigma}[\text{mm}]$ / CV[%]
WA	8,63/38,7	2,21/341,8	4,41/130,2	3,64/212,9	7,07/150,0	4,52/51,6
FL		4,22/244,1	5,96/118,5	3,26/86,3	4,24/108,7	2,69/16,2

Tabelle 4.19: Interobjekt-Varianz bei in-vivo Bewegungen mit Hautfixierung.

## 4.4 Diskussion

In diesem Kapitel wurden sowohl Verfahren für die Bewegungsaufnahme entwickelt als auch Kinematiken von Objekten aufgenommen und analysiert.

### 4.4.1 Verfahren für die Bewegungsaufnahme

Für die Aufnahme von Bewegungen der unteren Extremität wurden drei verschiedene Verfahren entwickelt. Bei allen Verfahren sind durch den Einsatz von CT oder MRT genaue 3D-Informationen der Anatomie des Objekts verfügbar. Damit ist es möglich, **Landmarken genau an den knöchernen Strukturen zu orientieren**, während bei anderen Verfahren die Position der Landmarken durch die Haut ertastet und geschätzt werden muss. Mit diesen präzisen Landmarken können die für die Kinematikanalyse notwendigen anatomischen Koordinatensysteme exakt platziert werden. Ein wesentlicher Vorteil gegenüber den Verfahren, bei denen die Landmarken im Ganglabor markiert werden müssen, ist, dass auch nach der Aufnahme der Bewegung und Berechnung der Kinematik eine andere Definition der Koordinatensysteme verwendet werden kann. Dabei können auch Landmarken verwendet werden, die zum Zeitpunkt der Aufnahme noch nicht in Betracht gezogen wurden. Der Wechsel der anatomischen Koordinatensysteme von Definition B zu Definition C ist ein Beispiel für die Vorteile dieser Flexibilität.

Wesentliche Elemente der Verfahren *in-vitro* und *in-vivo mit Knochenschrauben* wurden bereits in anderen Studien veröffentlicht (s. Abschnitt 3.1.1.1). Die anatomischen Koordinatensysteme wurden dabei meist an äußerlich sichtbaren Landmarken oder der Gehrichtung ausgerichtet. Die damit verbundene Streuung der Koordinatensysteme stellt die Genauigkeit der Verfahren in Frage. In dieser Arbeit wird die Genauigkeit der Aufnahme mit Knochenschrauben und die präzise Ausrichtung der Koordinatensysteme an der individuellen Anatomie kombiniert. Daher sind die mit den entwickelten Verfahren aufgenommenen **Kinematiken verschiedener Probanden besser miteinander vergleichbar**.

Das neu entwickelte Verfahren für die Kinematikaufnahme *in-vivo mit Hautfixierung* basiert auf Hautmarkern und externen Fixierungen. Es verbindet die Vorteile verschiedener, dem Stand der Technik entsprechender Verfahren. Das Verfahren ist **nicht invasiv** und daher auch für eine größere Studiengruppe anwendbar. Da bei der Bewegungsaufnahme keine Anästhesie notwendig ist und der Proband auch keine Schmerzen verspürt, kann davon ausgegangen werden, dass das **Gangbild nicht verfälscht** wird. Es sind nicht nur passive sondern auch aktive Bewegungen möglich. Während für diese Arbeit die Funktion der Kniekoordinaten über den Flexionswinkel von besonderer Bedeutung ist, dienen die Kinematiken als Funktion des Gangzyklus für die Diagnose von Störungen des Gehens.

So wertvoll die genannten Vorteile auch sind, so hätten sie doch keine Bedeutung, wenn sie durch die Genauigkeit der Aufnahme in Frage gestellt werden würden. Die mit den Verfahren der Kontaktflächenbestimmung und der Überprüfung mit Schlüsselpositionen bestimmten Maximalfehler von 4 mm bzw.  $3^\circ$  und 1,5 mm sind geringer als die in Tabelle 3.1 zusammengetragenen Fehler der bisher veröffentlichten Verfahren für die nicht-invasive Bewegungsaufnahme. Auch die Plausibilitätsprüfung mit Videobildüberlagerung zeigt keine Auffälligkeiten. Damit ist das vorgestellte nicht-invasive Verfahren auch **genauer als die bekannten Verfahren**.

#### 4.4.2 Analyse der Kinematiken

In Abbildung 4.13 werden die Kinematiken der untersuchten Objekte mit den von Blankevoort [11], Hsieh [58], Lafortune [75] und Wilson [150] veröffentlichten Kinematiken verglichen (siehe Abschnitt 3.1.2).

- Die in Tabelle 3.3 zusammengestellten **Intraobjekt-Varianzen** sind für die in-vitro Aufnahmen fast identisch mit den Ergebnissen dieser Arbeit ( $0,2^\circ/0,2$  mm). Bei den in-vivo Aufnahmen wurden die Ergebnisse von [75] ( $3^\circ/3$  mm) deutlich übertroffen ( $1^\circ/1$  mm).
- Bei den in-vivo Versuchen wurden für den **Unterschied zwischen Flexions- und Extensionsphase** Werte von weniger als  $0,2^\circ$  bzw. 0,1 mm festgestellt. In [150] wurde ein größerer Unterschied gemessen ( $0,9^\circ/1,2$  mm). Mit dem gewählten Versuchsaufbau wurde die immer noch existierende Hysterese deutlich reduziert. Damit sind die Daten besser für die Modellbildung geeignet.
- Der **Unterschied zwischen aktiver und passiver Bewegung** bei den in-vitro Versuchen ist bei der Innenrotation besonders deutlich. Wie bei [58] zeigt die aktive Bewegung eine größere Innenrotation.

- Die **Muster der Kinematiken sind den Ergebnissen der anderen Autoren sehr ähnlich** (Abbildung 4.13). Die Innenrotation zeigt den Screw-Home-Mechanismus, bei dem die Tibia bei Beugung innenrotiert und bei Streckung wieder außenrotiert. Während die Verschiebungen nach medial und posterior ähnliche Kurven zeigen wie bei den anderen Autoren, unterscheidet sich die proximale Verschiebung. Die Verschiebung ist ähnlich wie bei [75] umgekehrt proportional zum Flexionswinkel. Bei [11] und [150] zeigte sich ein proportionales Verhalten. Die Ursache für diesen Unterschied liegt in der Wahl der Koordinatensysteme bzw. des Referenzpunktes an dem die Verschiebung bestimmt wird. So wird erneut deutlich wie wichtig es ist, die Kinematik für die gesamte Knochenform und nicht nur für ein Koordinatensystem des Knochens zu bestimmen.
- Die **Interobjekt-Varianz** wurde bei [150] untersucht. Dort zeigten sich Werte unter ( $5^\circ/3$  mm). Bei Verwendung der gleichen Definition der Koordinatensysteme (Definition B) zeigen die eigenen Ergebnisse eine Varianz unter ( $6^\circ/3$  mm).

Der Vergleich der Kinematiken mit den Ergebnissen der anderen Autoren zeigt weitgehende Übereinstimmung. Es gibt jedoch einige wesentliche Unterschiede zu den anderen Studien:

- Erstmals wurden in einer Studie unter gleichen Rahmenbedingungen Bewegungen *in-vivo* und *in-vitro* aufgenommen, analysiert und gegenübergestellt. Zwar gab es schon Arbeiten zu den einzelnen Aufnahmetechniken, aber die Analysemethoden, wie zum Beispiel die Wahl der Koordinatensysteme, waren zu unterschiedlich, um einen seriösen Vergleich zu erlauben.
- Das verwendete Verfahren für die nicht-invasive *in-vivo* Bewegungsaufnahme ist genauer als alle bisher veröffentlichten Verfahren. Damit wurde die Möglichkeit geschaffen, eine größere Anzahl von Probanden zu untersuchen.
- Während sich die Ergebnisse der anderen Autoren auf wenige untersuchte Objekte stützen, wurden in dieser Arbeit 26 Objekte untersucht. Erst mit einer größeren Anzahl von Objekten kann abgeschätzt werden, wie groß die Interobjekt-Varianz für alle potenziellen Patienten ist.

Es wurde gezeigt, dass die Interobjekt-Varianz deutlich größer ist als die Intraobjekt-Varianz oder der Messfehler. Damit ist mit den Kinematikdaten der 26 Objekte eine Datenbasis zusammengetragen worden, die eine seriöse Modellbildung erlaubt.



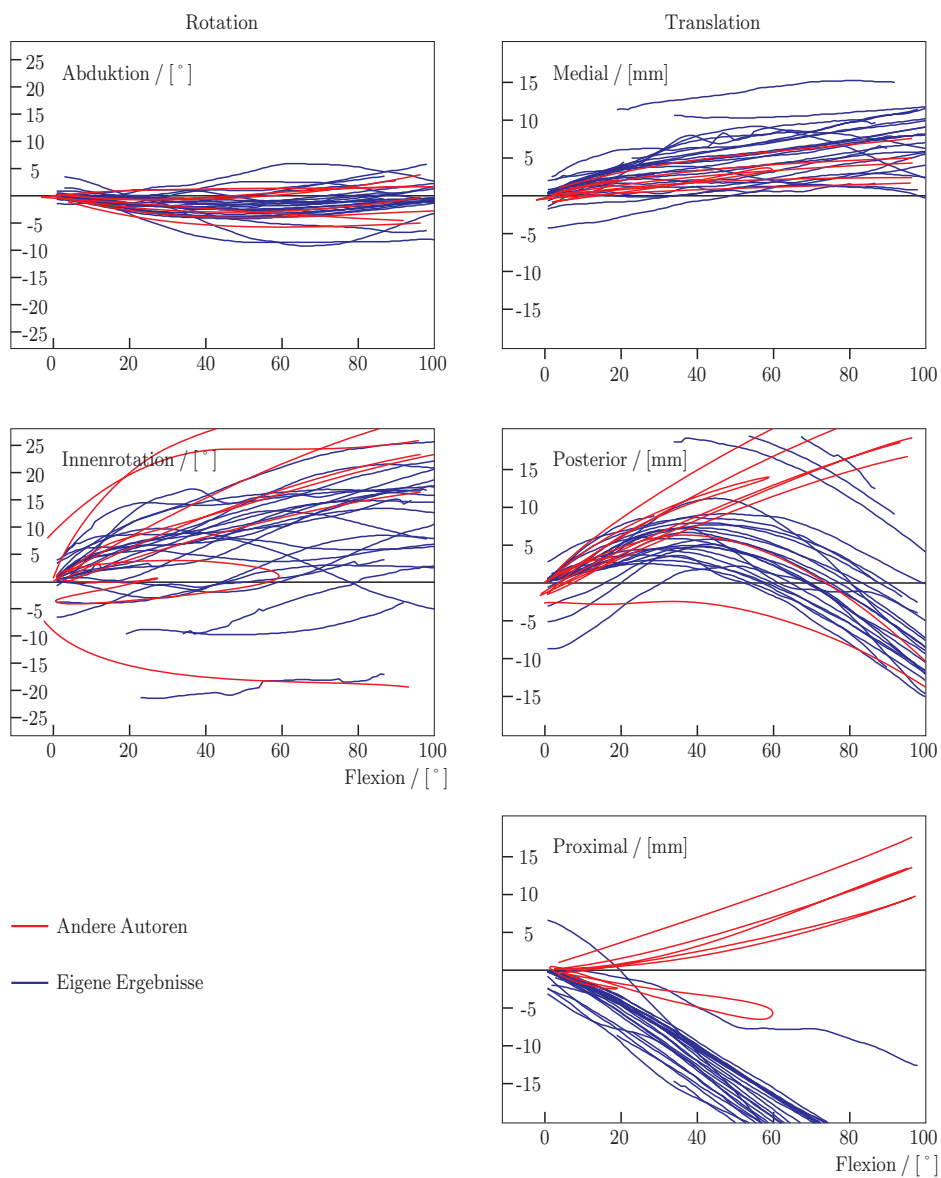


Abbildung 4.13: Vergleich der aufgenommenen Kinematiken mit den Ergebnissen anderer Autoren (vergleiche Abbildung 3.6).

# Kapitel 5

## Modellbildung

Im folgenden Kapitel wird die Simulation der Bewegungsdaten eines Patienten auf Basis seiner Knochengeometrie beschrieben. Es wird ein Modell entwickelt, welches die Bewegung als Funktion der Knochenform liefert. Das Modell wird mit den Form- und Bewegungsdaten von 26 Probanden trainiert. Die Gewinnung dieser Trainingsdaten wurde im vorangehenden Kapitel beschrieben. Dieses Kapitel umfasst die Entwicklung des Simulationsmodells sowie dessen Konditionierung, dessen Validierung und die Diskussion.

### 5.1 Methode

Das Modell für die Kinematiksimulation soll für einen Patienten  $p$  die Daten seiner Knochenform  $x_{s_p}$  auf Daten der korrespondierenden Kniekinematik  $x_{k_p}$  abbilden. Es wird durch die Transferfunktion  $f$  beschrieben:

$$x_{k_p} = f(x_{s_p}), \quad x_{k_p} \in \mathbb{R}^{n_k}, \quad x_{s_p} \in \mathbb{R}^{n_s} \quad (5.1)$$

Das zu entwickelnde statistische Modell  $f$  wird mit den Trainingsdatensätzen  $x_i = (x_{s_i}, x_{k_i})^T$  konditioniert. Diese Trainingsdaten entsprechen den im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Objekten.

#### 5.1.1 Merkmale der Knochenform

Da die Simulation als Ergänzung zu den bestehenden CAOS-Systemen eingesetzt werden soll, müssen die Daten der Knochenform aus den CT-Daten extrahiert werden. In Abschnitt 4.1 ist beschrieben wie von jedem Objekt ein CT erstellt wurde und Femur sowie Tibia segmentiert wurden. Dabei können aus den CT-Daten nur die kortikalen Knochenanteile segmentiert werden. Die aus Knorpel bestehenden Gleitflächen sind im CT nicht identifizierbar.

### 5.1.1.1 Geordnete Gitterstützpunkte

Die Formen von Femur und Tibia der 26 Objekte liegen als triangulierte Oberflächen vor. Dabei ist die Dreiecksverteilung beliebig. Für die Modellbildung ist es jedoch notwendig, korrespondierende Dreiecke für alle Objekte zu identifizieren. Gesucht wird eine Triangulierung, bei der alle Dreiecke und Knotenpunkte des gesamten Netzes für alle Objekte die gleiche anatomische Position beschreiben. Mit dem Netzeditor Polyworks-IMEdit<sup>®</sup> (InnovMetric Software Inc., Ste-Foy, Kanada) wird für Femur und Tibia je eine Schablone konstruiert. Eine Schablone besteht aus einem C1-Vierecksnetz von bikubischen C2-Splines. Die Schablonen werden auf alle ursprünglichen Dreiecksoberflächen angewendet. Da die Knochen aller Objekte schon in das gemeinsame Koordinatensystem nach Definition C (s. 2.3.1.1) transformiert wurden, weicht die Oberfläche der Schablone nur wenig von der zu beschreibenden Dreiecksoberfläche ab. Die Schablonen werden noch manuell justiert und an anatomischen Merkmalen ausgerichtet. So verlaufen einige Flächengrenzen an den Rändern der Kondylen und andere umreißen die Epikondylen. Für den Femur wird eine Schablone mit 19 Teilflächen gebildet. Bei der Tibia wurden 16 Teilflächen definiert. Nachdem die Kontrollpunkte manuell fertig ausgerichtet sind, werden mit einer automatischen Optimierung der Kontrollpunkte alle Teilflächen an die originale Oberfläche angepasst. Um zu verhindern, dass die angepasste Fläche auch kleine Unebenheiten der ursprünglichen Fläche nachbildet, wird die maximale Oberflächenspannung der angepassten Fläche als Nebenbedingung für die Optimierung festgelegt. Die Kostenfunktion bei der Optimierung ergibt sich aus dem Abstandsfehler zwischen der originalen Dreiecksfläche und den angepassten Spline-Flächen. Der durch die Approximation mit den Spline-Flächen verursachte Fehler liegt im Mittel bei etwa 0,1 mm.

Für die neu gewonnene Oberfläche ist jeder Punkt auf der Fläche semantisch korrekt einem Punkt auf der Oberfläche eines anderen Objekts zuzuordnen. Als Merkmale der Form sind die Spline-Stützpunkte jedoch weniger geeignet, da diese nicht auf der beschriebenen Oberfläche liegen. Daher werden die Spline-Flächen mit Polyworks-IMEdit<sup>®</sup> erneut trianguliert. Die Netztopologie des Resultats ist nur von der Topologie der Schablone abhängig und damit für alle Objekte gleich. Jede Spline-Fläche wird durch ein  $5 \times 5$  Gitter mit 32 Dreiecken beschrieben. Damit besteht der Femur aus 325 Knotenpunkten und die Tibia aus 277 Knotenpunkten. Der Merkmalvektor  $xs_{Grid}$  repräsentiert diese Knotenpunkte jeweils mit x,y,z-Komponente. Der durch alle Koordinaten der beteiligten Knotenpunkte von Femur und Tibia aufgebaute Vektor  $xs_{Grid}$  hat die Länge  $ns_{Grid}=1806$ . Abbildung 5.1 zeigt die verwendeten Stützpunkte für Femur und Tibia.

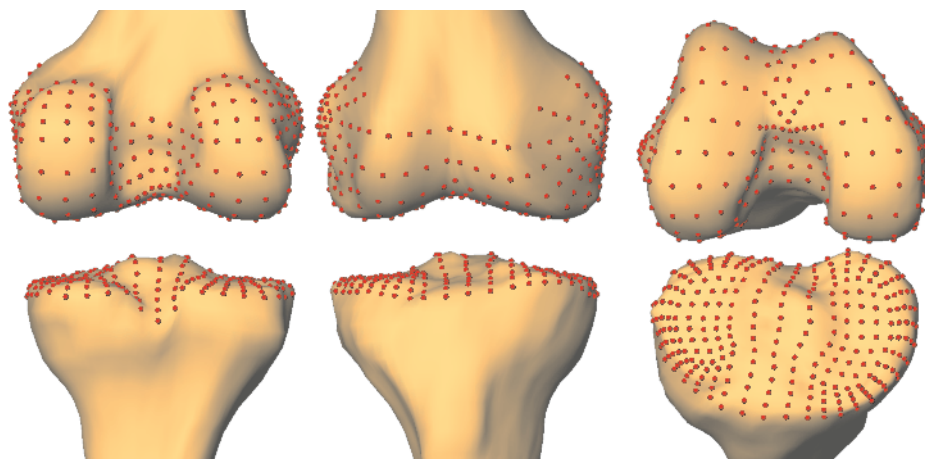


Abbildung 5.1: Geordnete Gitterstützpunkte als Merkmale der Knochenform. Femur und Tibia von posterior (Links), anterior (Mitte) und anterior in Beugung (Rechts).

#### 5.1.1.2 Viele abgeleitete Merkmale

Die Form der Knochen kann auch mit Merkmalen beschrieben werden, die von der Oberfläche der Knochen abgeleitet werden. Diese Merkmale können durch Koordinaten von anatomischen Landmarken, Abstände, Längen, Winkel oder Radien gebildet werden. Für die Beschreibung von Knochenformen wurden von Anatomen und Prothesendesignern verschiedene Ableitungen verwendet. Eine Auswahl dieser Ableitungen wird für die Beschreibung der Form  $x_{S_{Derived\_A}}$  verwendet. In Abbildung 5.2 sind die anatomischen Landmarken eingezeichnet, die als Basis für die verschiedenen Ableitungen dienen. Diese Landmarken werden aus dem bereits beschriebenen, geordneten Gitter extrahiert. Die Zuordnung zwischen Landmarken und den x-y Gitterkoordinaten erfolgt einmalig für die Schablonen und ist damit für alle Objekte gegeben. Es werden drei weitere Landmarken verwendet, die nicht im Bereich des Gitters liegen. Diese sind die tibialen Ansatzpunkte von LCL, LCM und Lig. patellae.

Die Anzahl der abgeleiteten Parameter kann beliebig groß werden. Hier gilt es, sich auf die Parameter zu konzentrieren, welche die Aspekte der Form beschreiben, die auch für die Bewegung von Bedeutung sein könnten. In Anhang B.1 sind die  $n_{S_{Derived\_A}}=150$  verwendeten Merkmale des Vektors  $x_{S_{Derived\_A}}$  genau beschrieben. Ein Teil der Merkmale ergibt sich aus den drei Raumkoordinaten der verwendeten Landmarken (1-96). Weitere Teile beschreiben die Radien der Kondylen von Femur (97-108) und Tibia (124-

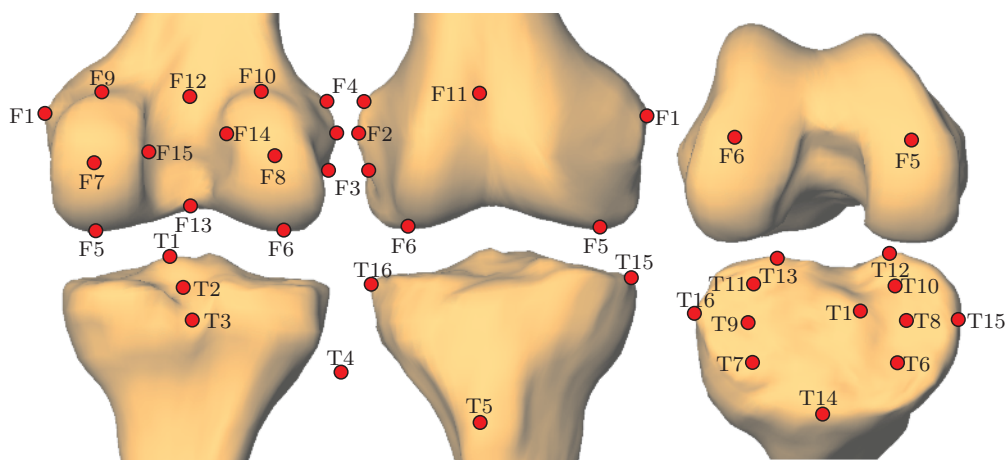


Abbildung 5.2: Landmarken als Merkmale der Knochenform. Femur und Tibia von posterior (Links), anterior (Mitte) und anterior in Beugung (Rechts).

137) in den verschiedenen Ebenen. Da die Radien der Tibiakondylen zum Teil sehr große Werte annehmen, wird der reziproke Radius verwendet, um einen kompakteren Wertebereich zu erhalten. In anderen Bereichen des Merkmalvektors werden Abstände zwischen Landmarken berechnet. Dazu gehören die verschiedenen Größen des Femur (109-121) und der Tibia (138-141) sowie Längen von Bändern (145-148) und Dicken der Knorpelschichten (149-150). Fünf weitere Merkmale errechnen sich durch Winkel zwischen verschiedenen Landmarkenverbindungen.

### 5.1.1.3 Wenige abgeleitete Merkmale

Um die Längen der Vektoren für Form- und Kinematikmerkmale besser abzustimmen, wird noch eine weitere Variante der Formmerkmale definiert. Dabei soll die Anzahl der Merkmale reduziert werden und eine Konzentration auf die kinematikbestimmenden Parameter stattfinden. Die zu Grunde liegenden Landmarken sind mit denen für den bereits beschriebenen Merkmalvektor identisch. In Anhang B.2 sind die Merkmale beschrieben. Es handelt sich wieder um Abstände, Radien und Winkel. Dabei wurden aber nicht immer alle Koordinaten eines Differenzvektors verwendet, sondern nur die als relevant angenommenen Komponenten. Die Länge dieses reduzierten Merkmalvektors  $xs_{Derived\_B}$  beträgt  $ns_{Derived\_B}=52$ .

## 5.1.2 Merkmale der Kniebewegung

Für die CAOS-Planungssysteme ist die Lage der Tibia zum Femur als Funktion des Beugewinkels von Bedeutung. Daher sollen sich die Merkmale für die Kinematik auch auf diese Beschreibung der Bewegung beschränken. In Kapitel 4 wurden diese Funktionen mit verschiedenen Protokollen aufgenommen. Es hat sich gezeigt, dass die Extensionsphase beim Kniebeugen die am besten zu reproduzierenden Kurven liefert. Die mit diesem Protokoll aufgenommenen Kurven werden als Zielkinematik zu einem Objekt angenommen.

Die Lage der Tibia zum Femur kann in verschiedenen Notationen ausgedrückt werden. In Abschnitt 2.3.1.2 und Anhang A wurden verschiedene Varianten beschrieben. Analog zu den Beschreibungen für die Bewegungsanalyse werden auch hier die Cardan-Winkel nach Grood und Suntay verwendet. Es ergeben sich fünf Funktionen des Beugewinkels, um die Lage der Tibia zu beschreiben.

### 5.1.2.1 Gleichmäßig verteilte Stützpunkte

Am einfachsten lassen sich diese Funktionen mit einer gleichmäßigen Abtastung in einen Merkmalvektor konvertieren. Jede der fünf Funktionen wird durch Stützpunkte mit einem Abstand im Flexionswinkel von  $1^\circ$  repräsentiert. Der Definitionsbereich wird mit  $[0^\circ, 100^\circ]$  festgelegt. Damit ergeben sich insgesamt  $nk=505$  Parameter des Kinematikvektors  $xk_{Grid}$ .

### 5.1.2.2 Stützpunkte eines B-Splines

Auch die Kinematikmerkmale sollen mit einem kürzeren Vektor beschrieben werden. Es gibt verschiedene Techniken, um Funktionen zu beschreiben [36]. Eine Möglichkeit ist die Näherung durch ein Polynom. Da die fünf Kinematikfunktionen bis zu fünf Maximalstellen haben, muss das Polynom vom Grad sechs sein. Die Polynomkoeffizienten eignen sich jedoch nicht für eine Modellbildung, da die hohen Koeffizienten ein sehr unstabiles Verhalten zeigen. Bei der Rücktransformation ergeben sich bei kleinen Veränderungen des Merkmalvektors große Unterschiede in der Kinematik.

Statt eines Polynoms für den gesamten Definitionsbereich werden abschnittsweise kubische Polynome an die Funktionen angepasst und ihre Bézier-Darstellung verwendet. Für die Definition eines Bézier-Segments werden vier Punkte  $P_i$  verwendet, die zu einem Geometrievektor  $\mathbf{G}$  zusammengefasst werden. Die Kinematikfunktionen werden als Kurven mit dem Parameter  $t$  beschrieben. Der Vektor  $\mathbf{T}$  fasst alle verwendeten Potenzen des freien Pa-

rameters zusammen. Um das Polynom für die Kurve  $\mathbf{Q}$  zu bilden, wird zur Vereinfachung die Basismatrix  $\mathbf{M}$  eingeführt und die Matrixmultiplikation verwendet:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{G} &= (P_1, P_2, P_3, P_4)^T, & P_i &\in \mathbb{R}^2 \\
 \mathbf{T} &= (t^3, t^2, t, 1), & t &\in [0, 1] \\
 \mathbf{M} &= \begin{pmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -3 & 3 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} & (5.2) \\
 \mathbf{Q}(t) &= \mathbf{T} * \mathbf{M} * \mathbf{G} \\
 &= (1-t)^3 P_1 + 3t(1-t)^2 P_2 + 3t^2(1-t) P_3 + t^3 P_4
 \end{aligned}$$

Die durch  $\mathbf{T} * \mathbf{M}$  erzeugten Terme werden Bernstein-Polynome genannt.

Für jeden der fünf KKS-Parameter wird im Definitionsbereich des Flexionswinkels  $[0^\circ, 100^\circ]$  eine kubische Bézier-Kurve eingepasst. Es wird nur ein einziges Kurvensegment mit vier Stützpunkten verwendet. Für den ersten und den letzten Stützpunkt wird die x-Koordinate bei  $0^\circ$  bzw.  $100^\circ$  Flexion fixiert. Während diese beiden Punkte auf der resultierenden Kurve liegen, berühren die beiden inneren Stützpunkte die Kurve im Allgemeinen nicht.

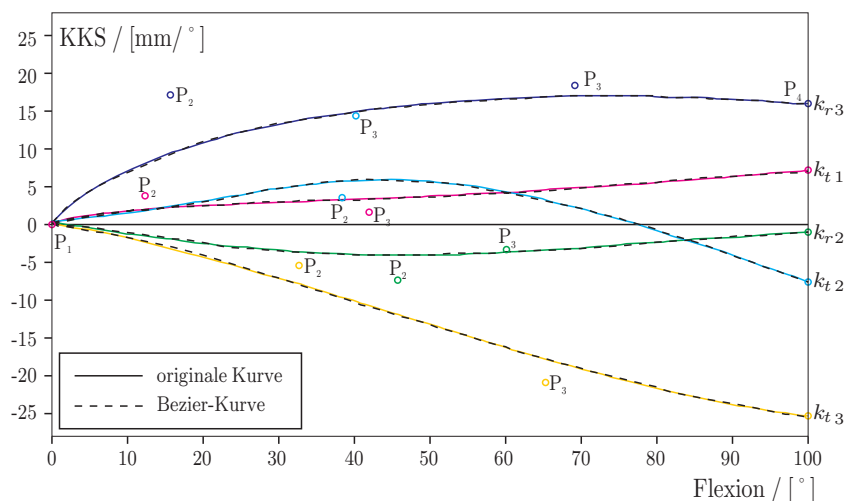


Abbildung 5.3: Kinematikkurven und mit den Stützpunkten  $P$  angenäherte Bézier-Kurven.

In Abbildung 5.3 sind die Bézier-Kurven für alle fünf KKS-Parameter im Vergleich zu den originalen Kinematikkurven zu sehen. Die Stützpunkte der Bézier-Kurve lassen sich verschieben, um eine gute Näherung zu erreichen. Mit einem einfachen Optimierverfahren werden Stützpunkte gefunden, welche zu einem Approximationsfehler von weniger als 0,1 [mm/°] führen. Der Merkmalvektor mit  $nk_{Bezier}=6$  wird wie folgt gebildet:

$$xk_{Bezier} = (P_{1,y}, P_{2,x}, P_{2,y}, P_{3,x}, P_{3,y}, P_{4,y})^T \quad (5.3)$$

### 5.1.3 Hauptkomponentenanalyse

Für die  $N=26$  Trainingsobjekte sind jeweils drei Definitionen der Formmerkmale  $xs$  und zwei Definitionen der Kinematikmerkmale  $xk$  vorhanden. Damit ergeben sich sechs verschiedene Kombinationsmöglichkeiten für den gesamten Merkmalvektor  $x = (xs, xk)^T$ . Die Länge  $n$  des Vektors variiert zwischen 58 und 2311. Mit der Hauptkomponentenanalyse (PCA) kann die Dimension des Merkmalvektors deutlich reduziert werden, ohne die Information über die Verteilung der Trainingsobjekte wesentlich zu reduzieren. Die PCA wird für die verschiedenen Kombinationen des Merkmalvektors unabhängig voneinander durchgeführt. Die Trainingsdatensätze werden zu der Matrix

$$\mathbf{X} = (x_1, x_2, \dots, x_N) \quad , \quad \mathbf{X} \in \mathbb{R}^{n \times N} \quad (5.4)$$

zusammengefasst. Aus allen Trainingsdaten wird der mittlere Merkmalvektor  $\bar{x}$  gebildet. Die Differenz der Trainingsdaten zum Mittelwert wird mit  $\Delta x_i$  bzw.  $\Delta \mathbf{X}$  bezeichnet.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad , \quad \bar{x} \in \mathbb{R}^n \quad (5.5)$$

$$\Delta x_i = x_i - \bar{x} \quad , \quad \Delta x_i \in \mathbb{R}^n \quad (5.6)$$

$$\Delta \mathbf{X} = \mathbf{X} - \bar{x} \quad , \quad \Delta \mathbf{X} \in \mathbb{R}^{n \times N}$$

Für die PCA wird aus  $\Delta \mathbf{X}$  die Kovarianzmatrix

$$\begin{aligned} \mathbf{C} &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta x_i \cdot \Delta x_i^T \quad , \quad \mathbf{C} \in \mathbb{R}^{n \times n} \\ &= \Delta \mathbf{X} \cdot \Delta \mathbf{X}^T \end{aligned} \quad (5.7)$$

und deren Eigenwerte  $\lambda$  und Eigenvektoren  $u$  bestimmt. Die Eigenvektoren werden zu der Eigenvektormatrix  $\mathbf{U}$  zusammengefasst.

$$\mathbf{C} \cdot u_k = \lambda_k \cdot u_k \quad , \quad k \in [1, N], \quad u_k \in \mathbb{R}^n, \quad \lambda_k \in \mathbb{R} \quad (5.8)$$

$$\lambda_{k-1} \geq \lambda_k \quad (5.9)$$

$$\mathbf{U} = (u_1, u_2, \dots, u_N) \quad , \quad \mathbf{U} \in \mathbb{R}^{n \times N} \quad (5.10)$$



Die Kovarianzmatrix hat höchstens  $N$  linear unabhängige Eigenvektoren. Die Eigenvektoren bilden orthonormale Basisvektoren und spannen den Merkmalraum auf. Da die Eigenwert-Eigenvektor Paare mit absteigendem Eigenwert sortiert sind, entspricht der erste Eigenvektor der größten Varianz der Merkmale und der letzte Eigenvektor der geringsten Varianz. Jeder Merkmalvektor  $x_i$  kann auf die Basisvektoren projiziert werden, um die verschiedenen Merkmalgewichte  $\omega_{k,i}$  zu erhalten. Damit ist für jedes Objekt eine Transformation des Merkmalvektors  $x_i$  in den Gewichtvektor  $\omega_i$  definiert:

$$\omega_{k,i} = u_k^T \cdot \Delta x_i \quad (5.11)$$

$$\omega_i = \mathbf{U}^T \cdot \Delta x_i, \omega_i \in \mathbb{R}^N \quad (5.12)$$

$$\mathbf{\Omega} = \mathbf{U}^T \cdot \Delta \mathbf{X}, \mathbf{\Omega} \in \mathbb{R}^{N \times N} \quad (5.13)$$

Der zu einem Objekt gehörende Gewichtvektor kann ohne Fehler in den zugehörigen Merkmalvektor zurücktransformiert werden:

$$x_i = \bar{x} + \sum_{k=1}^N \omega_{k,i} \cdot u_k \quad (5.14)$$

$$= \bar{x} + \mathbf{U} \cdot \omega_i \quad (5.15)$$

Die Eigenwertberechnung der großen Matrix  $\mathbf{C}$  kann durch eine Umformung beschleunigt werden. Da die Anzahl der Trainingsdatensätze  $N$  deutlich kleiner ist als die Länge des Merkmalvektors  $n$ , ist die Berechnung der Eigenwerte  $\lambda'$  und Eigenvektoren  $\mathbf{U}'$  von

$$\mathbf{C}' = \Delta \mathbf{X}^T \cdot \Delta \mathbf{X} \quad (5.16)$$

weniger komplex. Aus diesen Eigenvektoren ergeben sich dann die Eigenvektoren von  $\mathbf{C}$ :

$$u_k = \frac{\Delta \mathbf{X} \cdot u'_k}{\|\Delta \mathbf{X} \cdot u'_k\|} \quad (5.17)$$

$$\lambda_k = \lambda'_k \quad (5.18)$$

### 5.1.3.1 Dimensionsreduktion

Für die weitere Modellbildung soll die Dimension des Merkmalraumes reduziert werden. Mit Hilfe der ersten  $M$  Eigenvektoren kann eine neue Basis  $\mathbf{U}_M$  für die näherungsweise Beschreibung  $\hat{\mathbf{X}}_M$  der Merkmale gebildet werden:

$$\mathbf{X} = \hat{\mathbf{X}}_M + e \quad (5.19)$$

$$\hat{\mathbf{X}}_M = \bar{x} + \mathbf{U}_M \cdot \mathbf{\Omega}_M \quad (5.20)$$

$$\mathbf{U}_M = (u_1, u_2, \dots, u_M), \mathbf{U}_M \in \mathbb{R}^{n \times M} \quad (5.21)$$

$$\mathbf{\Omega}_M = \mathbf{U}_M^T \cdot \Delta \mathbf{X}, \mathbf{\Omega}_M \in \mathbb{R}^{M \times N} \quad (5.22)$$

Die Merkmale eines Trainingsdatensatzes lassen sich durch einen Merkmalgewichtvektor  $\omega_{i,M}$  der Länge  $M$  beschreiben. Dabei gilt  $M \in [1, N]$ .

### 5.1.4 Modellvarianten

Es sollen verschiedene Varianten der Modellbildung mit unterschiedlichen Parametrisierungen entwickelt werden. Alle Varianten werden später mit den Trainingsdaten konditioniert, angewendet und bewertet. Auf diese Weise soll für die Qualität der verschiedenen Varianten eine Ordnung bestimmt werden, um die beste Variante auszuwählen.

#### 5.1.4.1 Parameter A: Definition der Formmerkmale

Die ersten zwei Parameter für die Modellierung sind bereits mit den Definitionen des Merkmalvektors gegeben. Der Parameter A für die Definition der Formmerkmale kann die drei Werte *Grid*, *Derived\_A* und *Derived\_B* einnehmen.

#### 5.1.4.2 Parameter B: Definition der Bewegungsmerkmale

Der Parameter B steht für die Bewegungsmerkmale. Hier sind die Definitionen *Grid* und *Bézier* möglich.

#### 5.1.4.3 Parameter C: Normierung des Merkmalvektors

Eine mögliche Instabilität für die PCA kann in der Verteilung der Merkmalvektoren liegen. Die einzelnen Komponenten haben in der Menge aller Merkmalvektoren unterschiedlich große Wertebereiche. Da mit der PCA eine neue Basis bei optimaler Erhaltung der Varianz berechnet wird, beschreiben die ersten Basisvektoren die Komponenten des Merkmalvektors mit großen Wertebereichen. Für die Bewegung müssen die Komponenten mit großer Varianz aber nicht wichtiger sein als jene mit kleiner Varianz.

Ein Beispiel: Während der Abstand zwischen den Epikondylen in der Menge aller Trainingsdaten um mehrere Einheiten (Millimeter) schwankt, unterscheiden sich die Werte für den reziproken Radius einer Femurkondyle um weniger als eine Einheit. Es wird jedoch angenommen, dass der Kondylenradius für die Bewegung bedeutender ist.

Um diesem Ungleichgewicht entgegenzuwirken, können die Trainingsdaten aus Gleichung (5.4) zunächst normiert werden ( $\mathbf{X}'$ ). Dazu wird für jede Komponente des Merkmalvektors die Standardabweichung  $\sigma_j$  über alle Trainingsdaten berechnet und dann um den Mittelwert mit  $1/\sigma_j$  skaliert.

$$\sigma_j = \sigma(x_{1,j}, \dots, x_{N,j}) \quad (5.23)$$

$$x'_{i,j} = \frac{x_{i,j} - \bar{x}_j}{\sigma_j} + \bar{x}_j, \quad \forall i \in [1, N], \quad \forall j \in [1, n] \quad (5.24)$$

Nachdem mit Hilfe der PCA ein neuer Merkmalvektor gewonnen wurde, muss diese Skalierung wieder rückgängig gemacht werden. Der Parameter C kann die beiden Werte *Gestreut* und *Normiert* einnehmen.

#### 5.1.4.4 Parameter D: Ohne oder mit Bewegungskomponenten

Ziel des Modells ist es, für ein Zielobjekt Merkmale für die Bewegung zu berechnen, wenn nur dessen Merkmale für die Form gegeben sind. Dazu wird zu der gewählten Form eine Ähnlichkeit zu den Formen der Trainingsdaten gesucht. Eine Möglichkeit der Modellierung besteht darin, den Merkmalvektor auf die Formkomponenten zu begrenzen und eine PCA durchzuführen. Damit werden die wesentlichen Varianzen der Form im Trainingskollektiv gefunden und durch die ersten Basisvektoren beschrieben. Die Merkmalgewichte bilden die Grundlage für den Vergleich zwischen dem Zielobjekt und den Objekten der Trainingsdaten.

Die beschriebene Variante berücksichtigt nur die Form der Objekte. Wenn der Merkmalvektor jedoch aus Komponenten für Form und Bewegung zusammengesetzt ist, dann werden mit der PCA Basisvektoren gefunden, die Form und Bewegung gleichermaßen beschreiben. Bei dieser Variante werden bei der PCA durch die Kovarianzmatrix die Kombinationen von Merkmalkomponenten hervorgehoben, die eine lineare Abhängigkeit haben. Die Abhängigkeiten der Bewegung von der Form werden besonders deutlich. Eine Berechnung der Merkmalgewichte ist für das Zielobjekt jedoch nicht direkt möglich, da die Bewegungskomponenten des Merkmalvektors nicht bekannt sind. Diese werden für die Transformation auf den Mittelwert der Trainingsobjekte gesetzt. Der Parameter D kann die Werte *Form* und *Form & Bewegung* einnehmen.

#### 5.1.4.5 Parameter E: Ähnlichkeit oder Rücktransformation

Nach Transformation aller Trainingsobjekte und des Zielobjekts in den Raum der Merkmalgewichte kann zu dem Zielobjekt der ähnlichste Gewichtvektor aller Trainingsdaten gesucht werden. Da die Merkmalgewichte die wesentlichen Varianzen von Form und Bewegung repräsentieren, sind diese für eine Ähnlichkeitssuche besser geeignet als die Merkmalvektoren selbst. Als Ähnlichkeitsmaß dient der Euklidische Abstand zwischen den Gewichtvektoren. Ist ein zu dem Zielobjekt korrespondierender Datensatz gefunden, so werden die Bewegungsmerkmale des Trainingsobjekts auf das Zielobjekt übertragen. Diese Variante ist stark von der Anzahl der Trainingsobjekte abhängig, da nur dann ein befriedigendes Ergebnis gefunden werden kann, wenn ein ähnliches Objekt bereits in den Trainingsdaten enthalten ist. Ein Vorteil dieser Variante besteht darin, dass die berechnete Bewegung immer

zu einem realen Objekt gehört und damit auch physiologisch korrekt ist.

Eine andere Variante besteht darin, den Gewichtvektor für das Zielobjekt zu berechnen, um die wesentlichen Merkmale zu bestimmen. Nachdem durch diesen Vorgang die irrelevanten Komponenten unterdrückt wurden, können die Gewichte wieder zu einem Merkmalvektor zurücktransformiert werden. Diese Variante ist nur dann sinnvoll, wenn die PCA auch die Bewegung berücksichtigt (Parameter  $D=Form \ \& \ Bewegung$ ). Für die Transformation zu den Gewichten wird eine initiale Bewegung in Form der mittleren Bewegung vorgegeben. Da durch die Hin- und Rücktransformationen die Form- und Bewegungskomponenten verschmelzen, verschiebt sich die mittlere Bewegung zu einer Bewegung, die der Form angepasst ist. Da die Form synthetisch erzeugt wird, besteht die Möglichkeit, dass sie nicht vollständig physiologisch korrekt ist. Dieses bleibt zu überprüfen. Der Parameter E kann die Werte *Ähnlichkeit* und *Rücktransformation* einnehmen.

#### 5.1.4.6 Rekonstruktion der Kinematikkurven

Mit dem beschriebenen Modell werden für das Testobjekt Bewegungsmerkmale berechnet. Die Anzahl und Semantik der Merkmale hängt von der Definition der Bewegungsmerkmale ab (Parameter B). Bei der Definition *Grid* entsprechen die berechneten Merkmale den gleichmäßig verteilten Stützpunkten der fünf Kurven für die Kinematik. Bei der Definition *Bézier* entsprechen die neuen Merkmale den Bézier-Punkten von fünf Kurven. Bei *Rücktransformation* ist es möglich, dass sich eine Bézier-Kurve nicht in eine Funktion des Flexionswinkels transformieren lässt, weil zu einem x-Wert mehrere y-Werte existieren. Wenn ein solcher Fall vorliegt, ist das Ergebnis zu verwerfen.

#### 5.1.4.7 Modellvarianten in der Bewertung

Für alle sinnvollen Kombinationen der beschriebenen Parameter soll das zugehörige Modell evaluiert werden. In Tabelle 5.1 sind alle gültigen Kombinationen aufgeführt. Nicht berücksichtigt sind die Kombinationen mit *Form* und *Rücktransformation*, da die Berechnung der Bewegungsmerkmale nur sinnvoll ist, wenn die PCA auch Bewegungsmerkmale umfasst. Ebenso ist die Definition der Bewegungsmerkmale bedeutungslos, wenn die PCA auf die Formmerkmale beschränkt ist.

Ein weiterer zu untersuchender Parameter des Modells ist die Dimension  $M$  auf welche die Basis reduziert werden soll. Es sollen alle Werte im zulässigen Intervall  $[1, N]$  untersucht werden.

V	Par. A		Par. B		Par. C		Par. D		Par. E	
	Grid	Derived_A Derived_B	Grid	Bézier	Gestreut	Normiert	Form	Form & B.	Ähnlichkeit	Rücktransf.
01	X				X		X		X	
02	X		X		X			X	X	
03	X		X		X			X		X
04	X					X	X		X	
05	X		X			X		X	X	
06	X		X			X		X		X
07	X				X		X		X	
08	X			X	X			X	X	
09	X			X	X			X		X
10	X					X	X		X	
11	X			X		X		X	X	
12	X			X		X		X		X
13		X			X		X		X	
14		X	X		X			X	X	
15		X	X		X			X		X
16		X				X	X		X	
17		X	X			X		X	X	
18		X	X			X		X		X
19		X			X		X		X	
20		X		X	X			X	X	
21		X		X	X			X		X
22		X				X	X		X	
23		X		X		X		X	X	
24		X		X		X		X		X
25			X		X		X		X	
26		X	X		X			X	X	
27		X	X		X			X		X
28		X				X	X		X	
29		X	X			X		X	X	
30		X	X			X		X		X
31		X			X		X		X	
32		X		X	X			X	X	
33		X		X	X			X		X
34		X				X	X		X	
35		X		X		X		X	X	
36		X		X		X		X		X

Tabelle 5.1: Modellvarianten

## 5.2 Ergebnisse

Die Validierung eines Simulationsmodells ist kaum vollständig möglich, da der Definitionsbereich des Modells beliebig umfangreich werden kann. Es bleibt eine Validierung mit einzelnen Stichproben. Dieses bedeutet, dass von weiteren Probanden Form und Bewegungsdaten erhoben werden müssen, um den Modellfehler zu bestimmen. Um diesen Aufwand zu umgehen, wird folgendes Vorgehen angewendet: In  $N$  verschiedenen Validierungsdurchläufen wird je ein Trainingsobjekt  $T$  aus dem Trainingsatz herausgelöst. Mit dem reduzierten Trainingsatz  $\{\mathbf{X}', N'\}$  werden dann alle Modellvarianten konditioniert. Für das isolierte Testobjekt  $x_T$  wird mit allen Modellvarianten eine Bewegung  $xk_{Sim}$  berechnet und mit der zum Datensatz gehörigen Originalbewegung  $xk_T$  verglichen. So können alle Modellvarianten mit 25 Datensätzen trainiert und mit 26 verschiedenen Datensätzen validiert werden. Der folgende Abschnitt in Pseudocode beschreibt das Verfahren:

```

for  $T = 1$  to  $N$ 
   $\mathbf{X}' = (x_1, \dots, x_{T-1}, x_{T+1}, \dots, x_N)$ 
   $N' = N - 1$ 
  for  $V = 1$  to 36
    for  $M = 1$  to  $N'$ 
       $xk_{Sim} = f_{V,M,\mathbf{X}',N'}(x_{ST})$ 
       $e_{V,M,T} = RMS(xk_{Sim} - xk_T)$ 
    endfor
  endfor
endfor
for  $V = 1$  to 36
  for  $M = 1$  to  $N'$ 
     $e_{V,M} = mean(e_{V,M,1}, \dots, e_{V,M,N})$ 
  endfor
endfor

```

Der Modellfehler wird für alle fünf Komponenten der Kinematik getrennt bestimmt. Für jede Kurve wird das RMS zwischen berechneter und originaler Kinematik entlang des Flexionswinkelbereichs  $[0^\circ, 100^\circ]$  berechnet. Zusammenfassend wird auch der Mittelwert der fünf RMS-Werte angegeben.

### 5.2.1 Bedeutung der Modellvarianten

In Abbildung 5.4 ist der über alle Testobjekte gemittelte Fehler  $e_{V,M}$  für alle beschriebenen Modellvarianten und alle Basisdimensionen aufgetragen. Zusätzlich ist noch die zugehörige Standardabweichung eingezeichnet. Bei der Darstellung der Varianten wurde jeweils die Basisdimension betrachtet, die zu dem kleinsten Fehler führt. Bei der Darstellung über die Basisdimension gilt Gleiches für die Variante.

Es fällt auf, dass die Varianten mit den geringsten Fehlern alle mit dem Parameter *Form & Bewegung* und viele mit dem Parameter *Skaliert* aufgebaut sind. Bei der Definition der Formmerkmale zeigt sich, dass die wenigen abgeleiteten Formmerkmale *Derived\_B* keine guten Ergebnisse liefern. Durchschnittlich zeigt die Definition *Grid* den kleinsten Fehler. Bei der Definition der Bewegungsmerkmale zeigt sich kein signifikantes Muster.

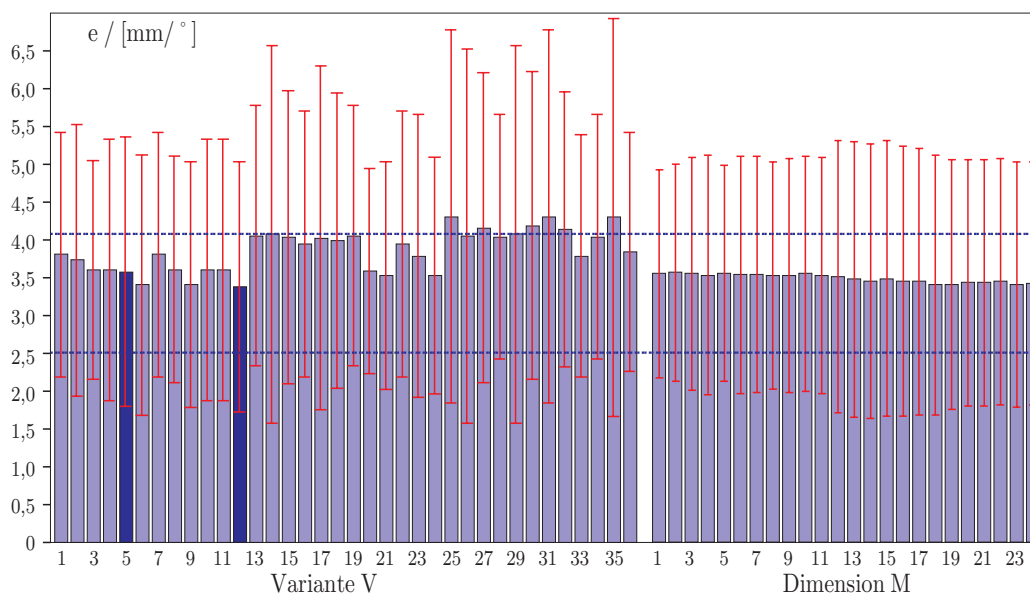


Abbildung 5.4: Über alle Testobjekte gemittelter Modellfehler incl. Standardabweichung bei Untersuchung der Varianten und der Basisdimensionen. Die obere und untere Schranke ist gestrichelt eingezeichnet.

### 5.2.2 Bedeutung der Basisdimension

Im Gegensatz zu den verschiedenen Varianten zeigt sich die Dimension der Basis als nicht besonders bedeutend für das Ergebnis. In Abbildung 5.4 ist

erkennbar, dass die größeren Dimensionen einen etwas kleineren Fehler mit sich bringen.

### 5.2.3 Vergleich mit dem Goldstandard

Mit den beschriebenen Ergebnissen wurde deutlich, welche Modellvarianten mit einem geringeren und welche mit einem größeren Fehler verbunden sind. Es bleibt die Bewertung der absoluten Modellfehler. Der günstigste Fall für das Übernehmen der Bewegungsdaten vom gewählten Trainingsdatensatz ist es, wenn für jedes Testobjekt der ähnlichste Trainingsdatensatz als Vorlage dient. Der zugehörige Fehler kann als Optimalwert und untere Schranke für den Modellfehler angenommen werden. Ohne komplexe physikalische Modellierungen lässt sich dieser Fehler kaum unterschreiten.

Es lässt sich auch eine obere Schranke berechnen, die von dem Modellfehler nicht überschritten werden sollte. Ein simples Modell ist die Anwendung der mittleren Kinematik für jedes Testobjekt. Schon durch die individuelle Anpassung der grundlegenden Koordinatensysteme an Femur und Tibia liefert die mittlere Kinematik annähernd plausible Bewegungen der Knochen zueinander. Auch wenn der Fehler für dieses einfache Modell bereits gering ist, sollte er von dem statistischen Modell noch unterschritten werden.

In Abbildung 5.4 sind die untere und obere Schranke für den Modellfehler eingezeichnet. Es wird deutlich, dass nicht alle Varianten unter der oberen Schranke liegen. Einige Varianten erfüllen ihren Zweck deutlich besser und liegen etwa in der Mitte zwischen den beiden Schranken. Tabelle 5.2 enthält den Modellfehler für einige Testfälle aufgeschlüsselt nach KKS-Parametern. Zwei der beiden Fälle sind die beiden beschriebenen Schranken. Ein weiterer Fall entspricht der Variante  $V=12$  und damit auch der Variante mit dem kleinsten Fehler. Sie verwendet, wie die nächsten drei Varianten, die Rücktransformation der Kinematikdaten. Da hierbei evtl. ungültige Kinematiken resultieren könnten, wird die beste Variante mit Ähnlichkeitssuche

<b>Fall</b>	$\overline{e_{k_r,2\dots6}}$ [°] / [mm]	$e_{k_r,2}$ [°]	$e_{k_r,3}$ [°]	$e_{k_t,1}$ [mm]	$e_{k_t,2}$ [mm]	$e_{k_t,3}$ [mm]
Untere Schranke	2,51	1,32	4,05	2,09	3,26	1,84
$V=12, M=24$	3,37	2,29	5,78	2,38	3,77	2,64
$V=5, M=10$	3,57	1,95	6,87	3,29	3,48	2,27
Obere Schranke	4,08	2,03	7,33	2,91	5,41	2,72

Tabelle 5.2: Modellfehler für einzelne Fälle als Mittelwert und aufgeschlüsselt nach KKS Parametern.



ebenfalls aufgeführt ( $V=5$ ). Beide Varianten liegen im Wesentlichen zwischen den beiden Schranken.

### 5.2.4 Plausibilität

Es wurde gezeigt, dass der Modellfehler für mehrere Varianten zwischen den beiden Schranken liegt. Neben der rein numerischen Betrachtung sollen die berechneten Kinematiken auch noch auf ihre Plausibilität überprüft werden. Abbildung 5.5 zeigt die Ergebnisse für zwei Testobjekte. Die Modellvariante  $V=12$  verwendet die Parameter *Bézier* und *Rücktransformation*. Die Überprüfung, ob die berechneten Kurven auch gültige Funktionen des Flexionswinkels sind, zeigt bei allen Testfällen ein positives Ergebnis.

Die Kurven von originaler und berechneter Kinematik zeigen auch optisch eine gute Korrelation. Lediglich für die Kurve der Außenrotation  $k_{r3}$  haben originale und berechnete Kinematik in einigen Fällen eine unterschiedliche Grundform. Dieses ist ein Indiz dafür, dass in dem Modell die Außenrotation nicht besonders eng mit den Formmerkmalen korreliert ist.

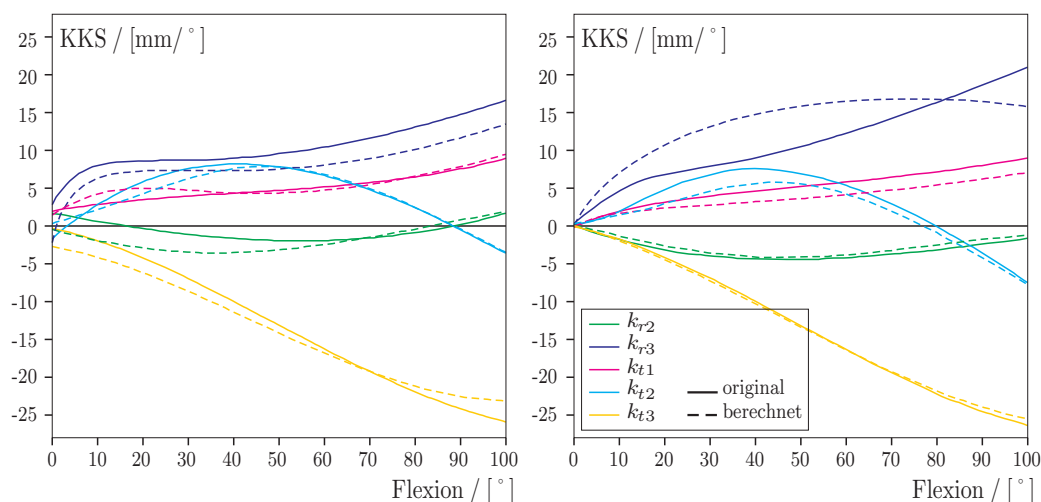


Abbildung 5.5: Kinematikkurven für originale und berechnete Bewegungsdaten. Links:  $V=12, M=24, T=3$ . Rechts:  $V=5, M=10, T=19$ .

## 5.3 Diskussion

Es wurde ein Modell für die Simulation der Bewegung des Femorotibialgelenks entwickelt, das auf Basis der im CT segmentierbaren Form von Femur

und Tibia arbeitet. Dieses Modell verwendet keine physikalischen Beschreibungen der wechselwirkenden Kräfte und Momente im Kniegelenk. Stattdessen wird eine Menge von Trainingsobjekten verwendet, um ein statistisches Modell zu konditionieren. Es wird für jedes Trainingsobjekt ein Vektor mit Form- und Bewegungsmerkmalen extrahiert. Die in der Trainingsmenge dominanten Merkmale werden mit einer Hauptkomponentenanalyse identifiziert.

Es wurden verschiedene Varianten des Modells entwickelt. Alle Varianten wurden mit 26 Testobjekten validiert, um die beste Variante zu identifizieren. Diese zeigt einen Modellfehler, der in der Mitte zwischen der für dieses Problem vorgegebenen unteren und oberen Fehlerschranke liegt. Das RMS des Fehlers liegt bei  $4,0^\circ$  für die Rotationen und 2,9 mm für die Translationen.

Ein Vergleich mit den Ergebnissen für andere Simulationsmodelle fällt schwer, da nur eine quantitative Untersuchung des Modellfehlers bekannt ist [12]. Das dafür zu Grunde liegende Modell ist jedoch nur für in-vitro Untersuchungen anwendbar, da am Objekt die Werte für mehrere Modellparameter, wie z.B. die Bandspannungen, erhoben werden müssen. Trotz dieser wichtigen und in-vivo nicht bestimmbareren Informationen, welche die Verwendung des Modells für einen Einsatz in CAOS-Systemen ausschließt, wird mit dem physikalischen Modell *nur* ein Fehler von  $4^\circ$  ( $k_{r3}$ ) und 1 mm ( $k_{t2}$ ) erreicht [12]. Diese Arbeit zeigt, dass es möglich ist, ein statistisches Modell zu entwickeln, das auf Grund der auf das CT beschränkten Eingangsdaten einen wesentlich breiteren Einsatzbereich hat als die physikalischen Modelle und dabei eine vergleichbar gute Genauigkeit zeigt. Durch eine Erweiterung der Menge von Trainingsdaten kann die Qualität des Modells noch weiter gesteigert werden.

# Kapitel 6

## Anwendung im CAOS-System

In den vorangegangenen Kapiteln wurde beschrieben, wie die individuelle Bewegung des Kniegelenks für einen Patienten bestimmt werden kann, ohne eine zusätzliche Untersuchung durchzuführen. Diese Möglichkeit ist für alle Patienten gegeben, die mit einem bildbasierten CAOS-System operiert werden.

In diesem Kapitel wird gezeigt, wie sich die neu gewonnene Information über den Bewegungsablauf des Knies sinnvoll in die bestehenden computer-gestützten Operationstechniken integrieren lässt. Am Beispiel des roboter-gestützten CASPAR<sup>®</sup>-Systems soll für die Module *Kreuzbandersatz* und *Kniegelenkersatz* die konkrete Erweiterung des Systems gestaltet werden.

### 6.1 Anwendung beim Kreuzbandersatz

#### 6.1.1 Problemstellung

Ein funktional guter Kreuzbandersatz zeichnet sich vor allem durch zwei wichtige Merkmale aus: Geringe Änderung der Länge des Implantates beim Beugeverlauf (Isometrie) und Vermeidung von Kollisionen zwischen Implantat und Knochen. Die Isometrie ist wichtig, da sowohl das natürliche LCA als auch das Implantat nur eine begrenzte Dehnungsfähigkeit besitzen. Abhängig von der Platzierung der Fixierungspunkte an Femur und Tibia muss das Implantat im Beugeverlauf zum Teil eine erhebliche Dehnung  $dI$  aushalten. Es kann davon ausgegangen werden, dass eine Dehnung bis zu 4 mm physiologisch ist und den Erfolg der Operation nicht gefährdet [4].

Das zweite Qualitätskriterium ist die Vermeidung von Kollisionen. Bei ungünstiger Fixierung des Implantates an der Tibia kann dieses zwischen die

Gelenkflächen von Femur und Tibia geraten und dabei abgesichert werden. Ein anderes Risiko besteht bei Überstreckung des Beines. In dieser Stellung ist es möglich, dass die distale Kante der Fossa intercondylaris mit dem Implantat kollidiert und es zu einer Lockerung kommt.

Bei allen konventionellen Operationstechniken und einigen CAOS-Systemen werden die Fixierungspunkte des Implantates mit Schablonen geplant, die sich an anatomischen Landmarken orientieren. Die Revisionsrate von etwa 30% bei diesen Operationen zeigt jedoch, dass die Anwendung dieser Schablonen nicht immer erfolgreich ist. Sie berücksichtigen die individuelle Anatomie und Bewegung des Patienten zu wenig.

Für den Kreuzbandersatz gibt es drei CAOS-Systeme, die den Sprung in den klinischen Alltag geschafft haben. Dazu zählt das Modul *Kreuzbandersatz* des CASPAR<sup>®</sup>-Systems (URS Ortho, Rastatt), das Modul *Knie Ligament* der Firma medivision (Oberdorf, Schweiz) und das Modul *Vorderer Kreuzbandersatz* des OrthoPilot<sup>®</sup>-Systems (Aesculap, Tuttlingen). Das CASPAR<sup>®</sup>-System verwendet einen kompletten CT-Datensatz des Knies als Planungsgrundlage. Die anderen beiden Systeme verwenden keine Bilddaten sondern ermöglichen ein Abtasten der Gelenkflächen und eine Planung der Implantatposition in Relation zu einzelnen anatomischen Landmarken.

Die genannten zwei Qualitätskriterien Isometrie und Kollision werden bereits bei dem Produkt der Firma medivision [126] und der Firma Aesculap berücksichtigt. Dabei haben die Systeme jedoch zwei Nachteile:

- Es werden nur einzelne Punkte auf den Knochenoberflächen bestimmt. Die lokal sehr eingegrenzte Rekonstruktion der Flächen schränkt die Aussagefähigkeit über eine Kollision stark ein.
- Für die Bestimmung von Banddehnung und Kollision wird eine Bewegung des zu operierenden Beines verwendet, die während der Operation aufgenommen wird. Da zu diesem Zeitpunkt das LCA aber nicht mehr funktionsfähig ist, kann nur eine pathologische Bewegung aufgenommen werden. Da das intakte LCA die Tibia nach dorsal zwingt, ist bei den intraoperativ gewonnenen Bewegungen die Tibia zu weit ventral positioniert. Für die Isometrie sind diese Bewegungen nur bedingt verwendbar.

Das CASPAR<sup>®</sup>-System verwendet eine räumliche Erweiterung der klassischen, zweidimensionalen Schablonentechniken. In Abbildung 6.1 sind die beiden Planungsschritte für die Platzierung des femoralen und tibialen Bohrkanales zu sehen. Da das CT in definierter Überstreckung des Beines aufge-

nommen wird, lassen sich Regionen festlegen, die mit einem hohen Kollisionsrisiko behaftet sind. Das transversale Schnittbild für den Tibiabohrkanal zeigt die Kontaktflächen von Femur und Tibia als verbotene Zonen an. Im sagittalen Schnittbild für den Tibiabohrkanal ist die Verlängerung der Fossa intercondylaris als Grenzlinie eingeblendet. Mit diesen Hinweisen lässt sich das Kollisionsrisiko einschränken. Zur Isometrie des Implantates kann aber keine Aussage gemacht werden.

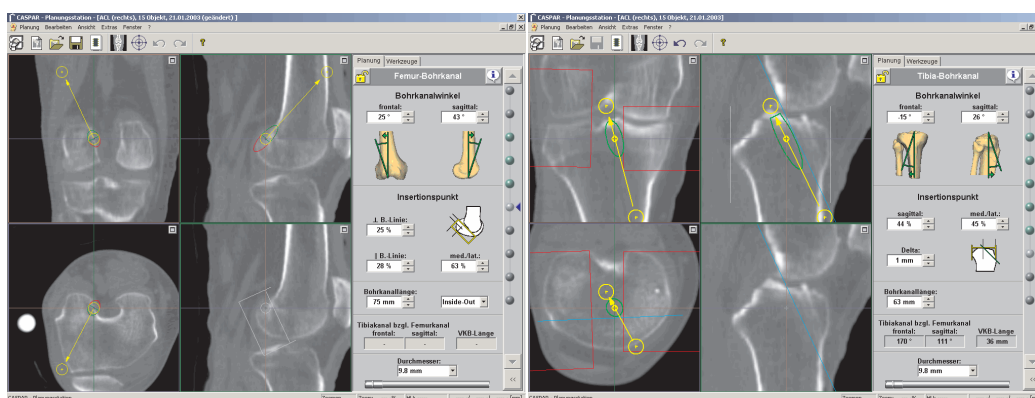


Abbildung 6.1: Ausschnitte aus einer CASPAR-Kreuzbandersatz-Planung für Objekt 15. Links: Femurbohrkanal. Rechts: Tibiabohrkanal.

## 6.1.2 Entwurf für das CASPAR-System

Das Konzept der CASPAR<sup>®</sup>-Planungsstation hat sich bewährt und soll nicht geändert werden. Der Anwender wird lediglich mit weiteren Informationen zur Bewegung des Knies versorgt. Auf die Prozessschritte, die zur Berechnung der individuellen Bewegung notwendig sind, wurde in den vorangegangenen Kapiteln bereits eingegangen. Es wird vorausgesetzt, dass diese in einer Form integriert werden können, welche die klinische Anwendung nicht einschränkt. Die zusätzlichen Informationen betreffen die beiden Qualitätskriterien Isometrie und Kollision.

### 6.1.2.1 Isometrie

Für jedes aus den Fixierungspunkten an Femur und Tibia bestehende Tupel kann der direkte Abstand  $L$  zwischen den beiden Fixierungspunkten für jeden Flexionswinkel aus  $[0^\circ, 100^\circ]$  bestimmt werden. Unter der Annahme, dass das Kreuzband immer gespannt sein soll, ergibt sich die Länge des Implantates durch den geringsten Fixierungspunkt Abstand im gesamten Intervall

des Flexionswinkels. Bei dieser Vorgabe lässt sich auch die maximale Dehnung des Implantates  $dI$  bestimmen. Es lässt sich ein Fixierungspunkt-Tupel finden, das zu einem minimalen Wert von  $dI$  führt. Dieses Ergebnis lässt jedoch physiologische Gesichtspunkte außer Acht. Daher soll die auf Schablonen basierende Strategie für die Planung des tibialen Fixierungspunktes weiterentwickelt werden. Für alle möglichen Kombinationen dieses tibialen Fixierungspunktes mit einem femoralen Fixierungspunkt wird der Isometriewert  $dI$  berechnet. Für jeden Knotenpunkt der Femuroberfläche wird der berechnete Wert von  $dI$  farblich kodiert. In Abbildung 6.2 ist der Femur von Objekt 15 mit den Isometriewerten zu sehen. Die Position der Tibiafixierung entspricht dabei der in Abbildung 6.1 gezeigten Operationsplanung.

Bei gegebener Position der tibialen Fixierung ist eine in Bezug auf die Isometrie optimale Position der femoralen Fixierung bestimmbar. Da aber nicht nur die Isometrie, sondern auch noch andere Kriterien wie etwa die Kollision von Bedeutung sind, bleibt dem Anwender die freie Platzierung des femoralen Bohrkanals mit den Isometriewerten als Hilfestellung.

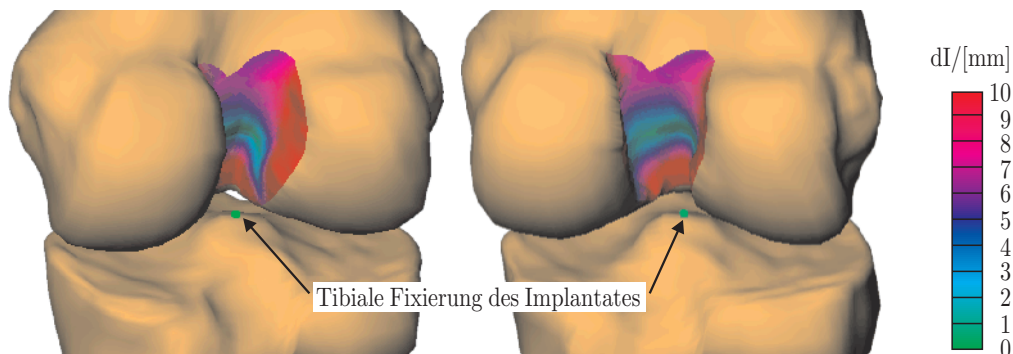


Abbildung 6.2: Farbliche Kodierung der Isometriewerte bei vorgegebener Position der tibialen Fixierung am Beispiel von Objekt 15. Links: Ansicht von medial-dorsal. Rechts: Ansicht von dorsal.

### 6.1.2.2 Kollision

Das zweite Qualitätsziel ist die Vermeidung einer Kollision des Implantates mit den Knochen. Mit der in Abbildung 6.3 skizzierten Animation des gesamten Beugeverlaufs ist erkennbar, ob das Implantat in den Bereich der Kontaktfläche zwischen Femur und Tibia gerät oder ob es bei Überstreckung mit der Fossa intercondylaris kollidiert. In der linken Hälfte von Abbildung 6.3 ist der Verlauf der Bandlänge  $L$  gezeigt. Die maximale Dehnung  $dI$  entspricht der Differenz zwischen maximaler und minimaler Bandlänge. Die

Animation in der rechten Bildhälfte ist mit dem aktuellen Wert von Flexion und  $dL$  korreliert.

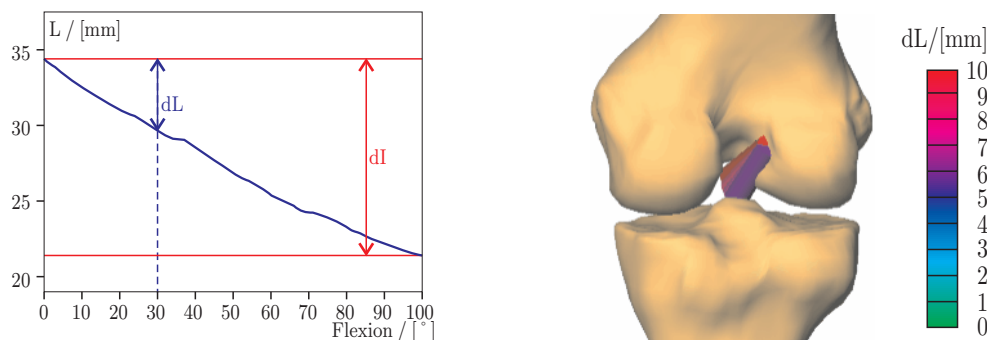


Abbildung 6.3: Links: Grafische Darstellung der Dehnung des Implantates  $dL$  über den Beugeverlauf. Rechts: Animation des Beugeverlaufs (Schnappschuss bei 30° Flexion). Das skizzierte Implantat wird entsprechend seiner Dehnung gefärbt.

### 6.1.2.3 Integration in den Planungsablauf

Da eine gleichzeitige Optimierung des femoralen und tibialen Fixierungspunktes ein physiologisch ungeeignetes Ergebnis liefern kann, wird die Planung des Tibia-Bohrkanals nicht verändert. Erst nachdem die tibiale Position festgelegt ist, wird der Femur-Bohrkanal platziert. Hier werden zu der aktuellen Position der femoralen Fixierung die beschriebenen Informationen zur Isometrie und zur Kollision bereitgestellt. Abbildung 6.4 zeigt einen Schnappschuss dieses Planungsschritts. Der Bohrkanal wird unverändert in einem frontalen und einem sagittalen Schnittbild oder mit Hilfe der Schablonen im rechten Drittel des Bildes positioniert. Gleichzeitig wandert der korrelierte femorale Fixierungspunkt in der Abbildung der Isometriewerte (Fenster unten links). Damit ist erkennbar wie geeignet diese Position in Bezug auf die Isometrie ist. In der Grafik im unteren rechten Bereich wird der Verlauf der Implantatlänge und die maximale Dehnung angezeigt. Mit einer Verschiebung der senkrechten, mit dem Flexionswinkel korrelierten Linie wird auch der Flexionswinkel in der Animation (unten Mitte) verändert. Die Kamera für die Abbildung der Animation ist für eine bessere Einsicht frei positionierbar.

Die dargestellte Planung für Objekt 15 entspricht der Abbildung 6.1. Es ist erkennbar, dass die unter Verwendung der Schablonentechnik bestimmten Positionen der Bohrkanäle in diesem Fall nicht zu einem befriedigenden

Ergebnis für die Isometrie führen. Diese Beobachtung unterstreicht noch einmal den Bedarf nach einer Operationsplanung unter Berücksichtigung der Kinematik des Kniegelenks.

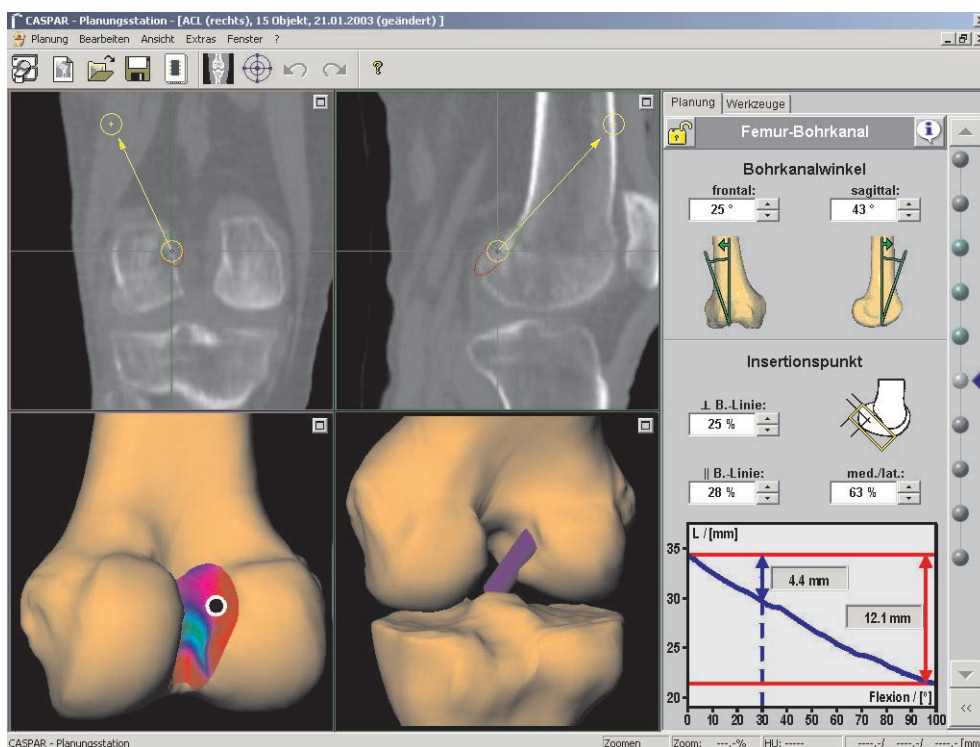


Abbildung 6.4: Entwurf für eine CASPAR<sup>®</sup>-Kreuzbandersatz-Planung unter Verwendung der Kniekinematik. Dargestellt ist die Platzierung des Femur-Bohrkanals für Objekt 15.

## 6.2 Anwendung beim Kniegelenkersatz

### 6.2.1 Problemstellung

Bei einem totalen Kniegelenkersatz wird die defekte Gelenkfläche von Femur und Tibia durch je eine Prothese ersetzt. Um den Operationserfolg auch langfristig zu erhalten, werden bei der Operationsplanung zwei Ziele verfolgt: Eine gute Ausrichtung der Beinachse und ein stabiler Bandapparat.

Es wird angestrebt, dass die mechanische Beinachse bei gestrecktem Bein in der Frontalebene durch die Kniemitte verläuft und der mechanische Femur-Tibia-Winkel  $180^\circ$  beträgt (s. Abschnitt 2.1.2.3). Bei dieser Beinausrichtung



verläuft der Kraftvektor von der Hüfte zum Boden durch die Kniemitte und die Kraft verteilt sich gleichmäßig auf die Kontaktflächen der Prothesenkomponenten. Die gleichmäßige Kraftverteilung erhöht die Standzeit der Prothese. Bei ungünstiger Achsausrichtung ist die Standzeit der Prothese deutlich gekürzt.

Ein stabiler Bandapparat ist auch für den subjektiven Operationserfolg wichtig. Wird er nicht erreicht, dann ist das gesamte Bein beim Gehen instabil und der Patient ist in seiner Bewegungsfreiheit stark eingeschränkt und verunsichert. Der Bandapparat kann jedoch in der Rehabilitationsphase deutlich gestärkt werden.

Bei den klassischen Operationstechniken wird die Achsausrichtung auf Basis von Röntgenbildern geplant. Die verfügbaren CAOS-Systeme gewinnen die Landmarken für die Achsausrichtung aus CT-Daten [CASPAR<sup>®</sup>-Kniegelenkersatz (URS Ortho, Rastatt), RoboDoc<sup>®</sup>-Knee (Integrated Surgical Systems, Davis, USA), VectorVision<sup>®</sup>-Knee (BrainLAB, Heimstetten)] oder aus Bewegungsdaten [medivision-Knieprothetik (medivision, Oberdorf, Schweiz), OrthoPilot<sup>®</sup>-Knieendoprothetik (Aesculap, Tuttlingen), Stryker Knee Navigation System (Stryker Leibinger, Freiburg)]. Alle Systeme erreichen eine bessere Achsausrichtung als die konventionellen Techniken. Mit Ausnahme des Systems der Firma medivision für die Implantation der DePuy LCS<sup>®</sup> Prothese kann aber bei keinem System zum Zeitpunkt der Operationsplanung eine Aussage über die Bandstabilität nach der Operation gemacht werden. Die Veränderung der Bandstabilität hängt von den Positionen der Implantatkomponenten und der resultierenden Kinematik des Gelenks ab.

### 6.2.2 Berechnung der postoperativen Kinematik

Um die Kinematik nach Implantation der Prothese zu berechnen, kann nicht wie beim Kreuzbandersatz vorgegangen werden, da sich die Geometrie des Gelenks durch die Operation stark verändert. Als Grundlage für die Anwendung des in Kapitel 5 beschriebenen Verfahrens zur Simulation der Kinematik wird die postoperative Geometrie von Femur und Tibia jeweils inklusive der zugehörigen Prothesenkomponente verwendet. Die postoperative Lage der Tibia zum Femur unterscheidet sich von der Abbildung in den CT-Daten. Für die Berechnung der Bewegung wird die Lage der Tibia zum Femur verwendet, die auf Grund des Prothesendesigns als Nulllage definiert ist.

Bei Objekt 19 wurde das Modell für eine reale Operationsplanung angewendet. Die Planung wurde mit dem CASPAR<sup>®</sup>-System operativ umgesetzt

und die postoperative Bewegung aufgenommen. Ein Vergleich zwischen der simulierten und der realen Kinematik für den postoperativen Zustand ist in Abbildung 6.5 links zu sehen. Während die Abweichungen bei den Translationskomponenten im akzeptablen Bereich liegen, lässt sich die Innenrotation mit dem entwickelten Modell nur ungenau simulieren. Der Grund dafür liegt in der Geometrie der tibialen Prothesenkomponente. Sie gibt fast keine Führung der femoralen Komponente vor.

Für den Kniegelenkersatz soll das Simulationsmodell noch erweitert werden. Die bereits berechnete Kinematik für den postoperativen Zustand wird noch korrigiert. Da davon ausgegangen werden kann, dass Femur und Tibia in den beiden Kondylen jeweils einen Kontaktpunkt haben, wird die Tibia in Richtung ihrer z-Achse verschoben und um ihre y-Achse gedreht, bis Femur und Tibia an genau zwei Punkten Kontakt haben. Ein Vergleich der resultierenden mit der real gemessenen Kinematik ist in Abbildung 6.5 rechts zu sehen. Der Fehler für die Innenrotation und die proximale Verschiebung ist deutlich geringer als ohne die Korrektur. In Tabelle 6.1 ist am Beispiel von Objekt 19 der Fehler für die simulierte und die anschließend korrigierte Kinematik in die Bewegungskomponenten aufgeschlüsselt. Mit Ausnahme der weniger relevanten Innenrotation liegt der Rotationsfehler unter  $3^\circ$  und der Translationsfehler unter 5 mm.

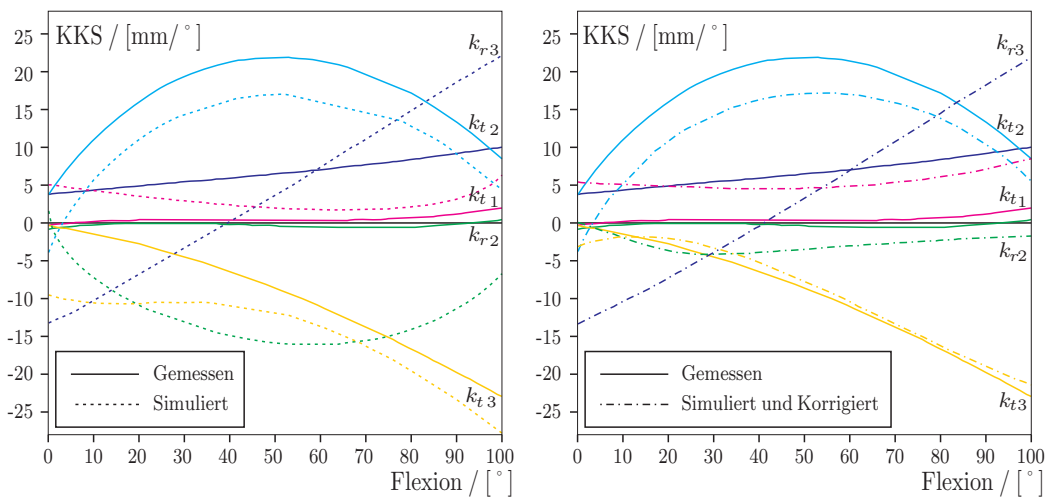


Abbildung 6.5: Kinematikkurven für gemessene und berechnete Bewegungsdaten beim Kniegelenkersatz am Beispiel von Objekt 19. Links: Mit dem Modell berechnete Kinematik. Rechts: Bis zum Flächenkontakt korrigierte Kinematik.

Fall	$\overline{e_{k_{r2...6}}}$ [°] / [mm]	$e_{k_{r2}}$ [°]	$e_{k_{r3}}$ [°]	$e_{k_{t1}}$ [mm]	$e_{k_{t2}}$ [mm]	$e_{k_{t3}}$ [mm]
Simuliert	7,00	12,63	9,35	2,66	4,90	5,48
Simuliert+Korrigiert	4,50	2,72	9,22	4,93	4,63	0,98

Tabelle 6.1: Fehler für die berechneten Kinematiken bei Objekt 19.

### 6.2.3 Entwurf für das CASPAR-System

Auch für den Kniegelenkersatz hat sich das Konzept der CASPAR®-Planungsstation in mehreren hundert Operationen bewährt und soll nicht geändert werden. Die zentralen Planungsschritte für die Platzierung der Prothesenkomponenten sind in Abbildung 6.6 zu sehen. Neben den bereits integrierten Informationen über die postoperative Achsausrichtung sollen jetzt auch Informationen zum postoperativen Bandapparat gegeben werden.

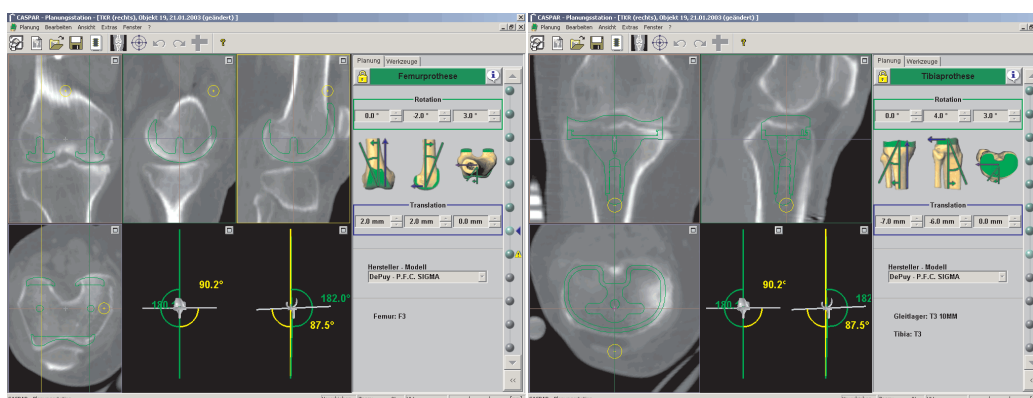


Abbildung 6.6: Ausschnitte aus einer CASPAR-Kniegelenkersatz-Planung für Objekt 19. Links: Femurprothese. Rechts: Tibiaprothese.

In Abbildung 6.7 ist ein Entwurf für eine erweiterte Planungsstation zu sehen. Die beiden linken Fenster geben Informationen über den mechanischen Femur-Tibia-Winkel vor und nach der Operation. In dem mittleren oberen Fenster sind die relevanten Bänder (LCP, LCL, LCM) vor der Operation abgebildet. Die unteren mittleren Fenster zeigen die gleichen Bänder nach der Operation. Durch die Korrektur der Beinachse verschieben sich die Ansatzpunkte der Bänder, was Auswirkung auf deren Spannung hat. Die Spannungsänderung bzw. Abstandsänderung der Ansatzpunkte an den Knochen wird in Streckung und Beugung berechnet. Die Bänder werden entsprechend der Veränderung gefärbt.

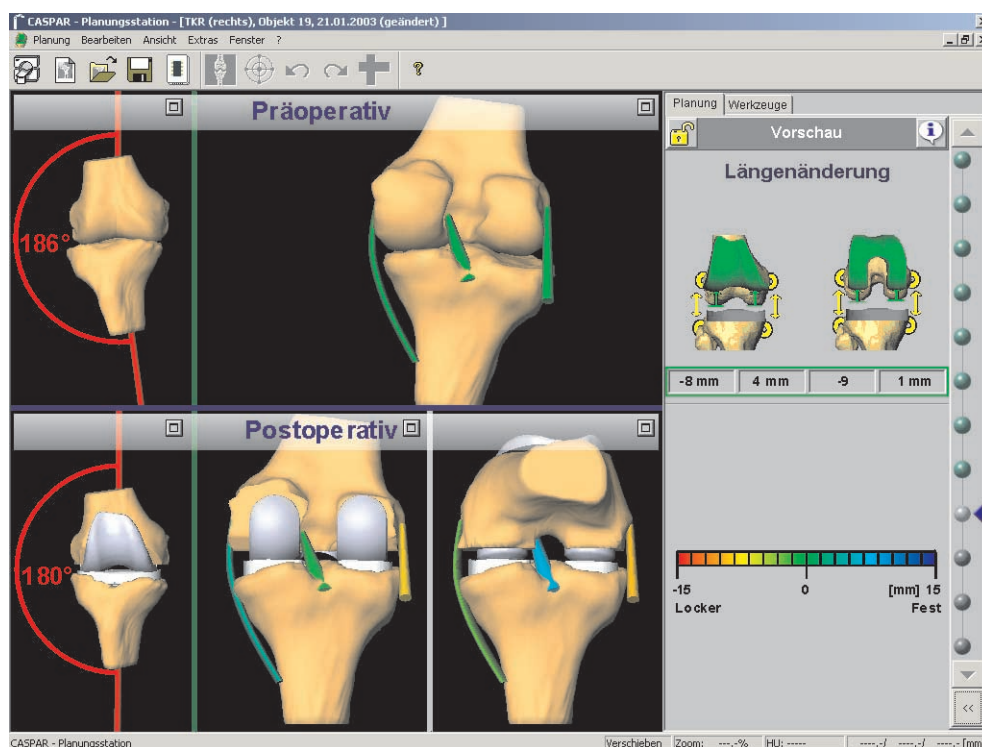


Abbildung 6.7: Entwurf für eine CASPAR®-Kniegelenkersatz-Planung unter Verwendung der Kniekinematik. Dargestellt ist die Planung für Objekt 19.

Bei dem gegebenen Beispiel von Objekt 19 wurde eine O-Bein Stellung von  $6^\circ$  korrigiert. Mit dieser Korrektur ist eine Lockerung des LCL und eine erhöhte Spannung des LCM verbunden. Mit der simulierten postoperativen Kinematik ist es möglich, die Veränderung der Bandspannungen schon vor der Operation zu quantifizieren und eventuelle Manipulationen an den Bändern zu planen oder einen Kompromiss in der Prothesenposition zu wählen.

### 6.3 Diskussion

Es wurde gezeigt, dass eine Verwendung der simulierten Kinematik des Kniegelenks bei Planungen eines Kreuzbandersatzes oder Kniegelenkersatzes möglich und sinnvoll ist. Für den Kreuzbandersatz lässt sich eine zu große Dehnung des Kreuzband-Implantates beim Beugen des Beines schon während der Planung erkennen und beheben. Ebenso ist es möglich, eine Beschädigung durch Kollision des Implantates mit den Knochen zu umgehen. Durch die Steigerung der Operationsqualität in diesen beiden Punkten ist eine deutli-

che Reduktion der Revisionsrate zu erwarten.

Auch beim Kniegelenkersatz kann durch Simulation der postoperativen Bewegung die Operationsqualität gesteigert werden. Eine auf der simulierten Bewegung beruhende Analyse der Veränderung der Bandspannungen gibt dem Operateur Informationen über den besten Kompromiss zwischen Achsausrichtung und Veränderung des Bandapparats.

Für beide Operationsarten werden die geplanten Implantatpositionen mit dem CASPAR<sup>®</sup>-Roboter während der Operation exakt umgesetzt. Da das CASPAR<sup>®</sup>-System bereits als Medizinprodukt in den Kliniken eingesetzt wird, können mit den vorgeschlagenen Modifikationen der Planungssoftware die qualitätssteigernden Maßnahmen schon bald einer großen Anzahl von Patienten zur Verfügung stehen.

In dieser Arbeit werden nur Indizien für den medizinischen Nutzen der beschriebenen Verfahren angeführt. Eine verlässliche Validierung dieser Verfahren ist nur mit einer sehr aufwändigen klinischen Studie möglich. Dabei müssen an mehreren Kliniken eine größere Anzahl von Operationen mit der konventionellen Methode und der neuen Methode durchgeführt und ausgewertet werden. Die Auswertung bezieht dabei Nachuntersuchungen über mehrere Jahre ein, um eventuelle Revisionen zu erfassen. Im Bereich des Kreuzbandersatzes oder Kniegelenkersatzes gibt es in Deutschland noch keine Studie mit vergleichbarem Aufwand. Mit dem CASPAR<sup>®</sup>-System ist durch die präzise Umsetzung der Planung durch den Roboter erstmals eine neue Basis für verlässlichere Ergebnisse auch bei kleineren Untersuchungsgruppen gegeben.

# Kapitel 7

## Zusammenfassung und Ausblick

### 7.1 Erzielte Ergebnisse und Erkenntnisse

Das Ziel dieser Arbeit war es, die Qualität der beiden häufigsten Operationen am Kniegelenk mit neuen Computer und Roboter gestützten Operationstechniken zu verbessern. Sowohl für den Kreuzbandersatz als auch für den Kniegelenkersatz sind verschiedene Operationssysteme im klinischen Einsatz. Bei den meisten dieser Systeme wird die Operation auf der Grundlage von CT-Daten geplant und später präzise umgesetzt. Dabei wird das Knie statisch betrachtet. Die Bewegung des Kniegelenks kann bei den Systemen für die Operationsplanung kaum berücksichtigt werden, was wegen des komplizierten Bewegungsmusters die Möglichkeiten beschränkt, schon zum Zeitpunkt der Operationsplanung eine Aussage über deren Qualität zu machen. Um diese Lücke zu schließen, sollte ein Modell für die Simulation der Kniebewegung entwickelt werden, das sich in die bestehenden Operationssysteme integrieren lässt, ohne den Arbeitsaufwand in den Kliniken zu erhöhen. Damit musste die Kniebewegung direkt aus den CT-Daten simuliert werden.

Die Arbeit ist in drei Schwerpunkte geteilt:

- Aufnahme von CT-Daten und Kniebewegungen der Untersuchungsgruppe
- Entwicklung eines Simulationsmodells mit den Daten der Untersuchungsgruppe
- Integration der Kniebewegung in das Roboter gestützte Operationssystem CASPAR<sup>®</sup>

### 7.1.1 Aufnahme von Bewegungsdaten

Für die Aufnahme von Kniebewegungen ohne Verletzung des Patienten gibt es nach heutigem Stand der Technik kein Verfahren, das für eine größere Anzahl von Untersuchungen geeignet ist und eine Genauigkeit ermöglicht, die für eine Modellbildung ausreichend ist. Es wurde ein neues Verfahren für die Bewegungsaufnahme entwickelt und zusammen mit Weiterentwicklungen von zwei bekannten Verfahren bei insgesamt 26 Probanden angewendet.

Dabei wurden folgende Erkenntnisse gewonnen:

- **Neues Verfahren für die nicht-invasive Bewegungsaufnahme**  
Um eine größere Anzahl von Probanden untersuchen zu können, wurde ein neues Verfahren für die **nicht-invasive** Bewegungsaufnahme entwickelt. Die Bewegung wird über die Positionsverfolgung von auf die Haut geklebten Markierungen berechnet. Da die Aufnahme für den Patienten schmerzfrei ist, wird dessen **Gangbild nicht verfälscht**. Durch die berührungslose, optische Positionsverfolgung ist ein **breites Spektrum an Untersuchungen** möglich. Es wurden neue **Techniken für die Validierung** von nicht-invasiven Bewegungsaufnahmen vorgestellt. Das entwickelte Verfahren für die Bewegungsaufnahme ist mit einem Systemfehler von ( $3^\circ/1,5$  mm) wesentlich **genauer** als die dem Stand der Technik entsprechenden Verfahren.
- **Vergleich von Kinematiken verschiedener Probanden**  
Bei allen drei Verfahren wurden die Kinematiken auf Basis von Knochenkoordinatensystemen ausgedrückt. Diese Koordinatensysteme können in den CT-Daten direkt **an anatomischen Landmarken der Knochen ausgerichtet** werden. Damit sind die Kinematiken verschiedener Probanden unabhängig vom Aufnahmeverfahren **miteinander vergleichbar**. Ein Vergleich der Kinematiken aus den veröffentlichten Studien ist auf Grund der unterschiedlichen Definitionen der Koordinatensysteme nur begrenzt möglich.
- **Analyse der Kinematiken**  
Ein Vergleich der Kinematiken mit den bekannten Studien zeigt eine **etwas bessere Intra-Objekt-Varianz** von ( $0,2^\circ/0,2$  mm) in-vitro und ( $1^\circ/1$  mm) in-vivo. Wie bei anderen Autoren wurde ein Unterschied zwischen Flexion und Extension bzw. aktiver und passiver Bewegung festgestellt. Die große **Inter-Objekt-Varianz von ( $5^\circ/3$  mm)** unterstreicht die Forderung nach einer Simulation der individuellen Kinematik. Erstmals wurden mit **verschiedenen Verfahren** und in

**größeren Untersuchungsgruppen** gewonnene Kinematiken miteinander verglichen.

### 7.1.2 Simulationsmodell

Auf Basis der aufgenommenen CT- und Bewegungsdaten wurde ein Modell für die Simulation von Kniebewegungen entwickelt. Die bekannten physikalischen Modelle des Kniegelenks benötigen individuelle Parameter, um die großen Unterschiede zwischen den Patienten berücksichtigen zu können. Da diese Parameter nur in-vitro bestimmt werden können, ist eine Verwendung für eine Operationsplanung ausgeschlossen. Das vorgestellte Modell beschreibt den Zusammenhang zwischen CT-Daten und Bewegungsdaten mit Methoden der Statistik.

Es wurden folgende Erkenntnisse gewonnen:

- Die aus den CT-Daten extrahierbare Oberfläche der beteiligten Knochen entspricht nicht den Oberflächen, die aufeinander abrollen, da die **Knorpelschichten nicht im CT identifizierbar** sind. Diese Einschränkung begrenzt den Nutzen von physikalischen Modellen stark.
- Es ist ein **Zusammenhang zwischen** der in CT-Daten segmentierbaren **Form** und der **Bewegung** gegeben. Mit einer Hauptkomponentenanalyse lässt sich die Vielzahl von Merkmalen für **Form und Bewegung durch zehn Basisvektoren beschreiben**. Für eine Simulation der Bewegung werden die Knochenformen aus einem CT gewonnen, deren Merkmale extrahiert und **in den Merkmalraum transformiert**. Hier wird die **ähnlichste Form** aller Trainingsdaten ausgewählt und deren Kinematik ergibt das Ergebnis der Simulation.
- Das Modell wurde in 26 Fällen getestet. Bei einem Vergleich mit den real aufgenommenen Bewegungen ergab sich ein mittlerer **Modellfehler von ( $4^\circ/3\text{ mm}$ )**.
- Ein Vergleich mit anderen Studien ist kaum möglich, da von den physikalischen Modellen nur eines validiert wurde. Das beschriebene **physikalische Modell liefert vergleichbare Genauigkeiten**.
- Es ist möglich, die Kinematik einer Kniebewegung nur auf Basis von CT-Daten zu berechnen. Die Genauigkeit ist mit den bekannten physikalischen Modellen vergleichbar, aber der **Anwendungsbereich ist wesentlich breiter**, da das hier vorgestellte Modell ohne Verletzung des Patienten auskommt.



### 7.1.3 Integration in ein Planungssystem

Die Verwendung der berechneten individuellen Kniekinematiken in Computer gestützten Operationssystemen wurde durch Erweiterungen in der Planungsstation des CASPAR<sup>®</sup>-Robotersystems beschrieben.

- Bei der Planung einer Kreuzbandoperation kann auf Basis der Kinematik die Qualität der geplanten Implantatposition bewertet werden. **Qualitätskriterien** sind die **begrenzte Dehnung** des Implantates und die **Vermeidung von Kollisionen** mit den Knochen.
- Bei der Planung eines Kniegelenkersatzes gibt eine auf der simulierten Bewegung beruhende Analyse der Veränderung der Bandspannungen Informationen über den **besten Kompromiss zwischen Achsausrichtung und Veränderung des Bandapparats**.
- Die Kombination der mit den beschriebenen Methoden verbesserten Operationsplanung mit der präzisen Umsetzung durch den Operationsroboter lässt erwarten, dass die **Revisionsraten deutlich reduziert** werden können.

## 7.2 Ausblick

Diese Arbeit umfasst alle Aspekte zur Kniekinematik von der Bewegungsaufnahme über die Modellbildung bis hin zur Anwendung in Computer gestützten Operationssystemen. Folgende Schritte wären in der Zukunft denkbar:

- Das Modell für die Kniekinematik wurde mit Daten von 26 Probanden trainiert. Die Trainingsdaten begrenzen das Modell, da nur der ähnlichste Trainingsproband zur Orientierung dienen kann. Bei Patienten für einen Kniegelenkersatz kommen pathologische Beinformen nicht selten vor. Die Qualität der Simulation bei stark pathologischen Formen ist ungewiss. Diesem Problem kann sowohl mit einer breiteren Trainingsbasis als auch mit einigen Sonderfallregelungen im Modell begegnet werden.
- Das Teilproblem der Segmentierung der Knochenoberflächen in CT-Daten wurde nicht tiefer betrachtet und mit Hilfe von manueller Segmentierung umgangen. Die verlässliche Segmentierung im Bereich des Kniegelenks ohne oder mit geringer Benutzerinteraktion ist Gegenstand der Forschung in anderen Arbeitsgruppen.

- Auch die Extraktion der Formmerkmale hat einen großen Anteil an Benutzerinteraktion, der prinzipiell durch Automatismen ersetzbar ist.
- Die Integration in das CASPAR<sup>®</sup>-System wurde skizziert. Eine reale Umsetzung zu einem Medizinprodukt wäre der nächste Schritt. Danach kann der breite Einsatz in den Kliniken folgen.
- Eine klinische Validierung der durch Kinematikdaten verbesserten Operationsplanungen kann nur durch aufwändige und jahrelange Studien bei vielen Operationen erfolgen. Mit einem Roboter gestützten System ist mit der präzisen Umsetzung der Planung die Grundlage für eine verlässliche Studie gegeben.

# Anhang A

## Mathematische Grundlagen

### A.1 Koordinatentransformation

#### A.1.1 Homogene Koordinaten

Die Lage eines Objekts im Raum kann mit verschiedenen Hilfsmitteln beschrieben werden. Dabei sind mindestens drei Parameter für die Translation und drei Parameter für die Rotation notwendig. Um einen Vektor eines Punktes vom KS  $A$  ( ${}^A\vec{P}$ ) ins in KS  $B$  ( ${}^B\vec{P}$ ) zu transformieren, kann die Matrixschreibweise genutzt werden.

$${}^B\vec{P} = \mathbf{R} {}^A\vec{P} + \vec{T}, \quad \mathbf{R} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}, \vec{T} \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \quad (\text{A.1})$$

Diese Transformation kann bei der Verwendung von vierdimensionalen homogenen Koordinaten durch eine einzige Matrixmultiplikation beschrieben werden [29, 36]. Bei der Transformation von  $\mathbb{R}^3$  nach  $\mathbb{R}^4$  wird die 4. Komponente auf 1 gesetzt. Bei der Rücktransformation von  $\mathbb{R}^4$  nach  $\mathbb{R}^3$  werden alle Komponenten des Vektors durch die vierte Komponente geteilt. Die Formel A.1 stellt sich dann so dar:

$${}^B\vec{P} = {}^B\mathbf{F} {}^A\vec{P}, \quad {}^B\mathbf{F} \in \mathbb{R}^{4 \times 4} \quad (\text{A.2})$$

$${}^B\mathbf{F} = \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \vec{T} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.3})$$

#### A.1.2 Kodierung der Rotation

Es gibt verschiedene Verfahren, um die durch  $\mathbf{R}$  beschriebene Rotation zu erzeugen. Zu den wichtigsten gehören Cardan- bzw. Euler-Winkel und Qua-

ternionen. Um aus den verschiedenen Parameterräumen wieder eine Rotationsmatrix zu erzeugen, werden Rotationen um die Hauptachsen verwendet:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{R}(x, \alpha) \\ \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin -\alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{R}(y, \alpha) \\ \begin{pmatrix} \cos \alpha & 0 & \sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin -\alpha & 0 & \cos \alpha \end{pmatrix} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{R}(z, \alpha) \\ \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin -\alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{pmatrix} \quad (\text{A.4})$$

### A.1.2.1 Feste Achsen

Wenn die Rotationen um die Achsen des Basiskoordinatensystems erfolgen, dann wird von *festen Achsen* gesprochen. Es sind verschiedene Reihenfolgen für die Drehungen möglich. Bei Rotationen um  $X$ ,  $Y$  und  $Z$  spricht man angelehnt an die Avionik von *yaw*, *pitch* und *roll*. Die Rotationsmatrix setzt sich wie folgt zusammen:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_{FixedXYZ} &= \mathbf{R}(z, \gamma) \mathbf{R}(y, \beta) \mathbf{R}(x, \alpha) \\ &= \begin{pmatrix} c\gamma c\beta & c\gamma s\beta s\alpha - s\gamma c\alpha & c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha \\ s\gamma c\beta & s\gamma s\beta s\alpha + c\gamma c\alpha & s\gamma s\beta c\alpha - c\gamma s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

Aus einer gegebenen Rotationsmatrix  $\mathbf{R}_{FixedXYZ}$  können die Drehwinkel  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  wieder rekonstruiert werden:

$$\begin{aligned} \beta &= \arctan2(-r_{31}, \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2}), -90^\circ \leq \beta \leq 90^\circ \\ \beta \neq \pm 90^\circ : \quad \gamma &= \arctan2(r_{21}/c\beta, r_{11}/c\beta) \\ &\quad \alpha = \arctan2(r_{32}/c\beta, r_{33}/c\beta) \\ \beta = -90^\circ : \quad \gamma &= 0 \\ &\quad \alpha = \arctan2(r_{12}, r_{22}) \\ \beta = 90^\circ : \quad \gamma &= 0 \\ &\quad \alpha = -\arctan2(r_{12}, r_{22}) \end{aligned} \quad (\text{A.6})$$

### A.1.2.2 Euler- und Cardan-Winkel

Bei Euler-Winkeln wird um die jeweils mitgedrehten Achsen rotiert. Es sind alle Kombinationen von Drehungen um die Achsen  $i, j, k$  möglich. Euler-Winkel im engeren Sinn liegen nur dann vor, wenn eine Achse zwei Mal als Drehachse verwendet wird ( $i = k$ ). Wenn alle Drehachsen verschieden sind, spricht man auch von Cardan-Winkeln. Das Drehen um die resultierenden Achsen entspricht einem multiplizieren der Rotationsmatrizen von rechts.

Für die Cardan-Winkel Z-Y-X gilt:

$$\begin{aligned}\mathbf{R}_{CardanZYX} &= \mathbf{R}(z, \gamma) \mathbf{R}(y, \beta) \mathbf{R}(x, \alpha) \\ &= \mathbf{R}_{FixedXYZ}\end{aligned}\quad (\text{A.7})$$

Die Euler-Winkel lassen sich aus der Rotationsmatrix entsprechend A.6 berechnen.

### A.1.2.3 Äquivalente Achse-Winkel

Eine weitere Möglichkeit eine Rotation auszudrücken besteht darin, um eine freie Achse und einen Winkel  $\theta$  zu drehen. Die Achse kann durch einen dreidimensionalen Vektor beliebiger Länge beschrieben werden. Der normierte Achsvektor  $\vec{A}$  hat nur zwei unabhängige Variablen. Wenn die Länge des Vektors dem Drehwinkel entspricht, beschreibt dieser Vektor  $\vec{A}' = \theta\vec{A}$  bereits die Drehung.

$$\mathbf{R}_{AchseWinkel} = \begin{pmatrix} va_x a_x + c & va_x a_y - sa_z & va_x a_z + sa_y \\ va_x a_y + sa_z & va_y a_y + c & va_y a_z - sa_x \\ va_x a_z - sa_y & va_y a_z + sa_x & va_z a_z + c \end{pmatrix}, \quad (\text{A.8})$$

$$s = \sin \theta, c = \cos \theta, v = 1 - \cos \theta$$

Aus einer gegebenen Rotationsmatrix können die Parameter  $\vec{A}$  und  $\theta$  rekonstruiert werden:

$$\begin{aligned}\theta &= \arccos((r_{11} + r_{22} + r_{33} - 1)/2) \\ 0^\circ \neq \theta \neq 180^\circ : \vec{A} &= \frac{1}{2\sin \theta} \begin{pmatrix} r_{32} - r_{23} \\ r_{13} - r_{31} \\ r_{21} - r_{12} \end{pmatrix} \\ \theta = 0^\circ : \vec{A} &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \\ \theta = 180^\circ : \vec{A} &= \begin{pmatrix} \pm \sqrt{(r_{11} + 1)/2} \\ \pm \sqrt{(r_{22} + 1)/2} \\ \pm \sqrt{(r_{33} + 1)/2} \end{pmatrix}\end{aligned}\quad (\text{A.9})$$

Hier ist zu erkennen, dass diese Notation zu numerischen Instabilitäten bei sehr kleinen Winkeln führt.

### A.1.2.4 Quaternion

Es gibt verschiedene Abwandlungen der Achse-Winkel Notation. Die Skalierung mit  $\sin(\theta/2)$  und  $\cos(\theta/2)$  bildet den  $4 \times 1$  Vektor  $\mathbf{Q}$ , der Einheits-

Quaternion oder Euler-Parametervektor genannt wird:

$$\begin{aligned}
 q_1 &= a_x \sin(\theta/2) \\
 q_2 &= a_y \sin(\theta/2) \\
 q_3 &= a_z \sin(\theta/2) \\
 q_4 &= \cos(\theta/2)
 \end{aligned} \tag{A.10}$$

Die Skalierung führt dazu, dass bei kleinen Winkeln alle Koordinaten der Drehachse gegen Null streben. Es ergibt sich folgende Rotationsmatrix:

$$\mathbf{R}_{\text{Quaternion}} = \begin{pmatrix} 1 - 2q_2^2 - 2q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_3q_4) & 2(q_1q_3 + q_2q_4) \\ 2(q_1q_2 + q_3q_4) & 1 - 2q_1^2 - 2q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_1q_4) \\ 2(q_1q_3 - q_2q_4) & 2(q_2q_3 + q_1q_4) & 1 - 2q_1^2 - 2q_2^2 \end{pmatrix} \tag{A.11}$$

Aus der Rotationsmatrix kann ein Quaternion wie folgt bestimmt werden:

$$\begin{aligned}
 q_4 &= \frac{1}{2} \sqrt{1 + r_{11} + r_{22} + r_{33}} \\
 q_1 &= \frac{r_{32} - r_{23}}{4q_4} \\
 q_2 &= \frac{r_{13} - r_{31}}{4q_4} \\
 q_3 &= \frac{r_{21} - r_{12}}{4q_4}
 \end{aligned} \tag{A.12}$$

Bei Drehungen um  $180^\circ$  wird  $q_4 = 0$ , was alternative Gleichungen für  $q_1$ ,  $q_2$ ,  $q_3$  erfordert.

## A.2 Statistische Funktionen

$$\text{Root Mean Square : } RMS(x) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n e_i^2} \tag{A.13}$$

$$\text{Varianz : } VAR(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \tag{A.14}$$

$$\text{Standardabweichung : } \sigma(x) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \tag{A.15}$$

# Anhang B

## Abgeleitete Merkmale der Knochenform

### B.1 Viele Merkmale

Nr.	Def.	Beschreibung
1-3	F1	Femur: med. Epikondylus
4-6	F2	Femur: Mitte des lat. Epikondylus
7-9	F3	Femur: Dist. Rand des lat. Epikondylus
10-12	F4	Femur: Prox. Rand des lat. Epikondylus
13-15	F5	Femur: Distalster Punkt der med. Kondyle
16-18	F6	Femur: Distalster Punkt der lat. Kondyle
19-21	F7	Femur: Posteriorster Punkt der med. Kondyle
22-24	F8	Femur: Posteriorster Punkt der lat. Kondyle
25-27	F9	Femur: Proximalster Punkt der med. Kondyle
28-30	F10	Femur: Proximalster Punkt der lat. Kondyle
31-33	F11	Femur: Zentraler prox. Rand der facies patellaris
34-36	F12	Femur: Prox. Rand der Fossa intercondylaris
37-39	F13	Femur: Dist. Rand der Fossa intercondylaris
40-42	F14	Femur: Mitte der Ansatzfläche des LCA
43-45	F15	Femur: Mitte der Ansatzfläche des LCP
46-48	T1	Tibia: Spitze der med. Eminentia intercondylaris
49-51	T2	Tibia: Prox. Rand der post. Fossa intercondylaris
52-54	T3	Tibia: Dist. Rand der post. Fossa intercondylaris
55-57	T4	Tibia: Fibulakopf (Mitte der Ansatzfläche des LCL)
58-60	T5	Tibia: Tuberositas (Mitte der Ansatzfläche des Lig. patellae)
61-63	T6	Tibia: Ant. Rand der med. Gleitfläche
64-66	T7	Tibia: Ant. Rand der lat. Gleitfläche
67-69	T8	Tibia: Mitte der med. Gleitfläche
70-72	T9	Tibia: Mitte der lat. Gleitfläche
73-75	T10	Tibia: Post. Rand der med. Gleitfläche
76-78	T11	Tibia: Post. Rand der lat. Gleitfläche
79-81	T12	Tibia: Post. Rand der med. Kondyle
82-84	T13	Tibia: Post. Rand der lat. Kondyle
85-87	T14	Tibia: Ant. Rand des Tibiakopfes
88-90	T15	Tibia: Med. Rand des Tibiakopfes
91-93	T16	Tibia: Lat. Rand des Tibiakopfes
94-96	T17	Tibia: Mitte der Ansatzfläche des LCM

Nr.	Def.	Beschreibung
97	$1/\text{Rad}(F5)_{x=0}$	Radius der dist. med. Kondyle in der Sagittalebene
98	$1/\text{Rad}(F5)_{y=0}$	Radius der dist. med. Kondyle in der Frontalebene
99	$1/\text{Rad}(F6)_{x=0}$	Radius der dist. lat. Kondyle in der Sagittalebene
100	$1/\text{Rad}(F6)_{y=0}$	Radius der dist. lat. Kondyle in der Frontalebene
101	$1/\text{Rad}(F7)_{x=0}$	Radius der post. med. Kondyle in der Sagittalebene
102	$1/\text{Rad}(F7)_{z=0}$	Radius der post. med. Kondyle in der Transversal
103	$1/\text{Rad}(F8)_{x=0}$	Radius der post. lat. Kondyle in der Sagittalebene
104	$1/\text{Rad}(F8)_{z=0}$	Radius der post. lat. Kondyle in der Transversal
105	$1/\text{Rad}(F9)_{x=0}$	Radius der prox. med. Kondyle in der Sagittalebene
106	$1/\text{Rad}(F9)_{y=0}$	Radius der prox. med. Kondyle in der Frontalebene
107	$1/\text{Rad}(F10)_{x=0}$	Radius der prox. lat. Kondyle in der Sagittalebene
108	$1/\text{Rad}(F10)_{y=0}$	Radius der prox. lat. Kondyle in der Frontalebene
109	$\ \overrightarrow{F1F2}\ $	Abstand zwischen beiden Epikondylen
110	$\ \overrightarrow{F5F6}\ $	Abstand zwischen beiden dist. Kondylen
111	$\ \overrightarrow{F7F8}\ $	Abstand zwischen beiden post. Kondylen
112	$\ \overrightarrow{F9F10}\ $	Abstand zwischen beiden prox. Kondylen
113	$\ \overrightarrow{F5F7}\ $	Abstand zwischen dist. und post. Kondyle med.
114	$\ \overrightarrow{F6F8}\ $	Abstand zwischen dist. und post. Kondyle lat.
115	$\ \overrightarrow{F7F9}\ $	Abstand zwischen post. und prox. Kondyle med.
116	$\ \overrightarrow{F8F10}\ $	Abstand zwischen post. und prox. Kondyle lat.
117	$\ \overrightarrow{F11F5}\ $	Abstand zwischen facies patellaris und dist. med. Kondyle
118	$\ \overrightarrow{F11F6}\ $	Abstand zwischen facies patellaris und dist. lat. Kondyle
119	$\ \overrightarrow{F1F5}\ $	Abstand zwischen Epikondylus und dist. Kondyle med.
120	$\ \overrightarrow{F2F6}\ $	Abstand zwischen Epikondylus und dist. Kondyle lat.
121	$\ \overrightarrow{F12F13}\ $	Ausdehnung der Fossa intercondylaris
122	$\angle(\overrightarrow{F5F7}_{z=0}, \overrightarrow{F6F8}_{z=0})$	Winkel zwischen den Kondylen in der Transversalebene
123	$\angle(\overrightarrow{F13F12}_{x=0}, e_z)$	Neigung des Fossa intercondylaris in der Sagittalebene
124	$1/\text{Rad}(T6)_{x=0}$	Radius der ant. med. Gleitfläche in der Sagittalebene
125	$1/\text{Rad}(T6)_{y=0}$	Radius der ant. med. Gleitfläche in der Frontalebene
126	$1/\text{Rad}(T7)_{x=0}$	Radius der ant. lat. Gleitfläche in der Sagittalebene
127	$1/\text{Rad}(T7)_{y=0}$	Radius der ant. lat. Gleitfläche in der Frontalebene
128	$1/\text{Rad}(T8)_{x=0}$	Radius der zentralen med. Gleitfläche in der Sagittalebene
129	$1/\text{Rad}(T8)_{y=0}$	Radius der zentralen med. Gleitfläche in der Frontalebene
130	$1/\text{Rad}(T9)_{x=0}$	Radius der zentralen lat. Gleitfläche in der Sagittalebene
131	$1/\text{Rad}(T9)_{y=0}$	Radius der zentralen lat. Gleitfläche in der Frontalebene
132	$1/\text{Rad}(T10)_{x=0}$	Radius der post. med. Gleitfläche in der Sagittalebene
133	$1/\text{Rad}(T10)_{y=0}$	Radius der post. med. Gleitfläche in der Frontalebene
134	$1/\text{Rad}(T11)_{x=0}$	Radius der post. lat. Gleitfläche in der Sagittalebene
135	$1/\text{Rad}(T11)_{y=0}$	Radius der post. lat. Gleitfläche in der Frontalebene
136	$1/\text{Rad}(T6, T8, T10)_{z=0}$	Radius der med. Gleitfläche in der Transversalebene
137	$1/\text{Rad}(T7, T9, T11)_{z=0}$	Radius der lat. Gleitfläche in der Transversalebene
138	$\ \overrightarrow{T8T9}\ $	Abstand zwischen Gleitflächenzentren
139	$\ \overrightarrow{T15T16}\ $	Breite des Tibiakopfes
140	$\ \overrightarrow{T12T14}\ $	Tiefe des Tibiakopfes
141	$\ \overrightarrow{T2T3}\ $	Ausdehnung der Area intercondylaris
142	$\angle(\overrightarrow{T6T10}_{z=0}, \overrightarrow{T7T11}_{z=0})$	Winkel zwischen den Kondylen in der Transversalebene
143	$\angle(\overrightarrow{T3T2}_{x=0}, e_z)$	Neigung des Area intercondylaris in der Sagittalebene
144	$\angle(\overrightarrow{T5T1}_{z=0}, e_y)$	Außendrehung der Tuberositas in der Transversalebene
145	$\ \overrightarrow{F14T1}\ $	Länge des LCA
146	$\ \overrightarrow{F15T3}\ $	Länge des LCP
147	$\ \overrightarrow{F1T17}\ $	Länge des LCM
148	$\ \overrightarrow{F2T4}\ $	Länge des LCL
149	$\overrightarrow{F5T8}_z$	Knorpeldicke medial in Extension
150	$\overrightarrow{F6T9}_z$	Knorpeldicke lateral in Extension



## B.2 Wenige Merkmale

Nr.	Def.	Beschreibung
1	$\overline{F2F1}_x$	Abstand der beiden Epikondylen in der Frontalebene
2	$\overline{F2F1}_y$	Abstand der beiden Epikondylen in der Sagittalebene
3	$\overline{F6F5}_x$	Abstand der dist. Kondylen in der Frontalebene
4	$\overline{F8F7}_x$	Abstand der post. Kondylen in der Frontalebene
5	$\overline{F5F7}_y$	Abstand zwischen dist. und post. med. Epikondyle in der Sagittalebene
6	$\overline{F6F8}_y$	Abstand zwischen dist. und post. lat. Epikondyle in der Sagittalebene
7	$\angle(\overline{F5F7}_{z=0}, \overline{F6F8}_{z=0})$	Winkel zwischen den Kondylen in der Transversalebene
8	$\angle(\overline{F13F12}_{x=0}, e_z)$	Neigung des Fossa intercondylaris in der Sagittalebene
9	$\overline{F15F14}_y$	Abstand der femoralen Ansatzp. von LCP und LCA in der Sag.Ebene
10	$\overline{F13T1}_y$	Abstand der dist. Fossa intercond. zur med. Eminentia in der Sag.Ebene
11	$\angle(\overline{T3T2}_{x=0}, e_z)$	Neigung des Area intercondylaris in der Sagittalebene
12	$\overline{T1T2}_y$	Abstand der tibialen Ansatzpunkte von LCA und LCP in der Sag.Ebene
13	$\overline{T16T15}_x$	Breite des Tibiakopfes
14	$\overline{T14T12}_y$	Tiefe des Tibiakopfes
15	$\overline{T6T10}_y$	Ausdehnung der med. tibialen Gleitfläche in der Sagittalebene
16	$\overline{T7T11}_y$	Ausdehnung der lat. tibialen Gleitfläche in der Sagittalebene
17	$\overline{T9T8}_x$	Abstand der tibialen Gleitflächen in der Frontalebene
18	$\angle(\overline{T7T6}_{z=0}, e_x)$	Außendrehung der anterioren tibialen Gleitflächen
19	$\angle(\overline{T9T8}_{z=0}, e_x)$	Außendrehung der zentralen tibialen Gleitflächen
20	$\angle(\overline{T11T10}_{z=0}, e_x)$	Außendrehung der posterioren tibialen Gleitflächen
21	$\angle(\overline{T5T1}_{z=0}, e_y)$	Außendrehung der Tuberositas in der Transversalebene
22	$\overline{T8F5}_z$	Knorpeldicke medial in Extension
23	$\overline{T9F6}_z$	Knorpeldicke lateral in Extension
24	$\ \overline{F14T1}\ $	Länge des LCA
25	$\ \overline{F15T3}\ $	Länge des LCP
26	$\ \overline{F17T7}\ $	Länge des LCM
27	$\ \overline{F2T4}\ $	Länge des LCL
28	$\overline{T17F1}_y$	Abstand der Ansatzpunkte von LCM Sagittalebene
29	$\overline{T4F2}_y$	Abstand der Ansatzpunkte von LCL Sagittalebene
30	$\angle(\overline{T1F14}_{x=0}, \overline{T2F15}_{x=0})$	Winkel zwischen LCP und LCA in der Sagittalebene
31	$1/\text{Rad}(F5)_{x=0}$	Krümmung der dist. med. Femurkondyle in der Sagittalebene
32	$1/\text{Rad}(F6)_{x=0}$	Krümmung der dist. lat. Femurkondyle in der Sagittalebene
33	$1/\text{Rad}(F7)_{x=0}$	Krümmung der post. med. Femurkondyle in der Sagittalebene
34	$1/\text{Rad}(F8)_{x=0}$	Krümmung der post. lat. Femurkondyle in der Sagittalebene
35	$1/\text{Rad}(T8)_{x=0}$	Krümmung der med. Tibiakondyle in der Sagittalebene
36	$1/\text{Rad}(T9)_{x=0}$	Krümmung der lat. Tibiakondyle in der Sagittalebene
37	31 – 32	Krümmungsdifferenz dist. Femurkondyle
38	33 – 34	Krümmungsdifferenz post. Femurkondyle
39	31 – 33	Krümmungsdifferenz med. Femurkondyle
40	32 – 34	Krümmungsdifferenz lat. Femurkondyle
41	31 – 35	Krümmungsdifferenz med. Kondylen
42	32 – 36	Krümmungsdifferenz lat. Kondylen

# Anhang C

## Abkürzungen und Formelzeichen

### C.1 Abkürzungen

CAOS	Computer Assisted Orthopaedic Surgery
CH	Belastungsfall: Aufstehen vom Stuhl
CT	Computertomogramm
CY	Belastungsfall: Radfahren
DICOM	Digital Communications in Medicine
FKS	Femurkoordinatensystem
FL	Belastungsfall: Kniebeuge
JO	Belastungsfall: Joggen
KKS	Kniekoordinatensystem
KS	Koordinatensystem
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomogramm
PA	Belastungsfall: Passive Bewegung
PCA	Principal Component Analysis. Hauptkomponentenanalyse
RMS	Root Mean Square
RN	Belastungsfall: Laufen
SVD	Singular Value Decomposition
TKS	Tibiakoordinatensystem
WA	Belastungsfall: Gehen

## C.2 Formelzeichen

$\arctan2(x, y)$	$\arctan(y/x)$ , vorzeichenerhaltend: Wenn $x, y < 0$ , dann $\arctan2(x, y) < 0$ . Wenn $x, y > 0$ , $\arctan2(x, y) > 0$ .
c	cos
${}^A_B\mathbf{F}$	$(4 \times 4)$ Matrix (Frame), die das Koordinatensystem $B$ im Koordinatensystem $A$ beschreibt, oder einen Vektor von $B$ nach $A$ transformiert.
$\mathbb{N}$	Menge der natürlichen Zahlen
$\vec{P}$	$(3 \times 1)$ oder $(4 \times 1)$ Vektor
${}^A\vec{P}$	$(3 \times 1)$ oder $(4 \times 1)$ Vektor der einen Punkt im Koordinatensystem $A$ beschreibt
$\mathbb{R}$	Menge der reellen Zahlen
${}^A_B\mathbf{R}$	$(3 \times 3)$ Matrix, die die Rotation von Koordinatensystem $B$ im Koordinatensystem $A$ beschreibt
s	sin
$\vec{T}$	$(3 \times 1)$ Translationsvektor

# Anhang D

## Glossar

**Abduktion** Von der Mittelebene des Körpers abgespreizt. Hier: Fuß nach Außen abgespreizt

**Adduktion** Zur Mittelebene des Körpers gezogen. Hier: Fuß nach innen gezogen

**Anatomie** Lehre vom Bau der Körperteile

**anterior** Vorne gelegen

**Außenrotation** Hier: Zehen nach außen gedreht

**Biomechanik** Biologische Reaktion von Geweben und Organen auf mechanische Einflüsse

**Bitmap** 2-dimensionales, gerastertes Bild

**CAOS** Computer Assisted Orthopaedic Surgery

**CASPAR** Computer Assisted Surgery Planning And Robotics

**Computertomographie (CT)** Bildgebendes Verfahren, das auf Röntgentechnik basiert. Es liefert einen guten Kontrast zwischen Knochen und Weichteilen.

**Condylus femoris** Gelenkknorren des Oberschenkelknochens

**Condylus tibiae** Gelenkknorren des Schienbeines

**dimer** Zweiteilig, zweigliedrig

**distal** Zum Fuß gelegen

**Eminentia intercondylaris** Knochenerhebung zwischen den Gelenkflächen der Tibiakondylen

**Extension** Streckung. Hier: des Kniegelenks

**Femur** Oberschenkelknochen

**Fibula** Wadenbein

**Flexion** Beugung. Hier: Beugung des Kniegelenks

**Fossa intercondylaris** Dorsal gelegene Nut zwischen den beiden Femurkondylen

**Frontalebene** Ebene bei Betrachtung von anterior oder posterior

**Hauptkomponentenanalyse** Verfahren zur Dimensionsreduktion, bei dem durch geeignete Basistransformation die Varianz der Daten annähernd erhalten bleibt.

**Innenrotation** Hier: Zehen zur Körpermitte gedreht

**invasiv** In den Körper eindringend, den Körper verletzend

**in-vitro** Außerhalb des lebenden Organismus

**in-vivo** Innerhalb eines lebenden Organismus

**Kinematik** Beschreibung der Bewegung ohne Betrachtung der verursachenden Kräfte

**Kinetik** Lehre von der Bewegung durch Kräfte

**lateral** Außen liegend

**Lig. collaterale laterale** (LCL) Außenband

**Lig. collaterale mediale** (LCM) Innenband

**Lig. cruciatum anterior** (LCA) Vorderes Kreuzband

**Lig. cruciatum posterior** (LCP) Hinteres Kreuzband

**Lig. patellae** Kniescheibenband

**Magnetresonanztomographie (MRT)** Bildgebendes Verfahren, das auf den magnetischen Eigenschaften bestimmter Atomkerne basiert. Es liefert einen guten Kontrast zwischen den verschiedenen Weichteilgeweben.

**medial** Innen liegend

**Meniscus** Knorpelige Scheibe als Bestandteil des Kniegelenks

**NURBS** Non-Uniform Rational B-Splines: Stückweise rationale Kurven oder Flächen in B-Spline Darstellung

**OpenGL** Open Graphics Library: Plattform unabhängige Softwarebibliothek für die Darstellung von 3D-Szenen

**Osteotomie** Durchtrennen von Knochen, um Fehlstellungen auszugleichen

**Patella** Kniescheibe

**pathologisch** Krankhaft

**PCA** Siehe Hauptkomponentenanalyse

**Pelvis** Becken

**perkutan** Durch die Haut hindurch wirkend

**physiologisch** Die natürlichen Lebensvorgänge betreffend

**Pixel** Kleinste Einheit für eine gerastertes, 2-dimensionales Bild

**posterior** Hinten liegend

**proximal** Zum Kopf gelegen

**Sagittalebene** Ebene bei Betrachtung von medial oder lateral

**Tibia** Schienbein

**Transversalebene** Ebene bei Betrachtung von proximal oder distal

**Voxel** Kleinste Einheit für ein gerastertes, 3-dimensionales Volumen

# Literaturverzeichnis

- [1] 3B SCIENTIFIC GMBH, Hamburg: *ANATOMYtrainer<sup>TM</sup> 1.0 für Windows 95/NT*. 1998. – [www.3bscientific.com](http://www.3bscientific.com)
- [2] ABDEL-RAHMAN, E.M. ; HEFZY, M.S.: Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading. In: *Medical Engineering & Physics* 20 (1998), Nr. 4, S. 276–290
- [3] ALEXANDER, E.J. ; ANDRIACCHI, T.P.: Correcting for deformation in skin-based marker systems. In: *Journal of Biomechanics* 34 (2001), Nr. 3, S. 355–361
- [4] AMIS, A.A. ; DAWKINS, G.P.: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. In: *The Journal of bone and joint surgery, British volume* 73 (1991), Nr. 2, S. 260–267
- [5] ANDRIACCHI, T.P. ; ALEXANDER, E.J. ; TONEY, M.K. ; DYRBY, C. ; SUM, J.: A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 120 (1998), Nr. 6, S. 743–749
- [6] ANDRIACCHI, T.P. ; MIKOSZ, R.P. ; HAMPTON, S.J. ; GALANTE, J.O.: Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1983), Nr. 1, S. 23–29
- [7] ARNOLD, A.S. ; SALINAS, S. ; ASAKAWA, D.J. ; DELP, S.L.: Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. In: *Computer Aided Surgery* 5 (2000), Nr. 2, S. 108–119
- [8] BATISTA, J.: *Explicit Monoplane Camera Calibration / University of Coimbra, Dept. of Electrical Engineering*. 1996. – Forschungsbericht

- [9] BISSHOPP, K.E.: Rodriguez formula and the screw matrix. In: *Journal of engineering for industry, Transactions of the ASME* (1969), S. 179–185
- [10] BLANKEVOORT, L. ; HUISKES, R.: Validation of a three-dimensional model of the knee. In: *Journal of Biomechanics* 29 (1996), Nr. 7, S. 955–961
- [11] BLANKEVOORT, L. ; HUISKES, R. ; LANGE, A. de: The envelope of passive knee joint motion. In: *Journal of Biomechanics* 21 (1988), Nr. 9, S. 705–720
- [12] BLANKEVOORT, L. ; KUIPER, J.H. ; HUISKES, R. ; GROOTENBOER, H.J.: Articular contact in a three-dimensional model of the knee. In: *Journal of Biomechanics* 24 (1991), Nr. 11, S. 1019–1031
- [13] BOESEEKE, R. ; BRUCKNER, T. ; ENDE, G.: Landmark based correlation of medical images. In: *Physics in medicine and biology* 35 (1990), Nr. 1, S. 121–126
- [14] BOTTOMLEY, P.A. ; FOSTER, T.H. ; ARGERSINGER, R.E. ; PFEIFER, L.M.: A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. In: *Medical Physics* 11 (1984), Nr. 4, S. 425–48
- [15] BOUWMEESTER, P.S. ; KUIJER, R. ; HOMMINGA, G.N. ; BULSTRA, S.K. ; GEESINK, R.G.: A retrospective analysis of two independent prospective cartilage repair studies: autogenous perichondrial grafting versus subchondral drilling 10 years post-surgery. In: *Journal of orthopaedic research* 20 (2002), Nr. 2, S. 267–273
- [16] BROCKHAUS, F.A. (Hrsg.): *Der Gesundheits-Brockhaus*. 1999
- [17] CAPPELLO, A. ; CAPPOZZO, A. ; LA PALOMBARA, P.F. ; LUCCHETTI, L. ; LEARDINI, A.: Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. 16 (1997), Nr. 2, S. 259–274
- [18] CAPPOZZO, A. ; CAPPELLO, A. ; DELLA CROCE, U. ; PENSALFINI, F.: Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44 (1997), Nr. 12, S. 1165–1174



- [19] CAPPOZZO, A. ; CATANI, F. ; LEARDINI, A. ; BENEDETTI, M.G. ; DELLA CROCE, U.: Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. In: *Clinical Biomechanics* 11 (1996), Nr. 2, S. 90–100
- [20] CHAO, E.Y.S.: Justification of a tri-axial goniometer for the measurement of joint rotation. In: *Journal of Biomechanics* 13 (1980), Nr. 12, S. 989–1006
- [21] CHAU, T.: A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. In: *Gait and Posture* 13 (2001), Nr. 1, S. 49–66
- [22] CHAU, T.: A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. In: *Gait and Posture* 13 (2001), Nr. 2, S. 102–120
- [23] CHEN, E. ; ELLIS, R.E. ; BRYANT, J.T.: A Strain-Energy Model of Passive Knee Kinematics for the Study of Surgical Implantation Strategies. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2000*, Springer, 2000 (Lecture Notes in Computer Science No.1935), S. 1086–1095
- [24] CHEN, J.X. ; WECHSLER, H. ; PULLEN, J.M. ; ZHU, Ying ; MACMAHON, E.B.: Knee surgery assistance: patient model construction, motion simulation, and biomechanical visualization. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48 (2001), Nr. 9, S. 1042–1052
- [25] CHÈZE, L.: Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data. In: *Journal of Biomechanics* 33 (2000), Nr. 12, S. 1695–1699
- [26] CHITTAJALLU, S.K. ; KOHRT, K.G.: FORM2D - A Mathematical Model of the Knee. In: *Mathematical and Computer Modelling* 24 (1996), Nr. 9, S. 91–101
- [27] COOTES, T.F. ; TAYLOR, C.J.: Statistical Models of Appearance for Computer Vision / University of Manchester (UK), Image Science and Biomedical Engineering. 2001. – Forschungsbericht
- [28] COOTES, T.F. ; TAYLOR, C.J.: Statistical models of appearance for medical image analysis and computer vision. In: *Proc. SPIE Medical Imaging*, 2001

- [29] CRAIG, J.J.: *Introduction to Robotics*. 2. Addison-Wesley, 1989
- [30] CROWNINSHIELD, R. ; POPE, M.H. ; JOHNSON, R.J.: An analytical model of the knee. In: *Journal of Biomechanics* 9 (1976), Nr. 6, S. 397–405
- [31] DELUZIO, K.J. ; WYSS, U.P. ; ZEE, B. ; COSTIGAN, P.A. ; SORBIE, C.: Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. In: *Human Movement Science* 16 (1997), Nr. 2-3, S. 201–217
- [32] EBERHART, H. (Hrsg.): *Fundamental Studies of Human Locomotion and other Information Relating to Design of Artificial Limbs. Report to US Veterans' Association*. Berkeley : University of California, 1947
- [33] EDELMANN, R. (Hrsg.) ; HESSELINK, J. (Hrsg.): *Clinical Magnetic Resonance*. Saunders, 1990
- [34] ENGBRETSSEN, L. ; LEWIS, J.L.: Graft selection and biomechanical considerations in ACL reconstruction (isometry, stress, preload). In: *Sports Med Arthroscopy Review* 4 (1996), S. 336–341
- [35] FIORETTI, S. ; CAPPOZZO, A. ; LUCCHETTI, L.: Joint Kinematics. In: ALLARD, P. (Hrsg.) ; CAPPOZZO, A. (Hrsg.) ; LUNDBERG, A. (Hrsg.): *Three-dimensional Analysis of Human Locomotion*. Wiley&Sons, 1997, S. 173–189
- [36] FOLEY, J. ; DAM, A. van ; FEINER, S. ; HUGHES, J.: *Computer Graphics*. 2. Addison Wesley, 1995
- [37] FRIEDRICH, N.F. ; O'BRIEN, W.R.: Zur funktionellen Anatomie der Kreuzbänder. In: JAKOB, R.P. (Hrsg.) ; STÄUBLI, H.U. (Hrsg.): *Kniegelenk und Kreuzbänder*. Springer, 1990, S. 80–95
- [38] FULLER, J. ; LIU, L.J. ; MURPHY, M.C. ; MANN, R.W.: A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured with pin- and skin-mounted markers. In: *Human Movement Science* 16 (1997), Nr. 2, S. 219–242
- [39] GANJIKIA, S. ; DUVAL, N. ; YAHIA, L'H ; GUISE, J.A. de: Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. In: *The Knee* 7 (2000), Nr. 4, S. 221–231

- [40] GARG, A. ; WALKER, P.S.: Prediction of total knee motion using a three-dimensional computer-graphics model. In: *Journal of Biomechanics* 23 (1990), Nr. 1, S. 45–58
- [41] GIRGIS, F.G. ; MARSHALL, J.L. ; MONAJEM, A.: The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical functional and experimental analysis. In: *Clinical orthopaedics and related research* 106 (1975), S. 216–31
- [42] GROOD, E.S. ; SUNTAY, W.J.: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 105 (1983), Nr. 2, S. 136–144
- [43] HAGEMEISTER, N. ; YAHIA, L'H. ; DUVAL, N. ; GUISE, J.A. de: In vivo reproducibility of a new non-invasive diagnostic tool for three-dimensional knee evaluation. In: *The Knee* 6 (1999), Nr. 3, S. 175–181
- [44] HALVORSEN, K. ; LESSER, M. ; LUNDBERG, A.: A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. In: *Journal of Biomechanics* 32 (1999), Nr. 1, S. 1221–1227
- [45] HAUS, J. ; HALATA, Z. ; REFIOR, H.J.: Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenkes-morphologische Grundlagen. Eine licht-, raster- und transmissionselektronenmikroskopische Studie. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 130 (1992), Nr. 6, S. 484–494
- [46] HEFZY, M.S. ; COOKE, T.D.V.: Review of knee models: 1996 Update. In: *Applied Mechanics Review* 49 (1996), Nr. 10/2, S. 187–193
- [47] HEFZY, M.S. ; GROOD, E.S.: Review of knee models. In: *Applied Mechanics Review* 41 (1988), Nr. 1, S. 1–13
- [48] HEIKKILÄ, J.: Geometric Camera Calibration Using Circular Control Points. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 22 (2000), Nr. 10, S. 1066–1077
- [49] HEINZE, P.: Rekonstruktion knöcherner Oberflächen mittels Ultraschall, Diplomarbeit Universität Hildesheim, 1998
- [50] HEINZE, P. ; DÄUBER, S. ; MEISTER, D. ; SUNGU, M. ; WÖRN, H.: Formvariables Oberflächenmodell zur Segmentierung pathologischer Kniegelenke aus medizinischen Bilddaten. In: MEILER, M. (Hrsg.)

- ; SAUPE, D. (Hrsg.) ; KRUGGEL, F. (Hrsg.) ; HANDELS, H. (Hrsg.) ; LEHMANN, T. (Hrsg.): *Bildverarbeitung für die Medizin 2002*. Berlin : Springer, 2002 (Informatik Aktuell). – <http://sunsite.informatik.rwth-aachen.de/Publications/CEUR-WS/Vol-56/186.pdf>, S. 201–204
- [51] HEINZE, P. ; MEISTER, D. ; KOBER, R. ; RACZKOWSKY, J. ; WÖRN, H.: Atlas-Based Segmentation of Pathological Knee Joints. In: WESTWOOD, J.D. (Hrsg.) ; HOFFMANN, H.M. (Hrsg.) ; ROBB, R.A. (Hrsg.) ; STREDNEY, D. (Hrsg.): *Studies in Health Technology and Informatics, Medicine Meets Virtual Reality (MMVR) 2002*, IOS Press, 2002, S. 198–203
- [52] HEINZE, P. ; MEISTER, D. ; KOBER, R. ; SUNGU, M. ; WÖRN, H.: Statistischer Atlas zur Segmentierung des Kniegelenkes. In: WÖRN, H. (Hrsg.) ; MÜHLING, J. (Hrsg.) ; VAHL, C. (Hrsg.) ; MEINZER, H.-P. (Hrsg.): *Rechner- und sonsorgestützte Chirurgie; Workshop des SFB 414*. Heidelberg : Gesellschaft für Informatik (GI), 2001 (Lecture Notes in Informatics), S. 174–180
- [53] HERDA, L. ; FUA, P. ; PLANKERS, R. ; BOULIC, R. ; THALMANN, D.: Skeleton-Based Motion Capture for Robust Reconstruction of Human Motion. In: *Proceedings Computer Animation 2000*, IEEE Press, 2000
- [54] HILL, P.F. ; VEDI, V. ; WILLIAMS, A. ; IWAKI, H. ; PINSKEROVA, V. ; FREEMAN, M.A.R.: Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. In: *The Journal of bone and joint surgery, British volume* 82 (2000), Nr. 8, S. 1196–1198
- [55] HIROKAWA, S.: Biomechanics of the knee joint: a critical review. In: *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 21 (1993), Nr. 2, S. 79–135
- [56] HOLDEN, J.P. ; ORSINI, J.A. ; SIEGEL, K.L. ; KEPPEL, T.M. ; GERBER, L.H. ; STANHOPE, S.J.: Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. In: *Gait and Posture* 5 (1997), Nr. 3, S. 217–227
- [57] HOWE, N.R. ; LEVENTON, M.E. ; FREEMAN, W.T.: Bayesian Reconstruction of 3D Human Motion from Single-Camera Video / Mitsubishi Electric Research Laboratories (MERL). 1999 ( TR99-37). – Forschungsbericht
- [58] HSIEH, Y.F. ; DRAGANICH, L.F.: Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. In: *The knee* 4 (1997), Nr. 3, S. 145–154

- [59] HUSON, A.: Biomechanische Probleme des Kniegelenkes. In: *Der Orthopäde* (1974), S. 119–126
- [60] INMAN, V.T.: Human Locomotion. In: *Canadian Medical Association Journal* 94 (1966), Nr. 20, S. 1047–1054
- [61] KADABA, M.P. ; RAMAKRISHNAN, H.K. ; WOOTTEN, M.E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. In: *Journal of Orthopaedic Research* 8 (1990), Nr. 3, S. 383–392
- [62] KALENDER, W.A.: *Computertomographie*. Publicis MCD Verlag, 2000
- [63] KARLSSON, D. ; LUNDBERG, A.: Accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers. In: *Proceedings of the 3rd International Symposium on 3-D Analysis of Human Motion.*, 1994, S. 27–30
- [64] KARLSSON, D. ; TRANBERG, R.: On skin movement artefact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg. In: *Human Movement Science* 18 (1999), Nr. 5, S. 627–635
- [65] KARRHOLM, J. ; BRANDSSON, S. ; FREEMAN, M.A.R.: Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA. In: *The Journal of bone and joint surgery, British volume* 82 (2000), Nr. 8, S. 1201–1203
- [66] KEPPLER, P. ; STRECKER, W. ; KINZL, L. ; SIMMNACHER, M. ; CLAES, L.: Die sonographische Bestimmung der Beingeometrie. In: *Der Orthopäde* 28 (1999), Nr. 12, S. 1015–1022
- [67] KHADEN, R. ; YEH, C.C. ; SADEGHI-TEHERANI, M. ; BAX, M.R. ; JOHNSON, J.A. ; WELCH, J.N. ; WILKINSON, E.P. ; SHAHIDI, R.: Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems. In: *Computer Aided Surgery* 5 (2000), Nr. 2, S. 98–107
- [68] KIRTLEY, C.: Determining Initial-contact & Toe-off from Kinematic Data alone. In: *Clinical Gait Analysis*, 2002. – <http://guardian.curtin.edu.au/cga/faq/toe-off.html>
- [69] KOBER, R. ; MEISTER, D.: Total Knee Replacement using the CASPAR System. In: *First International Conference on Computer Assisted Total Joint Surgery (CAJS)*. Tuttlingen, 2000

- [70] KOBER, R. ; MEISTER, D.: Totaler Kniegelenkersatz mit dem CASPAR System. In: *48. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V.* Baden-Baden, 2000
- [71] KOH, T.J. ; GRABINER, M.D. ; DE SWART, R.J.: In vivo tracking of the human patella. In: *Journal of Biomechanics* 25 (1992), Nr. 6, S. 637–43
- [72] KUBEIN-MEESENBURG, D. ; NÄGERL, H. ; FANGHÄNEL, J.: Elements of a General Theory of Joints - 1. Basic Kinematic and Static Funktion of Diarthrosis. In: *Anatomischer Anzeiger* 170 (1990), S. 301–308
- [73] KUBEIN-MEESENBURG, D. ; NÄGERL, H. ; FANGHÄNEL, J.: Elements of a General Theory of Joints - 5. Basic Mechanics of the Knee. In: *Anatomischer Anzeiger* 173 (1991), S. 131–142
- [74] LAFORTUNE, M.A.: *The use of intra-cortical pins to measure the motion of the knee joint during walking*, Pennsylvania State University, USA, Diss., 1984
- [75] LAFORTUNE, M.A. ; CAVANAGH, P.R. ; 3RD, Sommer H. ; KALENAK, A.: Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. In: *Journal of Biomechanics* 25 (1992), Nr. 4, S. 347–357
- [76] LAMOREUX, L.W.: *Experimental Kinematics of Human Walking*, University of California, Berkeley, USA, Diss., 1970
- [77] LEHMANN, T.: *Bildverarbeitung für die Medizin*. Springer, 1997
- [78] LEVENS, A.S. ; INMAN, V.T. ; BLOSSER, J.A.: Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. In: *Journal of Bone and Joint Surgery. American volume* 30 (1948), S. 859–872
- [79] LIANG, Z.-P. ; LAUTERBUR, P.C.: *Principles of magnetic resonance imaging: a signal processing perspective*. IEEE Press, 2000
- [80] LING, Z.K. ; GUO, H.Q. ; BOERSMA, S.: Analytical study on the kinematic and dynamic behaviors of a knee joint. In: *Medical Engineering & Physics* 19 (1997), Nr. 1, S. 29–36
- [81] LOBENHOFFER, P. ; LATTERMANN, C. ; KRETTEK, C. ; BLAUTH, M. ; TSCHERNE, H.: Rupturen des hinteren Kreuzbandes: heutiger Behandlungsstand. In: *Unfallchirurg* 99 (1996), Nr. 6, S. 382–399

- [82] LORENSEN, W.E. ; CLINE, H.E.: Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. In: *Computer Graphics* 21 (1987), Nr. 3, S. 163–169
- [83] LU, T.W. ; O’CONNOR, J.J.: Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. In: *Journal of Biomechanics* 32 (1999), Nr. 2, S. 129–134
- [84] LUCCHETTI, L. ; CAPPOZZO, A. ; CAPPELLO, A. ; DELLA CROCE, U.: Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. In: *Journal of Biomechanics* 31 (1998), Nr. 11, S. 977–984
- [85] LUGNE, P.C. ; ALIZON, J. ; COLLANGE, F. ; VAN PRAAGH, E.: Motion analysis of an articulated locomotion model by video and telemetric data. In: *Journal of Biomechanics* 32 (1999), Nr. 9, S. 977–981
- [86] MAI, S. ; LÖRKE, C. ; SIEBERT, W.: Implantation von Knieendoprothesen mit dem neuen Operationsroboter-System CASPAR. In: *Orthopädische Praxis* 36 (2001), Nr. 354, S. 70–81
- [87] MANAL, K. ; MCCLAY, I. ; STANHOPE, S. ; RICHARDS, J. ; GALINAT, B.: Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. In: *Gait and Posture* 11 (2000), Nr. 1, S. 38–45
- [88] MARIN, F. ; ALLAIN, J. ; DIOP, A. ; MAUREL, N. ; SIMONDI, M. ; LAVASTE, F.: On the estimation of knee joint kinematics. In: *Human Movement Science* 18 (1999), Nr. 5, S. 613–626
- [89] MCCLAY, I.S.: *A comparison of tibiofemoral and patellofemoral joint motion in runners with and without patellofemoral pain*, Pennsylvania State University, USA, Diss., 1990
- [90] MCINEMEY, T. ; TERZOPOULOS, D.: Topology adaptive deformable surfaces for medical image volume segmentation. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 18 (1999), Nr. 10, S. 840–850
- [91] MEISTER, D. ; HEINZE, P. ; GONSER, M. ; KOBER, R.: Multimodale Bewegungsanalyse für die Bewegungssimulation des Kniegelenkes. In: MEILER, M. (Hrsg.) ; SAUPE, D. (Hrsg.) ; KRUGGEL, F. (Hrsg.) ; HANDELS, H. (Hrsg.) ; LEHMANN, T. (Hrsg.): *Bildverarbeitung für die Medizin 2002*. Berlin : Springer, 2002 (Informatik Aktuell). – <http://sunsite.informatik.rwth-aachen.de/Publications/CEUR-WS/Vol-56/140.pdf>, S. 29–32

- [92] MEISTER, D. ; HEINZE, P. ; GONSER, M. ; KOBER, R. ; WÖRN, H.: CT, MRI and Video Based Analysis of Knee Kinematics - A Basis for CT Based Simulation. In: WESTWOOD, J.D. (Hrsg.) ; HOFFMANN, H.M. (Hrsg.) ; ROBB, R.A. (Hrsg.) ; STREDNEY, D. (Hrsg.): *Studies in Health Technology and Informatics, Medicine Meets Virtual Reality (MMVR) 2002*, IOS Press, 2002, S. 290–295
- [93] MEISTER, D. ; HEINZE, P. ; SUNGU, M. ; KOBER, R. ; WÖRN, H.: Multimodale Bewegungsanalyse für die Bewegungssimulation des Kniegelenkes. In: WÖRN, H. (Hrsg.) ; MÜHLING, J. (Hrsg.) ; VAHL, C. (Hrsg.) ; MEINZER, H.-P. (Hrsg.): *Rechner- und sonsorgestützte Chirurgie; Workshop des SFB 414*. Heidelberg : Gesellschaft für Informatik (GI), 2001 (Lecture Notes in Informatics), S. 181–188
- [94] MEISTER, D. ; KOBER, R.: Total Knee Replacement using the CASPAR System. In: *Gestes Médico Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO)*. Grenoble, 2000
- [95] MENSCHIK, A.: *Biometrie - das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße*. Springer, 1987
- [96] MESSMER, P. ; BAUMANN, B. ; SUHM, N. ; JACOB, A.L.: Navigationsverfahren für die bildgestützte Therapie - ein Überblick. In: *Fortschr. Röntgenstr* 173 (2001), Nr. 9, S. 777–784
- [97] MOCKENHAUPT, J. ; KOEBKE, J.: Knochendichtebestimmung unter der meniskusbedeckten und meniskusfreien Fläche des Tibiaplateaus. In: *Anatomischer Anzeiger* 83 (1990), S. 249–250
- [98] MOOREHEAD, J.D. ; HARVEY, D.M. ; MONTGOMERY, S.C.: A surface-marker imaging system to measure a moving knee's rotational axis pathway in the sagittal plane. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48 (2001), Nr. 3, S. 384–393
- [99] MORRISON, J.B.: The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. In: *Journal of Biomechanics* 3 (1970), Nr. 1, S. 51–61
- [100] MÜLLER, W.: *Das Knie*. Springer, 1982
- [101] MURPHY, M.C.: *Geometry and the kinematics of the normal human knee*, Massachusetts Institute of Technology, Boston, USA, Diss., 1990
- [102] MURPHY, M.C. ; ZARINS, B. ; JASTY, M. ; MANN, R.W.: In vivo measurements of the three dimensional skeletal motion at the normal



- knee. In: SPILKER, R.L. (Hrsg.): *Advances in Bioengineering*. American Society of Mechanical Engineers, 1984, S. 64–85
- [103] NÄGERL, H. ; KUBEIN-MEESBURG, D. ; COTTA, H. ; FANGHÄNEL, J.: Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen - Teil III: Mechanik des Tibiofemoralgelenkes und Rolle der Kreuzbänder. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 131 (1993), S. 385–396
- [104] NAKAGAWA, S. ; KADOYA, Y. ; TODO, S. ; KOBAYASHI, A. ; SAKAMOTO, H. ; FREEMAN, M.A.R. ; YAMANO, Y.: Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. In: *The Journal of bone and joint surgery, British volume* 82 (2000), Nr. 8, S. 1199–1200
- [105] OLNEY, S.J. ; GRIFFIN, M.P. ; MCBRIDE, I.D.: Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. In: *Physical therapy* 78 (1998), Nr. 8, S. 814–828
- [106] PALEY, D. ; PFEIL, J.: Prinzipien der kniegelenknahen Deformitätenkorrektur. In: *Der Orthopäde* 29 (2000), Nr. 1, S. 18–38
- [107] PANJABI, M. ; WHITE, A.A.: A mathematical approach for three-dimensional analysis of the mechanics of the spine. In: *Journal of Biomechanics* 4 (1971), Nr. 3, S. 203–211
- [108] PENNOCK, G.R. ; CLARK, K.J.: An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. In: *Journal of Biomechanics* 23 (1990), Nr. 12, S. 1209–1218
- [109] PLITZ, W.: Grundlagen - Biomechanik. In: KOHN, D. (Hrsg.): *Das Knie*. Thieme, 2000, S. 23–29
- [110] PRESS, W.H. ; TEUKOLSKY, S.A. ; VETTERLING, T. ; FLANNERY, B.P.: *Numerical Recipes in C*. 2. Cambridge University Press, 1993
- [111] RACE, A. ; AMIS, A.A.: The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. In: *Journal of Biomechanics* 27 (1994), Nr. 1, S. 13–24
- [112] RAMSEY, D.K. ; LAMONTAGNE, M. ; WRETENBERG, P.F. ; VALENTIN, A. ; ENGSTROM, B. ; NEMETH, G.: Assessment of functional knee bracing: an in vivo three-dimensional kinematic analysis of the anterior cruciate deficient knee. In: *Clinical Biomechanics* 16 (2001), Nr. 1, S. 61–70

- [113] RAMSEY, D.K. ; WRETENBERG, P.F.: Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. In: *Clinical Biomechanics* 14 (1999), Nr. 9, S. 595–611
- [114] RAUBER, A. ; KOPSCH, F.: *Lehrbuch und Atlas der Anatomie*. Bd. 1: Bewegungsapparat. 20. Thieme, 1968
- [115] REINSCHMIDT, C.: *Three-Dimensional Tibiocalcaneal and Tibiofemoral Kinematics During Human Locomotion - Measured with External and Bone Markers*, University of Calgary, Kanada, Diss., 1996
- [116] REINSCHMIDT, C. ; BOGERT, A.J. van d. ; NIGG, B.M. ; LUNDBERG, A. ; MURPHY, N.: Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. In: *Journal of Biomechanics* 30 (1997), Nr. 7, S. 729–732
- [117] REINSCHMIDT, C. ; BOGERT, A.J. van d. ; NIGG, B.M. ; LUNDBERG, A. ; MURPHY, N. ; STACOFF, A. ; STANO, A.: Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. In: *Gait and Posture* 6 (1997), Nr. 2, S. 98–109
- [118] REULEAUX, F.: *Theoretische Kinematik*. Braunschweig : Selbstverlag, 1875
- [119] RICHARDS, J.G.: The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. In: *Human Movement Science* 18 (1999), Nr. 5, S. 589–602
- [120] ROWE, P.J. ; MYLES, C.M. ; WALKER, C. ; NUTTON, R.: Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? In: *Gait and Posture* 12 (2000), Nr. 2, S. 143–155
- [121] SAPEGA, A.A. ; MOYER, R.A. ; SCHNECK, C. ; KOMALAHIRANYA, N.: Testing for isometry during reconstruction of the anterior cruciate ligament. Anatomical and biomechanical considerations. In: *Journal of Bone and Joint Surgery. American volume* 72 (1990), Nr. 2, S. 259–267
- [122] SATHASIVAM, S. ; WALKER, P.S.: A Computer Model with Surface Friction for the Prediction of Total Knee Kinematics. In: *Journal of Biomechanics* 30 (1997), Nr. 2, S. 177–184

- [123] SATI, M. ; GUISE, J.A. de ; DROUIN, G.: Computer assisted knee surgery: Diagnostics and planning of knee surgery. In: *Computer Aided Surgery* 2 (1997), Nr. 2, S. 108–123
- [124] SATI, M. ; GUISE, J.A. de ; LAROUCHE, S. ; DROUIN, G.: Improving in vivo kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. In: *The Knee* 3 (1996), Nr. 4, S. 179–190
- [125] SATI, M. ; GUISE, J.A. de ; LAROUCHE, S. ; DROUIN, G.: Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. In: *The Knee* 3 (1996), Nr. 3, S. 121–138
- [126] SATI, M. ; STÄUBLI, H. ; BOURQUIN, Y. ; KUNZ, M. ; KÄSERMANN, S. ; NOLTE, L.P.: Clinical Integration of Computer-Assisted Technology for Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. In: *Operative Techniques in Orthopaedics* 10 (2000), Nr. 1, S. 40–49
- [127] SCHMERBER, S. ; CHASSAT, F.: Accuracy Evaluation of a CAS System: Laboratory Protocol and Results with 6D Localizers, and Clinical Experiences in Otorhinolaryngology. In: *Computer Aided Surgery* 6 (2001), Nr. 1, S. 1–13
- [128] SHIAVI, R. ; GRIFFIN, P.: Representing and clustering electromyographic gait patterns with multivariate techniques. In: *Medical & biological engineering & computing* 19 (1981), Nr. 5, S. 605–611
- [129] SOBOTTA, J.: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Bd. 2: Rumpf, Eingeweide, untere Extremität. 21. Urban & Fischer, 2000
- [130] SODERKVIST, I. ; WEDIN, P.A.: Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993), Nr. 12, S. 1473–1477
- [131] SONKA, M. ; HLAVAC, V. ; BOYLE, R.: *Image processing, analysis, and machine vision*. 2. PWS, 1999
- [132] SPOOR, C. ; VELDPAUS, F.: Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. In: *Journal of Biomechanics* 13 (1980), Nr. 4, S. 391–393
- [133] STRASSER, H.: *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik*. Bd. III: Untere Extremität. Springer, 1917
- [134] SUTHERLAND, D.H. ; OLSHEN, R.A.: *Development of Mature Walking*. Lippincott Williams & Wilkins, 1988

- [135] THOMA, W. ; SCHREIBER, S. ; HOVY, L.: Computergestützte Implantatpositionierung in der Knieendoprothetik. In: *Der Orthopäde* 29 (2000), Nr. 7, S. 614–626
- [136] TILLMANN, B. ; PETERSEN, W.: Grundlagen - Anatomie. In: KOHN, D. (Hrsg.): *Das Knie*. Thieme, 2000, S. 2–22
- [137] TSAI, R.Y.: An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3D Machine Vision. In: *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Washington : IEEE, 1986, S. 364–374
- [138] TSAI, R.Y.: A versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses. In: *IEEE Journal of Robotics and Automation* RA-3 (1987), Nr. 4, S. 323–344
- [139] TSAI, R.Y. ; HUANG, T.S.: Estimating three-dimensional motion parameters of a rigid planar patch. In: *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing* 29 (1981), Nr. 6, S. 1147–1152
- [140] TSAI, R.Y. ; HUANG, T.S. ; ZHU, W.L.: Estimating three-dimensional motion parameters of a rigid planar patch, II : singular value decomposition. In: *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing* 30 (1982), Nr. 4, S. 525–534
- [141] TSAI, R.Y. ; HUANG, T.S. ; ZHU, W.L.: Estimating three-dimensional motion parameters of a rigid planar patch, III: finite point correspondences and the three-view problem. In: *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing* 32 (1982), Nr. 2, S. 264–274
- [142] UMEYAMA, S.: Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 13 (1991), Nr. 4, S. 376–380
- [143] WEBER, E. ; WEBER, W.: *Mechanik der menschlichen Handwerkzeuge*. Göttingen : Selbstverlag, 1836
- [144] WEBER, E. ; WEBER, W. ; MAQUET, P. (Hrsg.) ; FURLONG, R. (Hrsg.): *Mechanics of the human walking apparatus*. Springer, 1992. – Übersetzung von: *Mechanik der menschlichen Gegwerkzeuge*, Springer, 1894
- [145] WEIHE, C.: *Franz Reuleaux und seine Kinematik*. Springer, 1925

- [146] WETZ, H.H. ; JACOB, H.A.C.: Die Bedeutung des dreidimensionalen Bewegungsablaufs des Femurotibialgelenks für die Ausrichtung von Knieführungssorthesen. In: *Der Orthopäde* 30 (2001), Nr. 4, S. 196–207
- [147] WETZ, H.H. ; JACOB, H.A.C.: Funktionelle Anatomie und Kinematik des Femurotibialgelenkes. In: *Der Orthopäde* 30 (2001), Nr. 3, S. 135–144
- [148] WHITTLE, M.W.: Clinical gait analysis: A review. In: *Human Movement Science* 15 (1996), Nr. 3, S. 369–387
- [149] WILLSON, R.G.: *Modeling and Calibration of Automated Zoom Lenses*. Pittsburgh, USA, Carnegie Mellon University, Diss., 1994
- [150] WILSON, D.R. ; FEIKES, J.D. ; ZAVATSKY, A.B. ; O'CONNOR, J.J.: The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. In: *Journal of Biomechanics* 33 (2000), Nr. 4, S. 467–473
- [151] WINTER, D.A.: *The biomechanics & motor control of human gait: normal, elderly & pathological*. 2. Univ. of Waterloo Press, 1991
- [152] WISMANS, J. ; VELDPAUS, F. ; JANSSEN, J. ; HUSON, A. ; STRUBEN, P.: A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. In: *Journal of Biomechanics* 13 (1980), Nr. 8, S. 677–685
- [153] WOLTRING, H.J.: Representation and calculation of 3-D joint movement. In: *Human Movement Science* 10 (1991), S. 603–616
- [154] WOLTRING, H.J.: 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. In: *Journal of Biomechanics* 27 (1994), Nr. 12, S. 1399–1414
- [155] WOLTRING, H.J. ; HUISKES, R. ; LANGE, A. de ; VELDPAUS, F.E.: Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. In: *Journal of Biomechanics* 18 (1985), Nr. 5, S. 379–389
- [156] WOOTTEN, M.E. ; KADABA, M.P. ; COCHRAN, G.V.: Dynamic electromyography. I. Numerical representation using principal component analysis. In: *Journal of Orthopaedic Research* 8 (1990), Nr. 2, S. 247–258
- [157] WU, G. ; CAVANAGH, P.R.: ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995), Nr. 10, S. 1257–1261

- [158] YAMAGUCHI, G.T. ; ZAJAC, F.E.: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. In: *Journal of Biomechanics* 22 (1989), Nr. 1, S. 1–10
- [159] YAMAMOTO, S. ; SUTO, Y. ; KAWAMURA, H. ; HASHIZUME, T. ; KAKURAI, S. ; SUGAHARA, S.: Quantitative gait evaluation of hip diseases using principal component analysis. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1983), Nr. 9, S. 717–726
- [160] YOU, B.-M. ; SIY, P. ; ANDERST, W. ; TASHMAN, S.: In Vivo Measurement of 3-D Skeletal Kinematics from Sequences of Biplane Radiographs: Application to Knee Kinematics. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20 (2001), Nr. 6, S. 514–525
- [161] ZAVATSKY, A.B. ; O’CONNOR, J.J.: Anteroposterior tibial translation during simulated isometric quadriceps contractions. In: *The Knee* 2 (1995), Nr. 2, S. 85–91
- [162] ZHUANG, H. ; ROTH, Z. S.: *Camera-Aided Robot Calibration*. Boca Raton : CRC Press, 1996
- [163] ZUPPINGER, H.: *Die aktive Beinflexion im unbelasteten Kniegelenk*, Universität Zürich, Diss., 1904

# Lebenslauf



## Persönliche Daten

Name: Dietmar Meister  
Geburtsdatum: 01.11.1970  
Geburtsort: Göttingen  
Nationalität: Deutsch  
Familienstand: Verheiratet, zwei Kinder

## Bildung

1977 - 1981 Grundschule, Oberfeld  
1981 - 1983 Orientierungsstufe, Gieboldehausen  
1983 - 1990 Eichsfeld-Gymnasium, Duderstadt, Abschluss: Abitur  
10/90 - 09/92 Informatik, TU Clausthal, Abschluss: Vordiplom  
10/92 - 03/93 Informatik, RWTH Aachen  
04/93 - 05/97 Informatik Universität Hildesheim  
05/95 - 10/95 Diplomarbeit, Univ. de Sant. de Compostela, Spanien  
05/97 Abschluss: Diplom Informatiker

## Beruflicher Werdegang

05/90 - 09/90 Otto Bock Orthopädische Industrie GmbH, Duderstadt  
05/97 - 05/01 orto MAQUET GmbH & Co. KG, Rastatt  
06/01 - 01/03 URS Ortho GmbH & Co. KG, Rastatt