

Aus der Anatomischen Anstalt der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h. c. Reinhard Putz
in Zusammenarbeit mit dem
GSF-Institut für Medizinische Informatik
Komm. Leiter: Prof. Dr. Karl-Hans Englmeier

Entwicklung von Bildverarbeitungsmethoden
zur quantitativen Analyse der Biomechanik
des Kniegelenks auf der Basis
magnetresonanztomographischer Daten

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

Vorgelegt von

Markus Siebert
aus München

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Hans Englmeier

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Peter Müller
Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 6. November 2006

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	1
1 Einleitung	3
2 Grundlagen und Stand der Forschung	7
2.1 Anatomie des menschlichen Kniegelenks	7
2.2 Biomechanik des gesunden Kniegelenks	9
2.2.1 Biomechanische Kniemodelle	9
2.2.2 Femoro-tibiale und femoro-patellare Kinematik	11
2.2.3 Femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen	14
2.3 Bildgebende Verfahren in der Medizin	15
2.3.1 Röntgen	15
2.3.2 Computertomographie (CT)	16
2.3.3 Sonographie	17
2.3.4 Nuklearmedizinische Verfahren	18
2.3.5 Magnetresonanztomographie (MRT)	19
2.4 Grundlagen der Medizinischen Bildverarbeitung	22
2.4.1 Bildvorverarbeitung	22
2.4.1.1 Filterung	23
2.4.1.2 Histogrammspreizung	24
2.4.1.3 Bildinterpolation	25
2.4.2 Segmentierung	26

2.4.2.1	Punktbasierte Verfahren	27
2.4.2.2	Regionenbasierte Verfahren	27
2.4.2.3	Texturbasierte Verfahren	28
2.4.2.4	Kantenbasierte Verfahren	28
2.4.2.5	Modellbasierte Verfahren	30
2.4.2.6	Vollautomatische Segmentierung	30
2.4.3	Rekonstruktion und Visualisierung	31
2.4.3.1	Marching Cubes	32
2.4.3.2	Delaunay-Triangulierung	32
2.4.3.3	Visualisierung	33
3	Material und Methode	35
3.1	Bilddaten	35
3.1.1	Bildgebung	35
3.1.2	Bildvorverarbeitung	38
3.2	Quantitative Bestimmung der femoro-tibialen Translation und Rotation im Kniegelenk	39
3.2.1	Tibiaplateau-basiertes Koordinatensystem	40
3.2.2	Epikondyläre Achse	44
3.3	Quantitative Bestimmung der Patellakinematik im Kniegelenk	49
3.3.1	Patella-basiertes Koordinatensystem	49
3.3.2	Femorale Referenzpunkte	52
3.4	Quantitative Bestimmung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen im Kniegelenk	56
3.4.1	Flächenrekonstruktion mittels Triangulierung	57
3.5	Implementierung	60
4	Ergebnisse	63
4.1	Analyse der femoro-tibialen Translation und Rotation	63
4.1.1	Reproduzierbarkeit der Methode	63

4.1.2	Klinische Ergebnisse	65
4.2	Analyse der Patellakinematik	71
4.2.1	Reproduzierbarkeit der Methode	71
4.2.2	Klinische Ergebnisse	73
4.3	Analyse der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen	78
4.3.1	Reproduzierbarkeit der Methode	78
4.3.2	Klinische Ergebnisse	78
5	Diskussion	83
5.1	Femoro-tibiale Translation und Rotation	83
5.1.1	Diskussion der Methode	83
5.1.2	Femoro-tibiale Bewegungsmuster im gesunden Knie und bei Gonarthrose	84
5.2	Patellakinematik	86
5.2.1	Diskussion der Methode	86
5.2.2	Patellakinematik im gesunden Knie und bei Gonarthrose	87
5.3	Femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen	88
5.3.1	Diskussion der Methode	88
5.3.2	Femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen im gesunden Knie und bei Gonarthrose	88
6	Schlussfolgerung	91
7	Literaturverzeichnis	95
8	Danksagung	111
9	Lebenslauf	113

Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung von dreidimensionalen Bildverarbeitungsmethoden zur in-vivo-Analyse der Biomechanik des Kniegelenks auf der Basis magnetresonanztomographischer Bilddaten. Die Verwendung eines offenen Magnetresonanztomographen ermöglicht die Generierung von Bilddatensätzen des Kniegelenks sowohl in unterschiedlichen Flexionsstellungen als auch bei gleichzeitiger Aktivierung der Beinmuskulatur. Nach Segmentierung und dreidimensionaler Rekonstruktion von Femur, Tibia und Patella können durch Einführung eines Tibiaplateau-basierten Koordinatensystems und die Berechnung einer epikondylären Achse für das Femur femoro-tibiale Translation und Rotation analysiert werden. Ein Patella-basiertes Koordinatensystem und femorale Referenzpunkte ermöglichen eine Analyse der Patellakinematik. Zudem können mittels Triangulierung segmentierter Kontaktstrecken die Größen der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen bestimmt werden. Nach einer Studie zur Intra-Untersucher-Reproduzierbarkeit wird die Biomechanik im Kniegelenk in einer klinischen Studie untersucht. Verglichen werden die femoro-tibialen Translations- und Rotationsmuster, die Patellakinematik und die Größen der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen einer gesunden Probanden-Gruppe, mit den Ergebnissen einer Gruppe von Patienten mit schwerer Gonarthrose. Die entwickelten Methoden erwiesen sich als sehr reproduzierbar und genau. Es konnte gezeigt werden, dass Dorsaltranslation und Außenrotation des Femur bei Knieflexion von 0° auf 90° bei schwerer Gonarthrose deutlich verringert sind. Zusätzlich kommt es bei den Arthrose-Patienten während der Knieflexion zu einer Zunahme des Patella-Tilt und des Patella-Shift nach lateral. Die Analyse der Kontaktflächen zeigte, dass es bei schwerer Gonarthrose zu einer ausgeprägten Vergrößerung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen kommt. Die entwickelten Methoden können damit zum Verständnis von Entwicklung und Verlauf von Kniegelenkserkrankungen wie der Gonarthrose beitragen.

Kapitel 1

Einleitung

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, ist das größte, das am meisten beanspruchte und das am häufigsten verletzte Gelenk des menschlichen Körpers [Fink et al. 1994]. Die entscheidenden Faktoren, die Biomechanik und Funktion des Kniegelenks beeinflussen, sind die Gelenkgeometrie, die Kapsel-Band-Strukturen und das neuromuskuläre System. Veränderungen dieser Faktoren führen zu veränderten biomechanischen Eigenschaften des Gelenks. So kommt es beispielsweise bei der Ruptur des vorderen Kreuzbandes – einer der häufigsten Verletzungen am Kniegelenk – zu einer Verringerung der Gelenkstabilität. Dabei äußert sich die durch den Kreuzbandriss entstandene Instabilität in einer erhöhten posterioren Translation des Femur gegenüber der Tibia. Diese erhöhte femoro-tibiale Translation kann zu einer höheren Belastung des Kniegelenks und damit zu Folgeschäden wie Meniskusverletzungen und Knorpeldegeneration führen [Gillquist und Messner 1999].

Aber nicht nur akute Verletzungen, sondern auch degenerative Gelenkerkrankungen infolge von langfristigen Fehl- oder Überbelastungen wie die Osteoarthritis führen zu Veränderungen biomechanischer Bewegungsabläufe im Kniegelenk. Dabei spielt die Arthritis im Kniegelenk (Gonarthrose), als häufigste Arthritis, eine herausragende Rolle: Nach Einschätzung der Weltgesundheitsorganisation WHO leiden über 40 % der über 70-jährigen an Kniegelenksarthrose [WHO 2003]. Die Gonarthrose ist mit morphologischen und dynamischen Veränderungen im Kniegelenk verbunden. Hier führen Achsfehlstellungen, Veränderungen der Morphologie der Gelenkknorpel und die dadurch resultierenden Veränderungen der Kontaktverhältnisse der artikulierenden

Strukturen zu Veränderungen im Translations- und Rotationsverhalten des Gelenks [Sharma et al. 2001, Wada et al. 1996 und Wu et al. 2000].

So muss nicht nur bei der Diagnose, sondern auch im Bereich der Prävention, Therapie und Rehabilitation von Kniegelenksverletzungen und -erkrankungen eine exakte Beurteilung der Biomechanik des Gelenks eine maßgebliche Rolle spielen.

Herkömmliche Verfahren zur objektiven Messung der Biomechanik im Kniegelenk sind in der Regel nur bei entspannter Muskulatur einsetzbar und vernachlässigen somit die neuromuskuläre Stabilisierung des Gelenks. Dies gilt insbesondere für zahlreiche in-vitro-Studien an menschlichen Kniegelenkspräparaten [Draganich et al. 1987, Fukubayashi et al. 1982, Markolf et al. 1976 und Reuben et al. 1989]. Instrumentierte Knie-Messgeräte erlauben eine in-vivo-Erfassung femoro-tibialer Biomechanik, zeigen jedoch eine nennenswerte Messvariabilität [Anderson et al. 1992]. Mit Hilfe der Röntgentechnik lässt sich die Kniegelenksbewegung am Lebenden und unter Muskeleinfluss untersuchen [Smidt 1973]. Nachteile sind hier die Strahlenbelastung und die durch die zweidimensionale Projektion bedingte Ungenauigkeit. Die Verwendung von externen Trackingssystemen erlaubt eine dreidimensionale in-vivo-Analyse der Bewegungsmuster im Kniegelenk. Dabei verfolgen Kameras den Bewegungsablauf von an der Haut fixierten Markern. Ein Computer rekonstruiert aus den Einzelbildern dreidimensionale Bewegungsmuster. Allerdings unterliegt dieses Verfahren Verschiebungsartefakten zwischen den auf der Haut aufgetragenen Markern und den tatsächlichen Positionen der knöchernen Strukturen.

Im Vergleich dazu stellt die Magnetresonanztomographie (MRT) heute eine nahezu optimale Methode zur Analyse der Biomechanik im Kniegelenk dar. Sie erlaubt die nicht-invasive Generierung von dreidimensionalen Bilddaten ohne Strahlenbelastung am Lebenden. Mit Hilfe der offenen MRT können Gelenke in klinisch relevanten Positionen und unter Einfluss von Muskelaktivität mit einem hohen Maß an Reproduzierbarkeit untersucht werden [Graichen et al. 1998, 1999a, 1999b, 2000a, 2000b und 2000c und von Eisenhart-Rothe et al. 2002].

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung von digitalen Bildverarbeitungsmethoden zur quantitativen Analyse biomechanischer Bewegungsabläufe im Kniegelenk, auf der Basis von dreidimensionalen MRT-Bilddaten. Dabei konzentriert sich die Arbeit auf die Ent-

wicklung von Verfahren, die es ermöglichen, folgende Merkmale in-vivo zu quantifizieren:

1. Die femoro-tibiale Translation und Rotation im Kniegelenk
2. Die Kinematik der Patella im Kniegelenk
3. Die Größen der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen

Nach einem Überblick über den Stand der Forschung in Kapitel 2 werden in Kapitel 3 die Verfahren im Detail beschrieben. Nach einer Studie zur Intra-Untersucher-Reproduzierbarkeit kommen die entwickelten Verfahren in einer klinischen Studie zum Einsatz. Dazu wird bei einer Gruppe von gesunden Probanden der Einfluss der Gelenkstellung und der Muskelaktivität auf die biomechanischen Größen analysiert und die Ergebnisse der gesunden Gruppe mit den Werten einer Gruppe von Patienten mit schwerer Gonarthrose verglichen. Die Ergebnisse der Reproduzierbarkeit und der klinischen Studie werden in Kapitel 4 vorgestellt und zusammen mit der Methodik in Kapitel 5 diskutiert. Kapitel 6 fasst das Wesentliche in einer Schlussfolgerung zusammen.

Kapitel 2

Grundlagen und Stand der Forschung

2.1 Anatomie des menschlichen Kniegelenks

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es verkörpert einen gelungenen Kompromiss der Evolution, sowohl die hohen Anforderungen an Mobilität als auch an Stabilität optimal zu erfüllen. Bei näherer Betrachtung ist das Kniegelenk eine weitgehend optimierte Getriebekonstruktion, welche ein hohes Maß an Beweglichkeit aufweist und große dynamische Kräfte aufnehmen kann [Putz 1995].

Die nötige Stabilität verdankt das Kniegelenk dem Vorhandensein und dem koordinierten Zusammenspiel aktiver und passiver Stabilisatoren. Zu den aktiven Stabilisatoren zählt hauptsächlich die Muskulatur, die, neben der Durchführung der aktiven Bewegung, die Sicherung der durch die passiven Stabilisatoren vorgegebenen Gelenkführung übernimmt. Die genaue Wirkung der beteiligten Muskelgruppen auf die Stabilität des Kniegelenks sowie die Bedeutung des neuromuskulären Systems auf die komplexe Kniegelenksbewegung sind noch nicht eindeutig geklärt.

Zu den passiven Stabilisatoren zählt zum einen das knöcherne Gerüst des Kniegelenks, welches sich aus dem distalen Ende des Oberschenkelknochens (Femur), dem proximalen Ende des Schienbeins (Tibia) und der Kniescheibe (Patella) zusammensetzt. Hinzu kommen das vordere und hintere Kreuzband, das Innen- und Außenband, die beiden Menisken sowie die Gelenkkapsel (Abbildung 2.1).

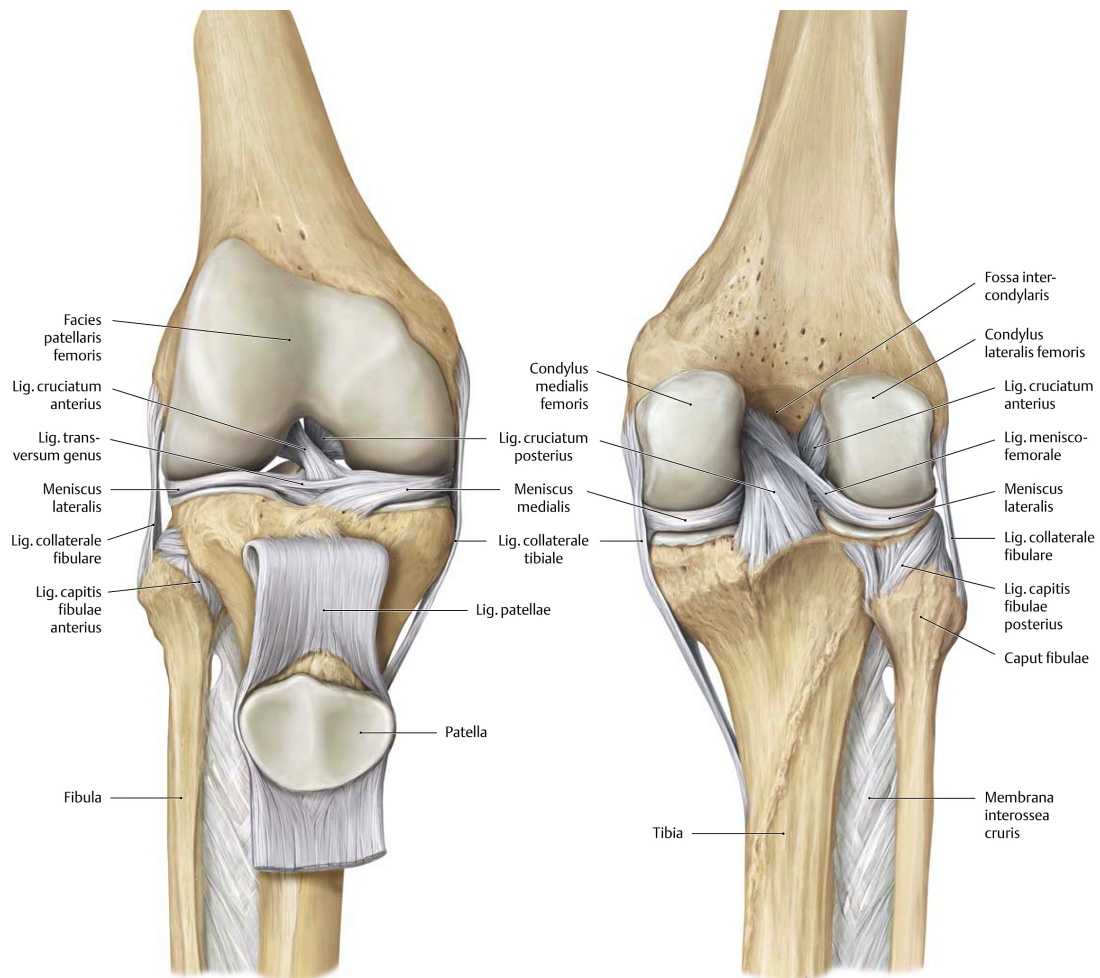


Abbildung 2.1: Anatomie des menschlichen Kniegelenks, links Ansicht von ventral in leichter Beugstellung, rechts Ansicht von dorsal in Streckstellung. Aus Schünke et al. [2004].

Das Femorotibialgelenk ist ein bikondyläres Gelenk, das von den beiden walzenförmigen Femurkondylen und den eher flachen Gelenkfacetten des Tibiaplateaus gebildet wird. Zwischen diesen beiden artikulierenden Strukturen besteht eine deutliche Inkongruenz. Diese Ungleichheiten der Gelenkflächenkrümmungen werden durch die beiden (medialen und lateralen) Menisken ausgeglichen, die sich keilförmig in den peripheren Spalt zwischen Femur und Tibia schieben. Die physiologische Bewegung des Femur relativ zur Tibia ist eine gekoppelte Bewegung sich überlagernder Translations- und Rotationsbewegungen. So stellt die Kniegelenksbewegung einen kombinierten Roll-Gleit-Mechanismus dar. Ausgehend von der Kniestreckung beginnt die Flexionsbewegung zunächst mit einer Rollbewegung der Femurkondylen nach dorsal (bis etwa 20° Flexion) und setzt sich anschließend in einer vermehrten Gleitbewegung bis zur Endstellung fort [Menschik 1974]. Dabei unterliegen die femoro-tibialen Kontaktflächen einer Größen-

änderung: Da die Krümmung der Femurkondylen nach dorsal stärker wird, kommt es zu einer Verkleinerung der Kontaktflächen bei Knieflexion.

Das vordere Kreuzband ist einer der wichtigsten passiven Kniestabilisatoren [Hollis et al. 1991]. Seine Funktion liegt hauptsächlich darin, eine Translation der Tibia nach anterior bei der Knieflexion und -extension zu vermeiden sowie die Tibiarotation in Extensionsstellung zu limitieren. Es entspringt an der Innenfläche des lateralen Femurkondylus und inseriert im medialen vorderen Anteil der *Area intercondylaris tibiae*. Es besteht aus zwei Faserbündeln unterschiedlicher Länge, die so ineinander verdrillt sind, dass die lateral gelegenen Fasern des Ursprungs an der Insertionsstelle dorsal gelegen sind. Im Gegensatz zum vorderen Kreuzband verhindert das hintere Kreuzband eine Subluxation des Tibiaplateaus nach posterior. Zusätzlich begrenzt es die Innenrotation und stabilisiert das Kniegelenk bei Überstreckung. Es entspringt an der Innenfläche des medialen Femurkondylus und führt zum dorsalen Anteil der *Area intercondylaris tibiae*. Es besteht, ebenfalls wie das vordere Kreuzband, aus zwei Faserbündeln, ist allerdings dicker und kräftiger als das vordere.

Zusätzlich zu den Kreuzbändern wird das Kniegelenk auf beiden Seiten durch ein kräftiges, von oben nach unten seitlich des Gelenks verlaufendes Band stabilisiert. Das mediale Seitenband, auch Innenband genannt, endet seitlich-innen an der Tibia, ist breit, flach und mit der Gelenkkapsel und dem medialen Meniskus verwachsen. Das laterale Seitenband, oder Außenband, endet am Kopf des Wadenbeins. Es ist mit keiner Struktur verwachsen und im Querschnitt eher rund. Die Hauptfunktion der Seitenbänder besteht in einer Verhinderung der Außenrotation sowie der Stabilisierung gegen Varus- und Valguskraften im Kniegelenk [Wagner und Schabus 1982].

2.2 Biomechanik des gesunden Kniegelenks

2.2.1 Biomechanische Kniemodelle

In der Literatur findet sich eine Vielzahl von Modellen, die sich mit der Biomechanik des Kniegelenks befassen [z. B. Barrance et al. 2005, Blankevoort et al. 1991, DeFrate et al. 2004, Donahue et al. 2002 und 2003, Li et al. 1999, O'Connor et al. 1989, Pandy et al.

1998, Pennock und Clark 1990, Penrose et al. 2002, Wilson et al. 1998 und Wismans et al. 1980]. Allen Modellen ist gemeinsam, dass sie theoretische Aussagen über die Bewegung der Femurkondylen bei der Knieflexion machen. Bis jetzt ist jedoch kein Modell bekannt, welches die komplexe Kniegelenksbewegung gänzlich erfasst, d. h. sowohl die Wirkung der aktiven als auch der passiven Stabilisatoren vollständig berücksichtigt. Diese Modelle können daher immer nur Teilaspekte der realen Kniegelenksbewegung beschreiben.

Als Grundlage der Kniegelenksbewegung dient das Modell des sogenannten „überschlagenen Gelenkvierecks“ [Menschik 1974]. Dabei bilden die Ursprungs- und Ansatzpunkte von vorderem und hinterem Kreuzband die Begrenzung eines überschlagenen Gelenkvierecks, wobei man sich die Ursprünge und Ansätze der beiden Bänder als punktförmig und die Bänder selbst als homogene Stangen vorstellen muss. Die Anordnung der – unterschiedlich langen – Kreuzbänder als Viereck in Verbindung mit den beiden Seitenbändern erzwingt danach beim Beugen und Strecken die räumliche Bewegung des Kniegelenks. Daraus resultiert dann die kombinierte, nicht-lineare Roll-Gleit-Bewegung der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau. Allerdings wird bei diesem Modell die Bewegung des Kniegelenks nur in einer Ebene beschrieben. Die Bewegung des Kniegelenks läuft jedoch nicht nur in der Sagittal-Ebene ab, sondern als dreidimensionale Translations- und Rotationsbewegung in allen drei Ebenen [Huiskes und Blankevoort 1990]. Darüber hinaus sind die Ursprünge und Ansätze der Bänder keineswegs punktförmig, sondern ausgedehnte Areale.

Ein anderes Modell basiert auf der anatomischen Tatsache, dass das mediale knorpelige Kompartiment des Tibiaplateaus eine konkave Vertiefung aufweist, während das laterale knorpelige Kompartiment eher konvex gekrümmt ist. Durch diese unterschiedlichen Krümmungen der Gelenkkompartimente ergeben sich die mechanischen Eigenschaften der Kniebewegung. Nach Kubein-Meesenburg et al. [1991 und 1993] können die Gelenke anhand der unterschiedlichen Krümmungsradien ihrer Funktionsflächen sowie deren Verbindungen als Ketten beschrieben werden. So kann die mediale Seite durch eine druckstabile, überschlagene Gelenkkette und die laterale Seite durch eine drucklabile, gestreckte Gelenkkette beschrieben werden. Beide Gelenkketten lassen sich miteinander koppeln und stellen dann ein zwangsläufiges Viergelenkgetriebe dar. Dabei spielen die Kreuzbänder für die Übertragung der Kräfte im Gelenk keine Rolle, da sie aus physikalischer Sicht keine mechanische Führungsaufgabe übernehmen können,

sondern nur bei Extrembewegungen und bei der Rotation eine stabilisierende Wirkung zeigen [Nägerl et al. 1993]. Vielmehr nehmen die Kreuzbänder eher eine funktionelle Rolle als „Sinnesorgan“ für die Kniegelenksbewegung wahr [Adachi et al. 2002, Georgoulis et al. 2001, Good et al. 1999, Krogsgaard et al. 2002 und Nägerl et al. 1993].

Vereinigt man beide Modelle, so lässt sich durch die oben genannten unterschiedlichen Längen von vorderem und hinterem Kreuzband sowie durch die unterschiedlichen geometrischen Verhältnisse von medialem und lateralem Femur die Innenrotation des Femur bei der vollständigen Kniestreckung (Schlussrotation) erklären [Fuss 1992].

2.2.2 Femoro-tibiale und femoro-patellare Kinematik

Mit der Quantifizierung femoro-tibialer und femoro-patellarer Bewegungen bei der Knieflexion haben sich bereits mehrere Autoren beschäftigt. Experimentelle Studien an menschlichen Kniepräparaten sind bei Markolf et al. [1976] und Fukubayashi et al. [1982] beschrieben. Die Autoren untersuchten die maximale antero-posteriore Translation der Tibia bei intakten und durchtrennten vorderen und hinteren Kreuzbändern sowie den Einfluss der beiden Seitenbänder auf die femoro-tibiale Rotation. Hier wurden erstmals definierte, auf das Kniegelenk einwirkende Kräfte berücksichtigt. In weiteren in-vitro-Studien wurde neben der Translation und Rotation auch die Spannung der Bänder selektiv untersucht [Markolf et al. 1976, Sakane et al. 1999 und Takai et al. 1993]. In anderen Arbeiten konnte gezeigt werden, dass es bei der Kniebeugung zu einer posterioren Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau und zu einer Innenrotation der Tibia kommt [O'Connor et al. 1989 und Wilson et al. 1998]. Diese Arbeiten erlauben jedoch keine Aussagen über den Einfluss der aktiven Kniegelenksstabilisatoren bei der Flexion oder Extension. Studien mit Berücksichtigung der Muskulatur finden sich beispielsweise bei MacWilliams et al. [1999] und Torzilli et al. [1994]. So konnte gezeigt werden, dass es während der Kontraktion des Quadrizeps zu einer vergrößerten Translation der Tibia kommt, bei gleichzeitiger Aktivierung der Knieflexoren dagegen zu einer geringeren Translation [Draganich et al. 1987, Hirokawa et al. 1992 und Reuben et al. 1989]. Sämtliche in-vitro-Studien leiden unter dem Nachteil einer relativ hohen Messungenauigkeit. Zudem lassen sich die Ergebnisse aufgrund der unterschiedlichen Testbedingungen schlecht miteinander vergleichen [Beynnon und Amis 1998].

Diese Nachteile lassen sich durch Untersuchungen am Lebenden umgehen. Ein möglicher Ansatz ist die Verwendung von mechanischen Testgeräten, mit denen sich die Translation und Rotation der Tibia bei verschiedenen Flexionswinkeln bestimmen lassen [Markolf et al. 1984]. Mittlerweile gibt es eine Reihe von industriellen Testgeräten, deren Aussagekraft jedoch in der Literatur umstritten ist [Anderson et al. 1992, Balasch et al. 1999, Gross et al. 2004 und Kowalk et al. 1993].

Eine weitere in-vivo-Technik, mit der schon relativ früh Messungen zur Kniegelenkskinematik unter Beteiligung bestimmter Muskelgruppen durchgeführt wurden, ist die Röntgentechnik. So wurde in ersten Messungen das Kniegelenk gesunder Probanden unter dem Einfluss flektierender und extendierender Muskelaktivität untersucht [Smidt 1973]. Bei Untersuchungen an Knien mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes zeigte sich bei Extension eine Zunahme der anterioren Tibiatranslation gegenüber der gesunden Gegenseite [Fukuta et al. 2000]. Anfänglich konnten bei der Radiographie nur statische Einzelbilder in ruhender Position aufgenommen werden, die dann mit anderen statischen Positionen verglichen wurden. Die Weiterentwicklung zur sogenannten Durchleuchtungstechnik ermöglicht durch die hohe zeitliche Auflösung eine Analyse der Dynamik während der Kniegelenksbewegung [Banks et al. 1997 und Dennis et al. 1996]. Der zentrale Nachteil aller Röntgentechniken ist die Strahlenbelastung, die besonders bei der dynamischen Durchleuchtung sehr hoch ist. Ferner erzeugt die Röntgentechnik durch die Projektion eines Körpervolumens auf eine Fläche prinzipiell ein zweidimensionales Bild und erlaubt somit keine genaue räumliche Zuordnung einzelner Strukturen in drei Dimensionen.

Eine weitere Möglichkeit, die dynamische Kniebewegung in-vivo zu visualisieren, ist die Verwendung von externen Trackingsystemen. Hochgeschwindigkeitskameras filmen dabei das Kniegelenk unter Bewegung und Belastung [Aagaard et al. 2000 und Steele und Brown 1999]. Mit der Hilfe von externen, meist an der Haut fixierten Markern werden entsprechende Punkte im Bewegungsablauf verfolgt. Durch einen Computer kann dann der Bewegungsverlauf der Marker aus den Einzelbildern rekonstruiert werden. Damit lassen sich reelle Belastungen und Bewegungen des Kniegelenks aufzeichnen und auswerten. Der prinzipielle Nachteil dieser Methode liegt darin, dass ausgehend von gemessenen Markerbewegungen auf der Hautoberfläche auf die Relativbewegungen von Femur und Tibia im Inneren des Kniegelenks geschlossen wird. Damit ist diese Methode sehr fehleranfällig hinsichtlich Verschiebungen der Haut relativ zum Knochen

[Beard et al. 2001]. Andere Studien führten keine Reproduzierbarkeitsanalysen oder Fehlerberechnungen durch [Besier et al. 2001, McLean et al. 1998 und Rudolph et al. 1998]. Es wurde sogar der Versuch unternommen, die Kniegelenksbewegung durch am Knochen fixierte Marker exakt zu erfassen [Koh et al. 1992]. Diese invasive Technik lässt sich jedoch nur an freiwilligen Versuchspersonen durchführen. Erschwerend kommt hinzu, dass die spontane Muskelkontraktion durch die entstehenden Schmerzen verändert wird [Ikeuchi et al. 1998 und Ramsey und Wretenberg 1999]. Die Aufnahmen von externen Hautmarkern durch Hochgeschwindigkeitskameras wurden häufig mit elektromyographischen Messungen (EMG) oder mit der Benutzung eines Elektrogoniometers kombiniert [Kvist und Gillquist 1999]. Mit Goniometern können Kniegelenksbewegungen bei aktiven Tätigkeiten wie beispielsweise beim Treppensteigen aufgezeichnet werden [Vergis und Gillquist 1998]. Allerdings ist die Reproduzierbarkeit dabei nicht zufriedenstellend.

Eine nahezu optimale Methode zur Visualisierung sowohl der Weichteile als auch der knöchernen und knorpeligen Strukturen im Kniegelenk stellt die dreidimensionale Magnetresonanztomographie (MRT, Nobelpreis für Medizin 2003) dar. Sie erlaubt – ohne Strahlenbelastung – die nicht-invasive Generierung von Schnittbildern in beliebiger Ausrichtung durch das Kniegelenk. Dabei stehen geschlossene MRT-Geräte mit einer Feldstärke von bis zu 3,0 Tesla und offene Geräte mit einer Feldstärke von 0,2 bis 0,5 Tesla zur Verfügung. Die MRT wurde bereits in zahlreichen Studien eingesetzt, um die femoro-tibiale und femoro-patellare Kinematik im Kniegelenk bei unterschiedlichen Flexionswinkeln zu analysieren [Ando et al. 1994, Fellows et al. 2005, Hill et al. 2000, Munk 1989, Stähler et al. 2000 und von Eisenhart-Rothe et al. 2004a]. Dabei beschäftigten sich mehrere Autoren mit der Bestimmung von mechanischen und funktionalen Achsen, beziehungsweise Koordinatensystemen im Kniegelenk. [Hollister et al. 1993, Lerner et al. 2003 und Yoshioka et al. 1987 und 1989]. Die Einführung einer transepikondylären Achse gilt mittlerweile als etabliertes Verfahren zur Beschreibung der Knieflexion [Churchill et al. 1998]. Der Vorteil der transepikondylären Achse ist ihre relative Unabhängigkeit von der Flexionsstellung des Femur. Ein bekanntes Problem stellt dabei allerdings die schlechte Reproduzierbarkeit dar [Todo et al. 1999].

In Kapitel 3 der vorliegenden Arbeit werden neue Verfahren zur quantitativen Analyse der femoro-tibialen Translation und Rotation sowie zur Analyse der Patellakinematik im Kniegelenk beschrieben, bei denen das Problem der schlechten Reproduzierbarkeit

deutlich verringert werden konnte (Abschnitt 3.2 und Abschnitt 3.3). Diese Verfahren wurden bereits in mehreren klinischen Studien eingesetzt [Bringmann et al. 2000, Hinterwimmer et al. 2004 und von Eisenhart-Rothe et al. 2004a und 2004b].

2.2.3 Femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen

Ungefähr zeitgleich mit den ersten Arbeiten zur Quantifizierung der femoro-tibialen Bewegungen im Kniegelenk bei der Knieflexion wurden erste Untersuchungen zu den knorpeligen Kontaktflächen des Kniegelenks vorgenommen. Diese Untersuchungen konzentrierten sich auf die Lokalisation der lasttragenden Knorpel- und Meniskusanteile und deren Druckbelastung in unterschiedlichen Flexionswinkeln. Anfänglich kamen bei diesen ersten in-vitro-Studien Mini-Transducer zum Einsatz [Walker und Erkman 1975], mit denen auch die Veränderung der femoro-tibialen Kontaktflächen während der Kniebeugung analysiert werden konnte [Goodfellow und O'Connor 1978]. Später kamen zur Untersuchung der femoro-patellaren Kontaktflächen Druckmessfolien und speziell angefertigte Luftkissen zum Einsatz, mit denen sich nicht nur Druckbelastungen messen, sondern auch Kontaktflächen simulieren ließen. [Henche et al. 1981 und Huberti und Hayes 1984]. Mit der Einführung der Stereophotogrammetrie konnten die Kontaktflächen im Kniegelenk erstmals reproduzierbar beurteilt werden [Huiskes et al. 1985]. Von Ateshian et al. [1994] wurden verschiedene Methoden zur Kontaktflächenberechnung am Kniegelenk miteinander verglichen und die Stereophotogrammetrie sowie die Druckmessfolientechnik als die besten Methoden zur Quantifizierung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen identifiziert.

Mittlerweile ist die MRT nicht nur eine valide Methode zur Analyse der Knorpelmorphologie, sondern kommt auch zunehmend bei der Quantifizierung von Kontaktflächen im Kniegelenk zum Einsatz [Cohen et al. 1999]. Im dritten Kapitel dieser Arbeit wird eine neue Methode zur quantitativen Bestimmung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen im Kniegelenk beschrieben (Abschnitt 3.4). Auch diese Methode kam bereits in Patientenstudien zum Einsatz [Hinterwimmer et al. 2004 und 2005].

2.3 Bildgebende Verfahren in der Medizin

Die Bildgebung umfasst sämtliche Schritte von der Bildaufnahme in der jeweiligen bildgebenden Modalität bis zur Bereitstellung der digitalen Bildmatrix. Sowohl aus der Sicht eines Software-Entwicklers, als auch der eines Arztes unterscheiden sich die medizinischen Bilddaten hauptsächlich in der Art ihrer Erzeugung. Das Verständnis der Grundlagen der Bilderzeugung in den einzelnen Modalitäten stellt eine wichtige Voraussetzung für die optimale Gestaltung und Bedienung von rechnergestützten Bildverarbeitungssystemen dar. Im Folgenden wird kurz auf die wichtigsten medizinischen Bilderzeugungstechniken eingegangen.

2.3.1 Röntgen

Die bahnbrechende Entdeckung von Wilhelm Conrad Röntgen 1895 legte die Grundlage für das erste medizinische bildgebende Verfahren. Die neue, unbekannte Strahlung, die auch heute noch im Englischen „X-Rays“ heißt, konnte fast ungehindert menschliche Körper und sogar feste Materialien durchdringen [Glasser 1995]. Allerdings war anfangs die Gefährlichkeit der Strahlung noch nicht bekannt, und so kam es zu bösartigen Geschwüren und Tod durch Krebs bei vielen der ersten Patienten und Ärzten.

Das Prinzip der Röntgenaufnahme beruht darauf, dass die von einer Röhre ausgehenden Röntgenstrahlen beim Durchdringen der zu untersuchenden Körperregion je nach Gewebeart unterschiedlich stark absorbiert werden. Die Intensität der Strahlung nach dem Durchdringen der Körperregion wird von Detektoren, wie z. B. Film, Leuchtschirm, oder auch digitalen Sensoren aufgezeichnet. Organe, die eine hohe Dichte aufweisen, beziehungsweise aus Atomen mit hoher Ordnungszahl bestehen, bewirken eine stärkere Schwächung der Strahlung als Gewebe geringerer Dichte. Die Variation der Strahlenhärte erlaubt die Darstellung von Organen mit unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten. Der Nachteil der weichen Röntgenstrahlung liegt darin, dass es zu einer höheren Strahlenbelastung kommt, da ein wesentlich größerer Anteil der ionisierenden Strahlung vom Gewebe absorbiert wird und dort eine schädigende Wirkung hervorrufen kann.

Eine Röntgenaufnahme ist immer eine Projektion eines dreidimensionalen Volumens auf ein zweidimensionales Bild. Deshalb ist es von entscheidender Bedeutung, in welchem Winkel die Röntgenstrahlen das zu untersuchende Gewebe durchdringen.

Röntgen-basierte Techniken kommen bei der Mammographie, bei der (Subtraktions-) Angiographie, bei der Durchleuchtung und in der rein digitalen Radiographie zum Einsatz. Darüber hinaus bilden sie die Basis für die Röntgencomputertomographie. Für die Beurteilung des funktionellen Gelenkstatus ist das konventionelle Röntgen eher ungeeignet, da sich Weichteile, insbesondere Knorpel, nicht direkt darstellen lassen. Gelenkspaltverschmälerungen, Osteophytenbildung und subchondrale Sklerosierung können dabei als indirekte Anzeichen einer Knorpelschädigung, beziehungsweise als Symptome einer fortgeschrittenen Gonarthrose gedeutet werden.

2.3.2 Computertomographie (CT)

Die Computertomographie ist ein von G. Hounsfield in den 1970er Jahren entwickeltes, bildgebendes Verfahren, das unter Verwendung von Röntgenstrahlen eine Darstellung von einzelnen Körperschichten erlaubt. Dabei kreist eine Röntgenstrahlenquelle um den Patienten und schickt dabei einen Fächer von Strahlen durch den Körper, dessen Projektion auf der gegenüberliegenden Seite von Sensoren erfasst wird. Während einer Umdrehung werden somit genügend Messwerte erzeugt, aus denen dann im Rechner ein Schnittbild generiert werden kann. Durch Verschiebung der Röntgenröhre oder des Patienten entlang der Körperachse im CT-Gerät, ist es möglich, dreidimensionale Datensätze des Körpers oder bestimmter Teilvolumina zu erzeugen. Diese 3D-Datensätze bestehen aus einer Anzahl von Schichtaufnahmen, wobei die Auflösung innerhalb der Schichten in der Regel ein Vielfaches der Auflösung zwischen den Schichten beträgt. Die Schichtdicke der CT ist durch das Strahlenbündel begrenzt und liegt typischerweise zwischen 0,5 mm und 3,0 mm. Die Auflösung innerhalb der Schicht wird durch die Anzahl der Projektionen und den Rekonstruktionsalgorithmus bestimmt, sie beträgt bei konventionellen, klinischen CT-Geräten bis zu 0,3 mm. Ein entscheidender Faktor für die Qualität der erzeugten Schichtbilder ist der Algorithmus zur Rücktransformation der einzelnen Schichtprojektionen zu dem erwünschten zweidimensionalen Schichtbild. Hierbei kommen der Fourier- und der Radontransformation die größte praktische Be-

deutung zu [Lehmann et al. 2005]. Die verschiedenen Grauwerte, die im rekonstruierten Schichtbild sichtbar sind, resultieren aus den unterschiedlichen Schwächungswerten der untersuchten Organe gegenüber der verwendeten Röntgenstrahlung. Diese Schwächungswerte werden in sogenannten Hounsfield-Einheiten (HE) angegeben. Dies ist gleichbedeutend mit einer Normierung auf den Schwächungswert des Wassers, welcher mit Null festgelegt wird. Weichteile lassen sich aufgrund ihrer eng zusammen liegenden Hounsfield-Einheiten nur begrenzt voneinander trennen. Gute Kontraste liefern dagegen Knochen und Luft (Lunge).

Im Bereich der Gelenkdiagnostik kommt die CT hauptsächlich als CT-Arthrographie zum Einsatz. Neben den knöchernen Strukturen lässt sich durch eine intraartikuläre Kontrastmittelgabe auch der Gelenkknorpel indirekt sichtbar machen [Boven et al. 1982]. Da es sich um ein dreidimensionales Verfahren handelt, entfällt der Nachteil der Projektionsartefakte. Allerdings ist die CT-Arthrographie durch die Kontrastmittelinjektion in den Gelenkspalt ein invasives Verfahren und eignet sich durch die damit verbundene Schmerzbelastung nur bedingt für die klinische Anwendung. Ein weiterer Nachteil ist die Strahlenbelastung, die eine Anwendung bei gesunden Probanden nicht zulässt.

2.3.3 Sonographie

Bildgebende Verfahren, die auf dem akustischen Echoeffekt beruhen, werden als Sonographie bezeichnet. Im Gegensatz zu elektromagnetischen Wellen, können sich Schallwellen nur in einem Trägermedium ausbreiten. Das Echo entsteht, wenn der Schallimpuls auf eine Grenzschicht im Gewebe trifft. Je größer der Schallwellenwiderstand des Gewebes an dieser Grenzschicht ist, desto stärker ist die Amplitude des reflektierten Signals. So lassen sich unterschiedliche Gewebearten durch ihre verschiedenen Schallwellenwiderstände identifizieren. Die Zeitdifferenz zwischen dem Austreten des Schallimpulses und dem Eintreffen des Echos gibt Aufschluss über die Entfernung des Gewebes vom Schallkopf. Im Gegensatz zu den Röntgen-basierten Modalitäten lassen sich mit der Sonographie hauptsächlich Weichteile darstellen, da beim Übergang Weichteil-Knochen praktisch alle Schallwellen reflektiert werden. Die derzeit häufigste Anwendung der Sonographie ist die zweidimensionale B-mode-Echzeit-Sonographie. Bei

diesem Verfahren wird ein zweidimensionales Schnittbild des untersuchten Gewebes durch automatische Verschwenkung des Messstrahls in Echtzeit erzeugt. Das Schnittbild wird dabei aus einzelnen Linien zusammengesetzt, wobei für jede Linie ein Strahl ausgesendet und empfangen werden muss. Durch die Berücksichtigung des Dopplereffekts lassen sich auch Bewegungen im Körper, etwa der Blutfluss innerhalb des Herzens, berechnen und z. B. durch Farbcodierung sichtbar machen.

Die B-mode-Echtzeit-Sonographie ermöglicht die nicht-invasive Untersuchung oberflächlich liegender Gelenke und die Darstellung des Gelenkknorpels. Durch Reflexionsdifferenzen zwischen der Knorpeloberfläche und der Grenze zwischen kalzifiziertem und nicht-kalzifiziertem Knorpel können die Knorpelkonturen in einem zweidimensionalen Schnittbild dargestellt werden. Dies ermöglicht bei entsprechender Schnittführung die Bestimmung der Knorpeldicke [Modest et al. 1989]. Vorteile sind die freie Schnittführung und die Echtzeitdarstellung des gewünschten Bereichs. Allerdings kann es durch knöcherne Strukturen zu Abschattungen der zu befundenen Gelenkbereiche kommen, was die Visualisierung ebenso beeinträchtigt wie Gelenkergüsse, bei denen kein Echounterschied zwischen Erguss und Knorpel vorhanden sein kann [Jägemann und Jägemann 1992]. Für Vergleichsuntersuchungen eignet sich die Sonographie nur sehr eingeschränkt, da die Lage der jeweiligen Schnittebene kaum reproduzierbar ist.

2.3.4 Nuklearmedizinische Verfahren

Nuklearmedizinische oder szintigraphische Verfahren sind ebenfalls bildgebende Verfahren, mit denen insbesondere Stoffwechselprozesse sichtbar gemacht werden können. Dabei erhält der Patient geringe Mengen radioaktiv markierter Substanzen (Radiopharmaka) injiziert, bei deren Zerfall im Körper Strahlen emittiert und gemessen werden. Aus der Verteilung der radioaktiven Isotope im Organismus kann dann erkannt werden, wo und wie stark diese Substanzen im Körper umgesetzt, beziehungsweise angereichert werden. Die Messung der von den Isotopen emittierten Strahlung kann mit zwei- oder dreidimensionalen Bilderfassungssystemen erfolgen. Bei der Szintigraphie werden Gamma-Kameras mit mehreren Photo-Multipliern verwendet, die in der Lage sind, die von den Isotopen ausgestrahlten Gamma-Teilchen räumlich und zeitlich aufgelöst zu empfangen. Durch die Signalstärkeverteilung der Impulse in den Photo-

Multipliern ist eine exakte Feststellung des Ortes, an dem das Gamma-Teilchen auftrifft, möglich. Noch weiter gehen emissionscomputertomographische Verfahren wie die PET (Positronen-Emissionss-Tomographie) und die SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography). Diese Verfahren erlauben eine dreidimensionale Darstellung der Verteilung radioaktiver Stoffe im Körper. Die Bildrekonstruktion erfolgt ähnlich wie bei der Computertomographie durch eine ringförmige Anordnung der Detektoren.

Nuklearmedizinische Verfahren, wie die PET oder SPECT, gehören zu den funktionellen bildgebenden Verfahren. Die erzeugten Bilder geben vor allem Aufschluss über Stoffwechselabläufe eines Organs oder Organsystems. Da die Auflösungen in der Regel geringer sind als beispielsweise bei der CT, lässt sich die Morphologie des untersuchten Körpers nur grob beurteilen. Durch die Kombination eines PET-Scanners mit einem Computertomographen ist eine exakte Zuordnung der PET-Befunde zu Organen möglich. Diese Methode kombiniert die hohe Ortsauflösung der CT mit der funktionellen Information der PET. Hauptanwendungsbereiche nuklearmedizinischer Verfahren sind die Onkologie, die Neurologie und die Kardiologie. Im Bereich der Gelenkdiagnostik spielen nuklearmedizinische Verfahren eine eher untergeordnete Rolle. Arthrosen oder Knochenentzündungen lassen sich mit der Knochenszintigrafie diagnostizieren. Dabei verwendet man ein Radiopharmakon, das bevorzugt von knochenbildenden Zellen aufgenommen wird. Normales Knochengewebe zeigt im resultierenden Szintigramm eine niedrige Aktivität, die von physiologischen Umbauprozessen herrührt. Zonen erhöhter Aktivität lassen dagegen auf verstärkten Knochenumbau und damit auf krankhafte Vorgänge schließen, die an den entsprechenden Stellen im Skelett ablaufen.

2.3.5 Magnetresonanztomographie (MRT)

Ein weiterer Vertreter der Tomographieverfahren ist die Magnetresonanztomographie, welche die komplizierteste medizinische Bildgebungstechnik ist. Während bei der CT der wesentliche Parameter für die verschiedenen Schwächungskoeffizienten die Gewebedichte ist, erzeugt die MRT Bildkontraste, die aus verschiedenen Parametern wie Protonendichte und Relaxationszeiten resultieren. Damit erweitert die MRT die diagnostischen Möglichkeiten. Mit der MRT können auch Weichteile visuell voneinander getrennt werden, die bei der CT ähnliche Hounsfield-Einheiten aufweisen würden.

Die MRT basiert auf einem physikalischen Resonanzphänomen. MRT-Untersuchungen sind immer dann möglich, wenn das zu untersuchende Gewebe Atomkerne mit einem magnetischen Kernmoment besitzt. Dieses Kernmoment tritt dann auf, wenn ein Atomkern eine ungerade Nukleonenanzahl aufweist. Wasserstoff ist mit nur einem Proton im Atomkern das einfachste Atom mit ungerader Nukleonenanzahl und besitzt zudem das größte magnetische Kernmoment. Wasserstoffkerne kommen praktisch überall in organischem Material vor und spielen daher eine herausragende Rolle bei der Bildgebung durch Magnetresonanz. Im feldfreien Raum befinden sich die magnetischen Momente einer Probe in einem ungeordneten Zustand. Wird diese Probe jedoch in ein starkes äußeres Magnetfeld gebracht, nehmen die Kernmomente einen geordneten Zustand ein und richten sich parallel, beziehungsweise antiparallel entlang des äußeren Feldes aus. Beide Zustände haben unterschiedliche magnetische Energien, so dass sie im thermischen Gleichgewicht unterschiedlich besetzt sind. Die stärkere Besetzung des energieärmeren, parallelen Zustandes erzeugt ein messbares Magnetfeld in Richtung des äußeren Magnetfeldes. Dieser Gleichgewichtszustand kann durch Einstrahlung eines hochfrequenten elektromagnetischen Wechselfeldes, das senkrecht auf dem äußeren Magnetfeld steht, gestört werden, wenn die Energie des elektromagnetischen Wechselfeldes exakt der magnetischen Energie des besetzten Zustands entspricht. Dies ist genau bei einer gewissen Frequenz, der sogenannten Larmor- oder Resonanzfrequenz, der Fall. Durch die Einstrahlung dieses Hochfrequenzfeldes nimmt das System zusätzliche Energie auf, die nach dem Abschalten des Hochfrequenzfeldes wieder an die Umgebung abgegeben wird. Diesen Vorgang der Wiederherstellung des thermischen Gleichgewichts bezeichnet man als Relaxation, wobei zwischen T1-Relaxation und T2-Relaxation unterschieden wird. Die T1-Relaxation, auch Spin-Gitter- oder longitudinale Relaxation genannt, ist ein Maß für die Stärke der Kopplung der Kernmomente an die Umgebung. Typische T1-Relaxationszeiten von Geweben liegen zwischen 100 ms und über 2000 ms. Die T2-Relaxation, auch Spin-Spin- oder transversale Relaxation genannt, ist ein Maß für die Stärke der Kopplung der magnetischen Momente untereinander. Typische T2-Relaxationszeiten liegen zwischen 10 ms und 1000 ms. Nach dem Anregen des Kernspinsystems durch das Hochfrequenzfeld kann in einer Empfängerspule, die wie die Sendespule senkrecht zum äußeren Magnetfeld orientiert ist, ein gedämpftes, zeitlich periodisches Signal beobachtet werden. Die Dämpfung des Signals wird wesentlich durch die T2-Relaxationszeiten bestimmt, die Periode des Signals durch die Stärke des äußeren Magnetfeldes. Der Einfluss der T1-Relaxationszeit beschränkt sich im Wesentlichen auf die Anfangsamplitude des Signals.

Vorraussetzung für die Bildrekonstruktion ist die exakte Information über den jeweiligen Entstehungsort des MR-Antwortsignals. Die Ortsinformation wird durch Zusatzfelder zum äußeren Magnetfeld entlang der drei Raumrichtungen gewonnen (magnetische Gradientenfelder). Durch diese Zusatzfelder ist das Gesamtmagnetfeld in jedem Volumenelement anders und damit auch die Resonanzfrequenz. Wird eine definierte Resonanzfrequenz eingestrahlt, so werden nur Atomkerne angeregt, die sich in dem Volumenelement befinden, in dem das Magnetfeld die entsprechende Resonanzbedingung erfüllt. Geeignete Änderungen der Feldgradienten ermöglichen es, den Raumbereich, bei dem die Resonanzbedingung erfüllt ist, definiert zu verschieben und so den gewünschten Bereich abzutasten. Die Signalintensität, die durch die Anzahl der Spins im Volumenelement, durch die Relaxationszeiten des Gewebes und spezielle Messparameter bestimmt ist, wird für jedes Volumenelement bestimmt und so sukzessiv ein Bild aufgebaut. Da dieser Vorgang relativ zeitintensiv ist, wurden spezielle Rekonstruktionstechniken sowie spezielle Schnellbildsequenzen wie FLASH- (Fast Low Angle Shot) und Gradientenecho-Sequenzen entwickelt, die Messzeiten im Bereich weniger Minuten oder auch Sekunden ermöglichen [Morneburg 1995 und Reiser und Semmler 1997].

Aufgrund der erzielbaren Weichteilkontraste, der dreidimensionalen, multiplanaren Darstellungsmöglichkeiten und der fehlenden Strahlenbelastung ist die MRT – als nicht-invasives Verfahren – eine ideale Untersuchungsmethode für Diagnose und Verlaufskontrolle degenerativer Gelenkerkrankungen und eignet sich insbesondere für Studien an gesunden Probanden. So bietet die MRT heute im Bereich der Gelenkdiagnostik neben der Bestimmung von Knorpelvolumina und Knorpelflächengrößen die Möglichkeit, die Knorpeldicke über die gesamte Knorpelplatte am Lebenden quantitativ zu erfassen [Eckstein et al. 2001]. Im Vergleich mit etablierten Messverfahren, wie der Wasserverdrängung von chirurgisch entferntem Gewebe [Burgkart et al. 2001], anatomischen Schnitten [Eckstein et al. 1996], Ultraschall [Graichen et al. 2000a] und der CT-Arthrographie [Eckstein et al. 2000 und Graichen et al. 2000a] konnte die hohe Validität MRT-basierter Techniken nachgewiesen werden. Ebenfalls konnte gezeigt werden, dass die quantitative MRT eine hohe Reproduzierbarkeit unter in-vivo-Bedingungen aufweist [Eckstein et al. 1998 und 2001, Hyhlik-Dürr et al. 2000 und Stammberger et al. 1999a und 1999b].

2.4 Grundlagen der Medizinischen Bildverarbeitung

Die Medizinische Bildverarbeitung ist eine relativ junge, technische Anwendung in der Medizin, die durch die enormen Fortschritte im Bereich der Informationstechnologie und der Telekommunikation eine weit in die Zukunft hineinragende Perspektive erhält. Dieser Abschnitt soll einen kurzen Einblick in die Grundlagen der digitalen Bildverarbeitung in der Medizin geben und auf die entsprechende Terminologie eingehen.

Nach der Bilderzeugung und der Bildrekonstruktion durch die entsprechenden bildgebenden Modalitäten liegen die Bilddaten in digitaler Form vor. Dabei werden die Bilddaten meistens im DICOM-Format gespeichert. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ist ein offener Standard zum Austausch von medizinischen Bilddaten. Ein DICOM-Datensatz kann außer den Bilddaten weitere Informationen wie Patientennamen, Aufnahmezeitpunkt und Geräteparameter enthalten.

Die Bildverarbeitung befasst sich mit Methoden und Algorithmen zur digitalen Weiterverarbeitung dieser Daten, um sie der eigentlichen Analyse zugänglich zu machen. Zu den wichtigsten Bildverarbeitungsmethoden gehören die Bildvorverarbeitung, die Segmentierung, die Klassifikation, die Objektrekonstruktion und die Visualisierung.

2.4.1 Bildvorverarbeitung

Die aus den Bilderfassungssystemen gewonnenen Rohdaten sind meistens durch Rauschen, Unschärfe und geometrische Verzerrungen gestört. Die Behebung dieser Störungen sowie eine bessere Hervorhebung von relevanten Bildstrukturen sind Aufgaben der digitalen Filterung. Oft sind die Ausgangsbilder zudem sehr dunkel oder wenig kontrastreich. Durch die Methode der Histogrammspreizung lässt sich der Kontrast solcher Bilder wesentlich verbessern. Ein weiterer Gesichtspunkt der Bildvorverarbeitung räumlicher Bildsequenzen ist die Bildinterpolation: Im Allgemeinen ist der Abstand zwischen den Einzelbildern größer als die Kantenlänge der quadratischen Bildpunkte. Bei einigen Fragestellungen werden allerdings Datensätze benötigt, die in allen drei Raumrichtungen die gleiche Auflösung besitzen. Hierzu werden in der Praxis unter-

schiedliche Verfahren zur Bildinterpolation verwendet, die sich teils erheblich in der benötigten Rechenzeit und erzielten Qualität unterscheiden.

2.4.1.1 Filterung

Die bei der Bilderzeugung generierten Rohdaten und damit auch die für eine anschließende Analyse relevanten Bildinhalte sind fast immer durch Rauschen (*noise*) und Störungen überlagert. Ziel der Filterung ist es, diese Störungen zu minimieren sowie die interessierenden Bildanteile hervorzuheben. Vor allem im Zusammenhang mit der Verarbeitung von medizinischen, zur Befundung eingesetzten Bildern, ist die Tatsache zu berücksichtigen, dass die Anwendung von Filtern zwangsläufig zu einem Verlust von Information führt. Filterung stellt damit stets einen Kompromiss zwischen speziellem Informationsgewinn und allgemeinem Informationsverlust dar. In der Praxis existiert eine Reihe von unterschiedlichen Verfahren, die je nach Fragestellung gezielt einzusetzen sind. Man unterscheidet im Allgemeinen zwischen linearen und nichtlinearen Filtern.

Die am häufigsten eingesetzten linearen Filterungsverfahren im Bereich der digitalen Bildverarbeitung sind die sogenannten Nachbarschaftsoperationen. Sie erzielen eine Bildverbesserung durch Verstärkung der relevanten Bildanteile bei gleichzeitiger Unterdrückung anderer Bildinformationen. Diese Operationen kombinieren die benachbarten Bildpunkte eines zentralen Bildpunkts des Eingangsbildes auf eine vorgeschriebene Weise, so dass am Ausgangsbild die gewünschte Wirkung erzielt wird. Zur Beschreibung dieser Operationen werden Filtermasken oder Fenster unterschiedlicher Größe und Beschaffenheit verwendet, die in Matrizenform dargestellt werden. Die Realisierung der Filterung erfolgt dann auf der Basis des Faltungstheorems der Fouriertransformation durch die Multiplikation der Fouriertransformierten des Bildes mit der Filtermatrix. Zu den wichtigsten linearen Filtertypen gehören die Mittelwertfilterung, die Hochpass- und die Tiefpassfilterung. Mittelwertfilterung und Tiefpassfilterung bewirken grundsätzlich eine Bildglättung, die Tiefpassfilterung ermöglicht zusätzlich eine Rauschunterdrückung im Bild durch Dämpfung unerwünschter Störanteile. Hochpassfilter dagegen verstärken hochfrequente Bildinformation, z. B. Kanten und eignen sich damit zur Auffindung von Objektkonturen. Durch Kombination von Hochpass und Tiefpass entstehen Bandpass und Bandsperre. Mit solchen frequenzselektiven Filtern lässt sich Rauschen im Bild minimieren, ohne dass Konturen verwischt werden. Besonders

das Auffinden von Konturen in einem Bild ist eine wichtige Grundlage für die anschließende Segmentierung. Hierzu werden in der Literatur neben dem Hochpassfilter weitere Filter angegeben. Zu den wichtigsten dieser Kantendetektoren zählen Gradientenoperatoren, Laplace-, Roberts- und Sobelfilter.

Zu den nichtlinearen Filtern gehören logische, morphologische und numerische Filterprozesse. Morphologische oder geometrische Filter basieren auf der mathematischen Morphologie des Bildes und erlauben über Techniken der *Erosion* und *Dilation*, beziehungsweise des *Opening* und *Closing* geometrischer Bildstrukturen eine Verbesserung von Binärbildern. Einer der wichtigsten numerischen Filter ist der Medianfilter. Dieser Filter wird immer dann eingesetzt, wenn die Bildstörung durch abrupte Amplitudenänderung geringer räumlicher Ausdehnung gekennzeichnet ist. Der Medianfilter ermöglicht eine Glättung des Bildes bei gleichzeitiger Erhaltung der Kanten, die bei der linearen Filterung verwischen würden [van Eimeren et al. 1996]

2.4.1.2 Histogrammspreizung

Bei der Erzeugung von medizinischen Bildern kommt es relativ häufig vor, dass die Ausgangsbilder unterbelichtet sind. Hauptgrund hierfür ist bei CT-Untersuchungen und anderen Röntgen-basierten Aufnahmeverfahren die kurze Akquisitionszeit, die direkten Einfluss auf die Strahlenbelastung des Patienten hat. Auch MRT-Bilder weisen häufig Kontrastarmut auf, abhängig von der Akquisitionszeit und der verwendeten Aufnahmesequenz. Um den Kontrast der erzeugten Bilder zu verbessern, wird eine Grauwertspreizung oder auch Histogrammspreizung auf die Bilder angewendet [Lehman et al. 1997]. Die Transformation T , die auf die ursprünglichen Grauwerte angewandt wird, kann durch folgende Formel beschrieben werden:

$$T(g) = \begin{cases} g_{min} & \text{für } 0 \leq g < g_{min} \\ \frac{(g - g_{min}) \cdot (G_{max} - G_{min})}{g_{max} - g_{min}} & \text{für } g_{min} \leq g \leq g_{max} \\ g_{max} & \text{für } g_{max} < g \leq (G_{max} - G_{min}) \end{cases} \quad (2.1)$$

g stellt dabei den aktuellen Grauwert dar, G_{min} den minimal darstellbaren Grauwert (in der Regel 0 für „schwarz“) und G_{max} den maximal darstellbaren Grauwert (z. B. 255 bei 1 Byte-Darstellung, was in der Regel „weiß“ entspricht). Die Minimal-, beziehungsweise Maximalgrauwerte, auf die das Ausgangsbild begrenzt werden soll, werden über g_{min} , beziehungsweise g_{max} definiert. Mit dieser Transformation lassen sich oftmals wesentlich höhere Kontraste erzielen, was insbesondere bei MRT-Bildern zu einer verbesserten optische Trennung zwischen Knochen und Gewebe führt.

2.4.1.3 Bildinterpolation

Ein durch tomographische Verfahren erzeugter dreidimensionaler Volumendatensatz besteht aus einer Sequenz von Einzelbildern. Aus unterschiedlichen Gründen (Akquisitionszeit, Aufnahmetechnik, Strahlenschutz bei der CT) ist die räumliche Auflösung zwischen den einzelnen Schichtbildern deutlich geringer als die Auflösung innerhalb eines Einzelbildes (*in plane resolution*). Für gewisse Anwendungen, beispielsweise volumenorientierte Darstellungsverfahren und multiplanare Reformatierungen, ist es allerdings nötig, einen isotropen Datensatz zu erzeugen, d. h. einen Datensatz, der in allen drei Raumrichtungen die gleiche Auflösung besitzt. Dies erfordert die Rekonstruktion von geeigneten Zwischenbildern. Dafür stehen verschiedene Interpolationsverfahren zur Verfügung. Die einfachste Methode ist die Erzeugung der Zwischenbilder durch Vervielfältigung der Originalschichten. Diese Methode ist sehr schnell, erzeugt aber möglicherweise am Übergang von der letzten Zwischenschicht zur nächsten Originalschicht einen Grauwertsprung. Bei der linearen Interpolation wird dieser Grauwertsprung vermieden, indem jeweils zwischen den Grauwerten zweier Volumenelemente (*Voxel*) benachbarter Schichten linear interpoliert wird. Dieses Verfahren ist ebenfalls leicht zu implementieren, hat aber den Nachteil, dass der Grauwertverlauf an den Übergängen zu den Originalschichten nicht kontinuierlich ist. Kontinuierliche Grauwertübergänge lassen sich mit der sogenannten Spline-Interpolation erzeugen, bei der die Grauwerte von korrespondierenden Volumenelementen der Originalschichten als Stützpunkte einer Splinefunktion interpretiert werden. Die Zwischenbilder lassen sich dann aus dem Grauwertverlauf der Splinefunktion berechnen. Dabei muss die Splinefunktion für jedes Volumenelement in der Bildebene berechnet werden, was bei großen Datensätzen zu einem hohen Rechenaufwand führt.

2.4.2 Segmentierung

Die Segmentierung ist zweifellos einer der wichtigsten Verarbeitungsschritte im Bereich der medizinischen Bildverarbeitung. Sie ist definiert als Zerlegung eines Bildes in inhaltlich zusammenhängende Bereiche. Dies geschieht durch Zusammenfassung (meist) benachbarter Bildpunkte entsprechend einem bestimmten Homogenitätskriterium. Die Schwierigkeit liegt dabei in der Definition des für die jeweilige Fragestellung geeigneten Homogenitätskriteriums. Das Ergebnis einer Segmentierung hat wesentlichen Einfluss auf die Qualität der anschließenden Bildanalyse. Ziel der Segmentierung medizinischer Bilder ist die Einteilung der einzelnen Bildpunkte in Objekte, beziehungsweise Hintergrund, wobei diese Objekte gewöhnlich Gewebe oder Organe sind. Segmentierte Datensätze sind Voraussetzung für die sogenannte Klassifizierung, die Zuordnung segmentierter Bereiche zu einer inhaltlichen Beschreibung. Ferner ist die Segmentierung Grundlage für weitergehende Analyse-, Quantifizierungs- und Rekonstruktionsverfahren.

Bis heute unterliegt die rechnergestützte Segmentierung medizinischer Bilder vielen Einschränkungen und ist zum großen Teil nicht vollständig automatisierbar. Die Gründe dafür liegen hauptsächlich in der großen Heterogenität der Bilddaten, die einerseits durch Einflüsse der Bildgebung (Artefakte, Rauschen, Unschärfe, Verzerrungen) verursacht wird, andererseits auf die sehr hohe Variabilität nahezu aller anatomischen Strukturen zurückzuführen ist. In der Praxis werden daher vielfach noch manuelle Segmentierungsverfahren eingesetzt. Sie sind einfach zu implementieren, leicht zu bedienen, jedoch sehr zeitintensiv, erfordern ein hohes Maß an Interaktion und liefern selten reproduzierbare Ergebnisse. Diese Einschränkungen und zunehmende Anforderungen an die computergestützte Diagnostik führten in letzter Zeit zu der Entwicklung unterschiedlicher automatischer Segmentierungsmethoden. Dennoch bleibt die vollautomatische Segmentierung medizinischer Bilder bislang auf spezielle Einzelfälle beschränkt.

Im Allgemeinen sind Segmentierungsalgorithmen zweidimensionale Verfahren. Demzufolge wird bei der Segmentierung dreidimensionaler Volumendaten gewöhnlich jedes Schichtbild einzeln betrachtet. Manche Verfahren können jedoch auf drei Dimensionen erweitert werden, oder berücksichtigen die Segmentierungsergebnisse vorhergehender Schichten eines Bildstapels bei der Segmentierung des aktuellen Bildes. Die unter-

schiedlichen Segmentierungsverfahren lassen sich in punkt-, regionen-, textur-, kanten- und modellbasierte beziehungsweise vollautomatische Verfahren einteilen. Die Grenzen zwischen den Verfahren sind oft fließend. In der Praxis werden die Verfahren häufig kombiniert, um für die jeweilige Fragestellung ein optimales Ergebnis zu erzielen [Lehmann et al. 1997].

2.4.2.1 Punktbasierte Verfahren

Punkt- oder auch pixelbasierte Verfahren treffen für jeden einzelnen Bildpunkt die Entscheidung, ob er einem bestimmten Segment zugerechnet wird oder nicht. Als allein maßgebliches Homogenitätskriterium wird hierbei lediglich der Grauwert des jeweils betrachteten Bildpunkts verwendet, ohne dass eine Analyse seiner Umgebung erfolgt. Diese Verfahren sind leicht berechenbar, sehr schnell und grundsätzlich nicht auf zwei Dimensionen beschränkt, sondern können auch als dreidimensionale Verfahren bei Volumendatensätzen eingesetzt werden, erzeugen aber nur selten zusammenhängende Segmente. Deshalb erfordern punktbasierte Verfahren fast immer eine Nachbearbeitung und werden eher als Vorstufe in einem mehrstufigen Segmentierungsprozess eingesetzt. Die gängigsten punktbasierten Verfahren sind die statischen, dynamischen und adaptiven Schwellwertverfahren [Handels 2000 und Lehmann et al. 2005].

2.4.2.2 Regionenbasierte Verfahren

Regionenbasierte Segmentierungsverfahren ähneln den punktbasierten Verfahren, liefern jedoch immer zusammenhängende Regionen. Dabei wird für jeden Bildpunkt, beziehungsweise eine Menge von Bildpunkten entschieden, ob sie zu einer Region gehören oder nicht. Zu diesem Zweck wird zunächst ein bestimmtes Distanzmaß eingeführt, auf dessen Basis diese Entscheidung getroffen werden kann. Ein Distanzmaß stellt ein quantifizierbares Kriterium für die Ähnlichkeit zweier Regionen dar, beispielsweise der Abstand der mittleren Grauwerte zweier unterschiedlicher Bildregionen. Nach dem Zusammenfügen zweier Bildpunkte, beziehungsweise zweier Bildpunktmengen, werden die Distanzmaße zu den verbleibenden Regionen neu berechnet. Die Regionen werden nun systematisch so miteinander verbunden, dass die Summe aller Distanzmaße einen möglichst kleinen Wert annimmt. Wie die punktbasierten Verfahren können auch die

regionenbasierten Methoden als dreidimensionale Segmentierungstechniken bei Volumendatensätzen angewendet werden.

Ein bekanntes regionenbasiertes Verfahren ist das sogenannte *Region Growing* Verfahren (beziehungsweise *Volume Growing* im dreidimensionalen Fall). Bei diesem Verfahren werden innerhalb des zu segmentierenden Objektes ein oder mehrere Saatpunkte ausgewählt. Von diesen Saatpunkten ausgehend, werden alle benachbarten Punkte, die ein entsprechendes Distanzkriterium erfüllen, der Saatregion hinzugefügt. Weitere, in diesem Kontext stehende Verfahren sind *Region Merging*, *Region Splitting* und *Scale-Space* Ansätze [Lehman et al. 1997].

2.4.2.3 Texturbasierte Verfahren

Unter der Textur eines Objektes versteht man seine Oberflächeneigenschaft, wie beispielsweise Körnigkeit, Rauigkeit, Glattheit und Feinheit. Manche Bildobjekte besitzen trotz uneinheitlicher Farb- oder Grauwertverteilung eine einheitliche Textur. Damit diese Objekte nicht aufgrund ihrer inhomogenen Grauwerte in viele kleine Segmente zerlegt werden, versuchen texturbasierte Verfahren die Objekte nach ihrer Oberflächeneigenschaft zu segmentieren. Allerdings muss für jede gesuchte Textur ein mathematisches Beschreibungsmuster entwickelt werden, was diese Verfahren kompliziert gestaltet. Diese Verfahren liegen teilweise im Grenzbereich zur Klassifizierung und werden im Bereich der medizinischen Bildverarbeitung bislang nur selten verwendet.

2.4.2.4 Kantenbasierte Verfahren

Kantenbasierte Segmentierungsverfahren ermitteln die Objekte im Bild durch vorherige Extraktion ihrer Konturen. Dies geschieht meist durch Detektierung von Teilkanten und deren Zusammenfassung zu geschlossenen Objektbegrenzungen. Voraussetzung hierfür ist eine Vorverarbeitung des Bildes mit geeigneten Kantendetektoren (Filterung), um die Objektkonturen zu verstärken. Anschließend wird entweder mit einem pixelbasierten oder einem linienbasierten Ansatz versucht, einen zusammenhängenden Bereich zu extrahieren. Bei dem pixelbasierten Ansatz erfolgt dies über eine passende Schwellwertbildung unter der Annahme, alle Bildpunkte einer Objektkontur liegen in

einem engen Grauwertbereich. Probleme treten hierbei vor allem bei unterbrochenen Konturen auf und wenn mehrere Objekte gleichzeitig segmentiert werden sollen. Bei dem linienbasierten Ansatz erfolgt die Konturextraktion durch eine von einem Saatknoten ausgehende Kantenverfolgung, wobei Annahmen über den möglichen Verlauf mit einfließen können. Diese Methode ist unempfindlich gegenüber kleinen Löchern in der Umrandung, Probleme können an Kreuzungspunkten, bei parallelen, bei unterbrochenen und bei sich berührenden Linien auftreten. Von den zahlreichen Arbeiten zur Kantendetektion sei auf die wichtigen Beiträge von Marr und Hildreth [1980] sowie Canny [1986] hingewiesen, auf denen viele Kantenverfolgungsalgorithmen basieren.

Ein sehr bekanntes kantenbasiertes Segmentierungsverfahren ist die Wasserscheiden-Transformation [Lehmann et al. 1997 und Vincent und Soille 1991]. Dabei wird der Grauwert eines Bildpunkts als Erhebung interpretiert, und das so erhaltene Grauwertgebirge schrittweise virtuell mit Wasser geflutet. Dadurch bilden sich zunächst an Stellen lokaler Minima kleine Staubecken, die mit steigendem Wasserstand zu immer größeren Regionen verschmelzen, bis schließlich nur noch eine Region vorhanden ist. Vorteile der Wasserscheiden-Transformation sind ihre schnelle Berechnung und die Generierung stets geschlossener Linienzüge. Als Nachteil ist einerseits die hohe Anfälligkeit gegenüber vorhandenem Bildrauschen zu nennen, die zu einer Vielzahl von Pseudowasserscheiden führen kann und andererseits die prinzipielle Neigung zur Übersegmentierung.

Seit Ende der 1980er Jahre gewann eine Reihe viel versprechender kantenbasierter Verfahren, die unter den Namen deformierbare Modelle oder *Active Contours* zusammengefasst werden, bei der Segmentierung medizinischer Bilder sehr an Bedeutung [Blake und Yuille 1992, Blake und Isard 1998, Kass et al. 1988, McInerney und Terzopoulos 1996, Metaxas 1996, Terzopoulos und Fleischer 1988a und Terzopoulos et al. 1988b]. Der Grundgedanke dabei ist, eine anatomische Struktur (Objektkontur) mit Hilfe eines geometrischen Modells (deformierbare Kontur) mathematisch zu beschreiben. Dieses Modell kann man sich als eine elastische Faser vorstellen, die sich aufgrund einwirkender Kräfte auf natürliche Weise verformt. Durch diese physikalisch motivierte Modellierung wird die deformierbare Kontur vielen biologischen Strukturen im Hinblick auf Krümmungs- und Kontinuitätsmerkmale gerecht. Mathematisch betrachtet ist eine deformierbare Kontur (*Snake*) eine zweidimensionale, offene oder geschlossene parametrisierte Kurve, deren Form durch physikalische Attribute, wie Spannung und Stei-

figkeit, bestimmt ist. Die Segmentierung erfolgt dann durch Anpassung dieses Modells an die im Bild vorhandenen Strukturen, wobei das Modell dabei aufgrund seiner definierten Eigenschaften auf Form und Geometrie natürlicher Objekte beschränkt ist. Der stets kontinuierliche Verlauf der Modellkontur macht dieses Verfahren unempfindlich gegenüber Konturunterbrechungen. Besonders im Bereich der MRT-basierten Knorpelanalyse konnte mit Hilfe sogenannter *B-Spline Snakes* (durch B-Spline-Basisfunktionen approximierter, zweidimensionaler parametrisierter Kurven) eine Vielzahl von Segmentierungsproblemen erfolgreich gelöst werden [Leitner und Cliquin 1993, Menet et al. 1990, Stamberger et al. 1999b, Stamberger 1999c und Taine und Herment 1993].

2.4.2.5 Modellbasierte Verfahren

Ähnlich wie bei den deformierbaren Modellen besteht der Ansatz bei der modellbasierten Segmentierung in der Einführung von Modellen, die bestimmte anatomische Bildstrukturen beschreiben können. Diese Modelle sollen dann ganz gewisse Strukturen im Bildmaterial automatisch detektieren. Bei der Generierung der Modelle werden nicht nur unterschiedliche Formen möglicher Bildstrukturen berücksichtigt, sondern auch räumliche Verhältnisse und Grauwert- oder Texturverteilungen. Dabei soll das Modell so allgemein sein, dass es einerseits jedes plausible Muster seiner Klasse generieren kann, andererseits so spezifisch, dass es nur gültige Muster generiert. Bekannte modellbasierte Verfahren sind die *Active Shape Models* [Cootes et al. 1994 und 1995] und die *Active Appearance Models* [Cootes et al. 1998, Cootes and Taylor 2001 und Edwards et al. 1998], die bereits erfolgreich bei der Segmentierung des Gelenkknorpels eingesetzt wurden [Solloway et al. 1996 und 1997].

2.4.2.6 Vollautomatische Segmentierung

Wie bereits erwähnt, existieren bislang keine automatischen Verfahren, die eine vollständige Segmentierung eines medizinischen Bildes oder eines Bildvolumens ermöglichen. Eine vollautomatische Segmentierung ist prinzipiell nur dann möglich, wenn das Segmentierungssystem in der Lage ist, das Bild zu verstehen, um es dann in bedeutungstragende (semantische) Einheiten zerlegen zu können. Dafür reicht das Vorhandensein der Bildinformation alleine nicht aus. Für das Erkennen der Bildstrukturen ist immer

ein entsprechendes Vorwissen (*a priori* Wissen) nötig: So gelingt die manuelle Segmentierung medizinischer Bilder nur mit Hilfe von gewissen anatomischen Kenntnissen des Benutzers. Die vollautomatische Segmentierung medizinischer Bilder wird somit auf jene Fragestellungen beschränkt bleiben, bei denen hinreichendes *a priori* Wissen in das Segmentierungssystem integriert werden kann.

2.4.3 Rekonstruktion und Visualisierung

Nach dem Segmentierungsprozess liegt für jedes Grauwertbild ein entsprechendes Binärbild vor, welches die gesuchten Segmente kennzeichnet. Entsprechend den Modalitäten der Grauwertbilder sind auch die Binärbilder prinzipiell zweidimensional. Dreidimensionale Strukturen lassen sich erst durch die Kombination einzelner Schichtbilder im Rechner generieren. Diese dreidimensionale Rekonstruktion von Objekten aus Schichtbildern ist ein grundlegender Schritt für die morphologische und quantitative Objektanalyse sowie für die Objektdarstellung. Damit bildet sie die Grundlage für die Beschreibung geometrischer Eigenschaften, wie Objektflächengröße, Objektdicke und Objektvolumen, ermöglicht aber auch die quantitative Analyse räumlicher Beziehungen unterschiedlicher Objekte zueinander. Ferner ist die Rekonstruktion unerlässlich für eine orts aufgelöste Visualisierung von Objekteigenschaften, wie beispielsweise die Verteilung der Knorpeldicke über die komplette Knorpelplatte im Kniegelenk (*thickness maps*) und die Bereitstellung von Informationen für die computergestützte Therapieplanung.

Für die dreidimensionale Rekonstruktion von Objekten aus Schichtbildern existieren verschiedene Verfahren. Grundprinzip ist dabei die Überführung der Segmentierungsinformation aus den Schichtbildern in eine explizite geometrische Beschreibung. In der Regel wird das Objekt als polygonale Oberfläche dargestellt, die durch eine Vielzahl von Dreiecken beschrieben wird (Triangulierung). Zu den wichtigsten Triangulierungsverfahren zählen der Marching Cubes Algorithmus und die Delaunay-Triangulierung.

2.4.3.1 Marching Cubes

Der Marching Cubes Algorithmus [Lorensen und Cline 1987] erzeugt aus Grauwertvolumina automatisch polygonale Oberflächenmodelle. Dabei erfordert der Algorithmus im Allgemeinen keine vorhergehende Segmentierung, da er zunächst über einen vorher festzulegenden Grenzwert sogenannte Isoflächen bildet, die dann in eine Dreiecksbeschreibung überführt werden. Die mit dem Marching Cubes Algorithmus generierten Oberflächenmodelle stellen eine gute Annäherung an die tatsächliche Objektoberfläche dar. Weitere Vorteile dieser Methode sind die hohe Geschwindigkeit und die Unabhängigkeit des Verfahrens von der Form des darzustellenden Objekts. Als größter Nachteil ist die Abhängigkeit des Resultats von dem definierten Grenzwert zu nennen. Dadurch generiert der Marching Cubes Algorithmus nur Oberflächen, die auf dem Ergebnis einer implizierten Schwellwertsegmentierung basieren. Schwellwertverfahren liefern jedoch nur in Einzelfällen zufriedenstellende Segmentierungsergebnisse. Weitere Nachteile sind die Erzeugung von Artefakten im Sinne von Oberflächendefekten bei anisotropen Datensätzen und die Tatsache, dass die resultierende Polygonbeschreibung des Marching Cubes Verfahren stets ein geschlossenes dreidimensionales Volumen darstellt. Einzelne Oberflächen (beispielsweise Gelenk- oder Kontaktflächen) lassen sich nicht erzeugen.

2.4.3.2 Delaunay-Triangulierung

Die Delaunay-Triangulierung ist ein in der Computergrafik gebräuchliches Verfahren, um aus einer beliebigen Punktmenge ein Dreiecknetz zu erstellen [Boissonnat 1984, Chew 1989 und Fang und Piegl 1994]. Sie ist die duale geometrische Darstellung des Voronoi-Diagramms [Amenta und Bern 1998]. Grundlage der Delaunay-Triangulierung ist die Umkreisbildung, wonach die Punkte eines Dreiecks auf einem Kreis liegen müssen und dieser Umkreis keine weiteren Punkte der Punktmenge enthalten darf. Im dreidimensionalen Fall wird statt der Umkreisbedingung eine Umkugelbedingung verwendet. Dieser Algorithmus ist völlig unabhängig vom dem zu rekonstruierenden Objekt und damit sehr universell einsetzbar. Wie der Marching Cubes Algorithmus erzeugt die Delaunay-Triangulierung immer geschlossene Hüllen und erlaubt damit ebenfalls keine Rekonstruktion einzelner Oberflächen. Darüber hinaus ist dieses Verfahren sehr rechenintensiv, da es in jedem Fall von einer ungeordneten Punktwolke ausgeht.

2.4.3.3 Visualisierung

Ziel der Visualisierung in der Medizin ist die dreidimensionale Darstellung ausgewählter anatomischer Strukturen aus frei wählbaren Betrachterpositionen. Entscheidend dabei ist eine möglichst genaue geometrische Repräsentation der Daten, wobei dreidimensionale Beschreibungen auf eine zweidimensionale Fläche (Bildebene) abgebildet werden. Grundsätzlich wird bei den Visualisierungsverfahren in der Medizin zwischen volumenorientierten, oberflächenorientierten und hybriden Verfahren unterschieden.

Volumenorientierte Visualisierungsverfahren werden verwendet, um die vollständige Grauwertinformation eines Datenvolumens darzustellen (*Volume Rendering*). Üblicherweise werden bei diesem Verfahren isotrope Datenvolumina verwendet. Jedem Voxel werden zunächst mit Hilfe von Lookup-Tabellen Eigenschaften wie Transparenz und Helligkeit zugeordnet. Anschließend müssen die Werte sämtlicher Voxel, die auf einem Projektionsstrahl liegen, auf entsprechende Pixelwerte in der Bildebene umgerechnet werden. Häufig wird dabei die *Maximum Intensity Projection* (MIP) angewendet, ein Verfahren, bei dem nur das Voxel, beziehungsweise die Voxel mit der höchsten Signalintensität auf dem Projektionsstrahl berücksichtigt werden. Da beim Volume Rendering das gesamte Datenvolumen analysiert werden muss, ergeben sich entsprechend hohe Anforderungen an das verwendete Rechnersystem – besonders dann, wenn die Darstellung in Echtzeit erfolgen soll. Echtzeit bedeutet in diesem Fall die Berechnung von mindestens 10 Bildern pro Sekunde, um eine flüssige Darstellung der gewünschten Strukturen zu ermöglichen.

Oberflächenorientierte Visualisierungsverfahren setzen eine Segmentierung und eine anschließende geometrische Beschreibung beziehungsweise Rekonstruktion der darzustellenden Objekte voraus. Die Objekte werden dabei durch eine Menge von Polygonen beschrieben. Für die Darstellung dieser polygonalen Oberflächen (*Surface Rendering*) existieren spezielle Algorithmen [Neider et al. 1994], die neben einer Objektmanipulation (Skalierung, Rotation, Translation) in Echtzeit auch Objektattribute wie Farbe, Schattierung, Reflexion, Textur und Transparenz erlauben. Vorteil der oberflächenorientierten Visualisierungsverfahren gegenüber den volumenorientierten Verfahren ist die sehr hohe Darstellungsgeschwindigkeit. Aktuelle Graphik-Prozessoren erreichen eine Darstellungsleistung von mehreren Millionen Polygonen pro Sekunde.

Als hybride Visualisierung bezeichnet man die gleichzeitige Darstellung von Grauwertvolumen und Objektoberflächen. Durch die hybride Visualisierung kann der Vorteil der Genauigkeit volumenorientierter Verfahren mit dem Vorteil der hohen Geschwindigkeit oberflächenorientierter Verfahren kombiniert werden. Sie eignet sich für die simultane Visualisierung von morphologischer und funktionaler Information: So lässt sich beispielsweise die durch PET-Bildgebung gewonnene funktionelle Information als farbiges Oberflächenmodell zusammen mit der örtlich hochaufgelösten Morphologie eines CT-Volumendatensatzes des gleichen Körper-Areals simultan darstellen.

Kapitel 3

Material und Methode

Dieses Kapitel beschreibt zunächst die Generierung, die Beschaffenheit und die Vorverarbeitung der MRT-Bilddatensätze. Anschließend werden die Verfahren beschrieben, mit denen sich basierend auf diesen Daten, biomechanische Größen im Kniegelenk quantitativ bestimmen lassen. Durch die Einführung von lokalen Koordinatensystemen und anatomischen Referenzpunkten können Relativbewegungen anatomischer Strukturen während der Knieflexion quantitativ beschrieben werden. Darüber hinaus wird eine neue Methode zur Bestimmung und Auswertung von femoro-tibialen und femoropatellaren Kontaktflächen im Kniegelenk vorgestellt.

3.1 Bilddaten

3.1.1 Bildgebung

Die Bildgebung erfolgte in einem offenen MRT-System (Magnetom Concerto, Siemens, Erlangen). Die Feldstärke dieses Gerätes betrug 0,2 Tesla (T), die Gradientenfeldstärke bis zu 20 mT/m. Die Aufnahmen erfolgten mit Hilfe einer Extremitätenspule in seitlicher Position. Verwendet wurde eine 3D-Gradientenecho-Sequenz (Repetitionszeit $TR = 18$ ms, Echozeit $TE = 5$ ms, Flipwinkel $FA = 30^\circ$ und Field of View $FOV = 220$ mm \times 220 mm). Die Auflösung betrug 0,860 mm \times 0,860 mm, bei einer Schichtdicke von 1,875 mm. Die resultierende digitale Bildmatrix umfasste 256 Pixel \times 256 Pixel. Die Untersuchungszeit für ein Kniegelenk betrug 4 Minuten und 26 Sekunden.

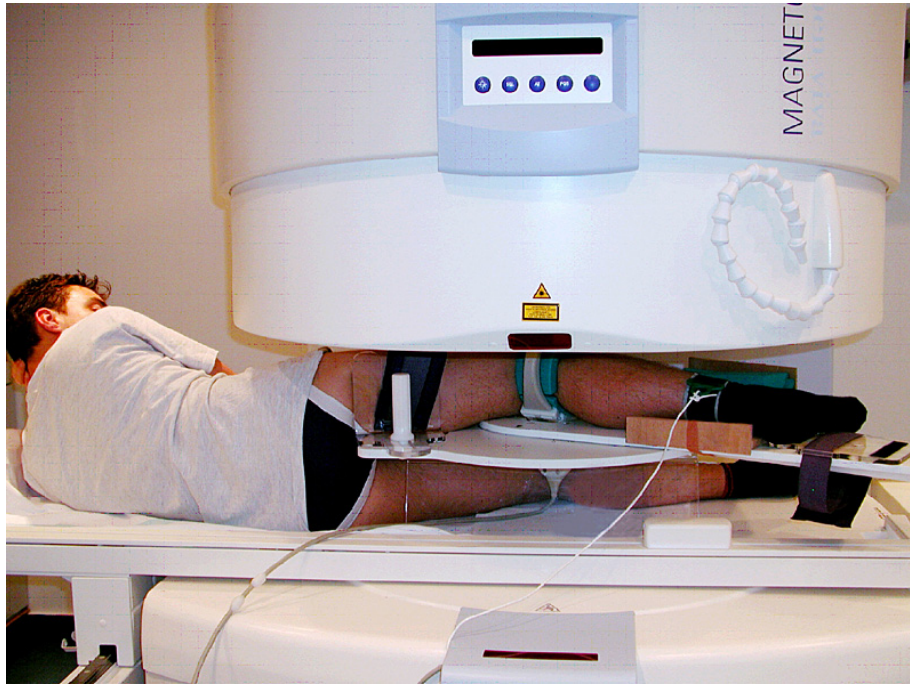


Abbildung 3.1: Bildgebung im offenen Magnetresonanztomographen. Der Proband ist seitlich gelagert, die Position und der Flexionswinkel (0° , 30° und 90°) des Kniegelenks werden durch eine Positionierungsschiene fixiert und kontrolliert. Das mit einem Gurt am Unterschenkel befestigte Seil dient zur Generierung einer Zugkraft in flektierender Richtung. Dadurch lassen sich neben Aufnahmen ohne Muskelaktivität auch Aufnahmen des Kniegelenks während extensierender Muskelaktivität erzeugen.

Untersucht wurden Kniegelenke von 18 gesunden Freiwilligen (Alter: $28,3 \pm 4,8$ Jahre) und 10 Patienten mit schwerer Gonarthrose (Alter: $70,9 \pm 7,1$ Jahre). Die gesunden Probanden waren schmerzfrei, ohne Achsenfehlstellung und ohne Erkrankungen am Kniegelenk. Der Arthrosegrad der Patienten wurde durch eine Röntgen-Ganzbeinaufnahme bestimmt und entsprechend der Skala nach Kellgren und Lawrence als schwer (Grad 4) eingestuft [Kellgren und Lawrence 1957]. Die Kniegelenke wurden jeweils in drei unterschiedlichen Flexionsstellungen (0° , 30° und 90°), ohne und mit Muskelaktivität untersucht. Um Bewegungsartefakte zu vermeiden und die jeweilige Flexionsstellung zu kontrollieren, wurde das Knie während der Aufnahme durch eine spezielle Positionierungshilfe in Position gehalten. Die Positionierungshilfe hatte weder Einfluss auf die MRT-Bildgebung noch auf das femoro-tibiale Translations- und Rotationsverhalten. Um den Einfluss der Muskelaktivität auf die Kniegelenksbewegung untersuchen zu können, konnte während der Bildgebung eine Kraft auf das distale Ende des Unterschenkels ausgeübt werden. Dies erfolgte über ein am Unterschenkel fixiertes und über eine Um-

lenkrolle geführtes Seil, an dem eine Masse von 3 kg befestigt war, so dass auf den Unterschenkel eine Kraft von 30 Newton in flektierender Richtung ausgeübt wurde. Der Abstand zwischen dem Ansatzpunkt des Seiles und dem Gelenkspalt betrug ungefähr 35 cm. Dadurch ergab sich ein Drehmoment von circa 10 Nm. Die Zugrichtung verlief im rechten Winkel zum Unterschenkel in der sagittalen Ebene, so dass durch den Versuchsaufbau eine extendierende Muskelkraft generiert werden konnte (Abbildung 3.1).

Insgesamt wurden 168 sagittale MRT-Volumendatensätze des Kniegelenks akquiriert (18 Probanden und 10 Patienten \times 3 Flexionsstellungen \times 2 Muskelaktivitäten). Abbildung 3.2 zeigt exemplarisch ein zweidimensionales Schichtbild eines Volumendatensatzes bei 90° Flexion.



Abbildung 3.2: Sagittales Schichtbild eines dreidimensionalen MRT-Volumendatensatzes des Kniegelenks bei 90° Flexion.

Zur Bestimmung der Intra-Untersucher-Reproduzierbarkeit der entwickelten Methoden wurden zusätzlich bei einem gesunden Probanden sechs Aufnahmen des linken Kniegelenks bei gleicher Kniegelenksstellung (30° Knieflexion) erzeugt und die sechs Datensätze von einem Untersucher segmentiert.

3.1.2 Bildvorverarbeitung

Zur Bestimmung der femoro-tibialen Translation und Rotation und der Patellakinematik müssen Femur, Tibia und Patella segmentiert werden. Die Segmentierung erfolgte dabei schichtweise. Verwendet wurde ein Region Growing Algorithmus, bei dem manuell die Bereichsgrenzen eingeschränkt werden konnten.

Für die folgenden Betrachtungen wird sämtlichen 3D-Datensätzen ein einheitliches, orthogonales kartesisches Koordinatensystem zugeordnet. Abszisse und Ordinate (x - und y -Achse) des Koordinatensystems werden der Bildebene (sagittal-Ebene) zugeordnet, die z -Koordinate läuft mit der Anzahl der Schichtbilder. Bei Datensätzen von rechten Kniegelenken verläuft die z -Koordinate von lateral nach medial, bei Datensätzen von linken Kniegelenken entsprechend von medial nach lateral. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt dabei stets ventral und auf der Höhe der Tibia (Abbildung 3.3).

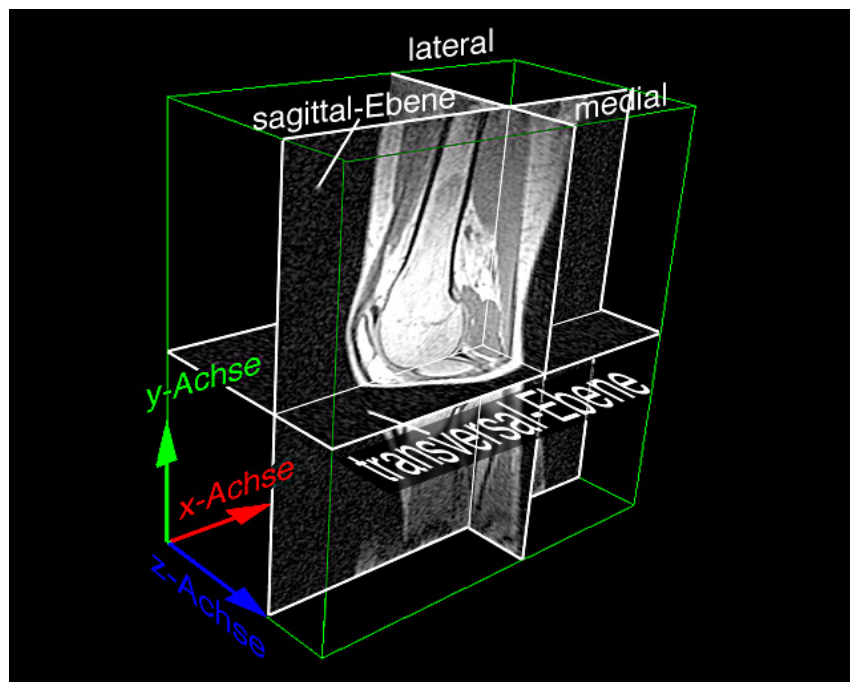


Abbildung 3.3: Einheitliches Koordinatensystem für die dreidimensionalen MRT-Volumendatensätze. Abgebildet ist ein rechtes Kniegelenk. Die x - und y -Achse werden der sagittalen Ebene zugeordnet, die z -Achse liegt in der transversalen Ebene und verläuft bei einem rechten Knie von lateral nach medial, bei einem linken von medial nach lateral. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt stets ventral.

Die segmentierten Datensätze wurden anschließend entsprechend der Auflösung in der Bildebene und dem Schichtabstand interpoliert.

3.2 Quantitative Bestimmung der femoro-tibialen Translation und Rotation im Kniegelenk

Dieser Abschnitt befasst sich mit den entwickelten Bildverarbeitungsmethoden zur Analyse der Bewegung des Femur relativ zur Tibia im Kniegelenk auf der Basis der akquirierten MRT-Bilddaten.

Das entwickelte Verfahren zur quantitativen Bestimmung biomechanischer, femoro-tibialer Bewegungen im Kniegelenk basiert auf der Auswertung der räumlichen Positionen segmentierter Femura und Tibiae in unterschiedlichen Gelenkstellungen. Mit der Einführung eines auf das Tibiaplateau bezogenen Koordinatensystems wird das Tibiaplateau als Bezugssystem gewählt. Dieses Koordinatensystem ist unabhängig von der ursprünglichen Lage der Tibia im Tomographen. Die Bewegung des Femur wird in diesem Koordinatensystem ausgedrückt und durch eine spezifische, epikondyläre Achse beschrieben, die durch den medialen und lateralen Femurkondylus definiert wird. Dies ermöglicht neben einer quantitativen Bestimmung der Translation des Femur auch eine Quantifizierung der Rotation der Femurkondylen relativ zur Tibia. Darüber hinaus erlaubt die dreidimensionale Rekonstruktion mit anschließender Visualisierung der anatomischen Strukturen auch einen qualitativen Zugang zur femoro-tibialen Bewegung.

Die Berechnungen der Tibiaplateau-basierten Koordinatensysteme erfolgt vollautomatisch, die Bestimmung der epikondylären Achsen der Femura benötigt eine kurze Interaktion des Benutzers, mit dem Vorteil, dass sich dadurch die Rechenzeit um mehrere Größenordnungen verringert.

3.2.1 Tibiaplateau-basiertes Koordinatensystem

Grundlegend für die Bestimmung femoro-tibialer Bewegungen ist die Wahl eines geeigneten Referenzsystems. Auf Grund seiner überwiegend ebenen Beschaffenheit erscheint das Plateau der tibialen Gelenkfläche für diesen Zweck gut geeignet. Unter diesem Referenzsystem wird im Folgenden ein lokales, auf dem Tibiaplateau basierendes, kartesisches Koordinatensystem verstanden. Relativbewegungen zwischen der Tibia und anderen anatomischen Strukturen lassen sich nach einer Koordinatentransformation in diesem Referenzsystem ausdrücken. Folgende Anforderungen werden an das Koordinatensystem gestellt:

- ▶ Die Bestimmung des Koordinatensystems soll unabhängig von der Lage der segmentierten Struktur im Bilddatensatz und damit unabhängig von der ursprünglichen Ausrichtung der Tibia im MR-Tomographen sein.
- ▶ Das berechnete Koordinatensystem soll eine möglichst hohe Reproduzierbarkeit aufweisen.
- ▶ Die Berechnung sollte automatisch, beziehungsweise mit möglichst wenig Interaktion durch den Benutzer erfolgen.

Eine elegante Methode, mit der sich diese Forderungen erfüllen lassen, ist die sogenannte Hauptachsentransformation. Dieses Verfahren zerlegt ein Objekt in seine Symmetrieachsen (Hauptachsen), die ein objektspezifisches Koordinatensystem bilden. Der Ursprung dieses Koordinatensystems fällt mit dem geometrischen Schwerpunkt des Objekts zusammen.

Hauptachsentransformation

Ganz allgemein ist die Hauptachsentransformation folgendermaßen definiert [Meyberg und Vachenauer 1990]:

Zu jeder reellen, symmetrischen $n \times n$ -Matrix \mathbf{A} gibt es wenigstens ein Hauptachsensystem. Zunächst wird zu jedem der verschiedenen Eigenwerte λ_i von \mathbf{A} eine Orthonormalbasis $(\mathbf{b}_1^{(i)}, \mathbf{b}_2^{(i)}, \dots, \mathbf{b}_{k_i}^{(i)})$ von $(\mathbf{A} - \lambda_i \mathbf{E})\mathbf{x} = \mathbf{0}$, $1 \leq i \leq r$ bestimmt (\mathbf{E} ist die Einheitsmatrix). Diese Teilbasen, in angegebener Reihenfolge zusammengesetzt, ergeben das Hauptachsensystem

$$B = (\mathbf{b}_1^{(1)}, \dots, \mathbf{b}_{k_1}^{(1)}, \mathbf{b}_1^{(2)}, \dots, \mathbf{b}_{k_2}^{(2)}, \dots, \mathbf{b}_1^{(r)}, \dots, \mathbf{b}_{k_r}^{(r)}), \quad (3.1)$$

für das

$$B^T A B = \text{Diag}(\underbrace{\lambda_1, \dots, \lambda_1}_{k_1\text{-mal}}, \underbrace{\lambda_2, \dots, \lambda_2}_{k_2\text{-mal}}, \dots, \underbrace{\lambda_r, \dots, \lambda_r}_{k_r\text{-mal}}) \quad (3.2)$$

gilt.

Für den hier betrachteten dreidimensionalen Fall wird folgendermaßen vorgegangen:

Das segmentierte Tibiaplateau kann als ein aus N Massepunkten $\mathbf{x}_i = (x_i, y_i, z_i)^T$ der Masse $\frac{1}{N}$ bestehender starrer Körper beschrieben werden. Der geometrische Schwerpunkt \mathbf{s} des Körpers berechnet sich zu

$$\mathbf{s} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{x}_i. \quad (3.3)$$

\mathbf{s} entspricht dem geometrischen Schwerpunkt des Tibiaplateaus und bildet den Ursprung des Tibiaplateau-basierten Koordinatensystems.

Der sogenannte Trägheitstensor \mathbf{T} des Tibiaplateaus hat die Form:

$$\mathbf{T} = \frac{1}{N} \begin{pmatrix} \sum_i x_i^2 & -\sum_i x_i y_i & -\sum_i x_i z_i \\ -\sum_i x_i y_i & \sum_i y_i^2 & -\sum_i y_i z_i \\ -\sum_i x_i z_i & -\sum_i y_i z_i & \sum_i z_i^2 \end{pmatrix}. \quad (3.4)$$

Dieser Tensor zweiter Stufe ist reell und symmetrisch. Bis auf die (negativen) Vorzeichen der Nicht-Diagonalelemente kann er auch als mittelwertfreie Kovarianzmatrix der Verteilung einer dreidimensionalen Zufallsgröße interpretiert werden. Die Diagonalelemente entsprechen den Varianzen der Verteilung entlang der drei Achsen (x -, y -, und z -Achse).

Koordinatenwechsel

Der Wechsel von einem kartesischen Koordinatensystem \mathbf{x} in ein anderes affines Koordinatensystem \mathbf{x}' wird mit Hilfe einer Abbildungsmatrix $\mathbf{S} = (\mathbf{s}_1, \mathbf{s}_2, \mathbf{s}_3) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ vollzogen:

$$\mathbf{x}' = \mathbf{S}^{-1} \cdot \mathbf{x}. \quad (3.5)$$

Dabei sind \mathbf{x}' die Koordinaten des Punkts \mathbf{x} bezüglich der neuen Koordinatenachsen \mathbf{s}_1 , \mathbf{s}_2 und \mathbf{s}_3 .

Ähnlichkeitstransformation

Bei einem solchen Koordinatenwechsel geht der Trägheitstensor durch eine sogenannte Ähnlichkeitstransformation über in $\mathbf{T}' = \mathbf{S}^{-1} \cdot \mathbf{T} \cdot \mathbf{S}$. Der entscheidende Punkt bei der Hauptachsentransformation ist nun die spezielle Wahl der Abbildungsmatrix \mathbf{S} , nämlich als Matrix der Eigenvektoren des Tensors \mathbf{T} . Da es sich bei dem Trägheitstensor \mathbf{T} um eine reelle und symmetrische Matrix handelt, besitzt \mathbf{T} orthogonale Eigenvektoren \mathbf{s}_i zu den reellen Eigenwerten λ_i , die durch die Eigenwertgleichung

$$\mathbf{T} \cdot \mathbf{s}_i = \lambda_i \cdot \mathbf{s}_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (3.6)$$

definiert sind. Das durch die Eigenvektoren von \mathbf{T} definierte Koordinatensystem $\mathbf{S} = (\mathbf{s}_1, \mathbf{s}_2, \mathbf{s}_3)$ bezeichnet man als Hauptachsensystem und die zugehörige Ähnlichkeitstransformation des Tensors \mathbf{T} in dieses Koordinatensystem als Hauptachsentransformation. Aufgrund der Orthogonalität gilt nach der Normalisierung der Eigenvektoren

$\mathbf{S}^T \cdot \mathbf{S} = \mathbf{E}$ (\mathbf{E} ist die Einheitsmatrix), d. h. $\mathbf{S}^{-1} = \mathbf{S}^T$. Wenn man zusätzlich aus den Eigenvektoren ein rechthändiges Koordinatensystem konstruiert, d. h. $\det \mathbf{S} = 1$ fordert, handelt es sich bei der Hauptachsentransformation um eine Drehung im Raum. Die große Bedeutung des Hauptachsensystems liegt nun darin, dass in diesem speziellen Koordinatensystem \mathbf{S} der Tensor \mathbf{T} die einfache Diagonalform

$$\mathbf{T}' = \mathbf{S}^T \cdot \mathbf{T} \cdot \mathbf{S} = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

annimmt, d. h. alle Nicht-Diagonalelemente verschwinden im Hauptachsensystem und die Diagonalelemente sind die Eigenwerte von \mathbf{T}' , die sich im Hauptachsensystem \mathbf{x}' wie folgt berechnen:

$$\lambda_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i'^2, \quad \lambda_2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i'^2 \quad \text{und} \quad \lambda_3 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i'^2. \quad (3.8)$$

Bei mechanischer Interpretation sind dies die Trägheitsmomente des Körpers bei Rotation um die entsprechende Hauptachse. Aus statistischer Sichtweise geben die Eigenwerte das Quadrat der Streuung der Verteilung der Punkte entlang der Hauptachsen an.

Eindeutigkeit

Zwar lässt sich aus den Hauptachsen ein rechtshändiges, orthogonales Koordinatensystem aufspannen. Da aber die Vorzeichen der Eigenvektoren durch die Eigenwertgleichung (3.6) nicht vorgegeben werden (sowohl \mathbf{s}_i als auch $-\mathbf{s}_i$ sind Eigenvektoren zum selben Eigenwert λ_i), gibt es vier gleichwertige Möglichkeiten für die Konstruktion des Hauptachsensystems. Um ein eindeutiges Koordinatensystem zu erhalten, werden die Vorzeichen der drei Eigenvektoren entsprechend den Richtungen der x -, y - und z -Achse des entsprechenden 3D-Datensatzes angepasst (Abbildung 3.4).

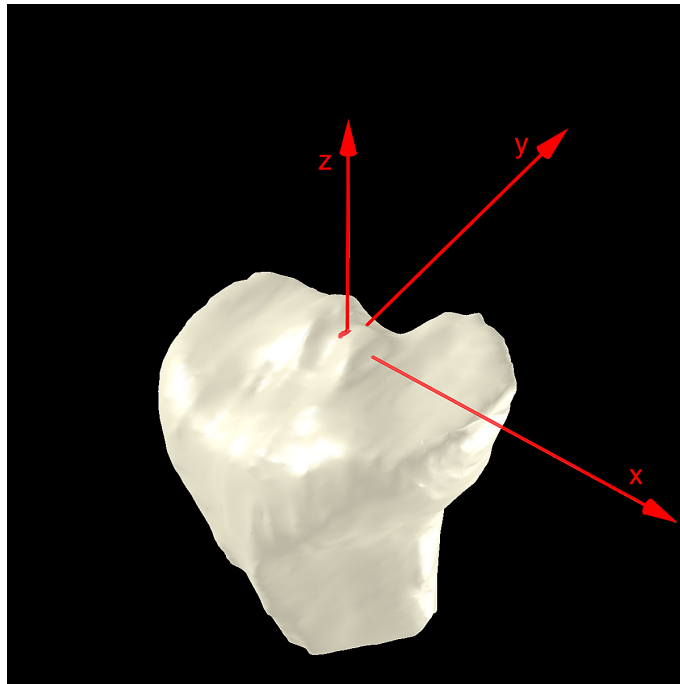


Abbildung 3.4: Tibiaplateau-basiertes Koordinatensystem. Der Ursprung des Koordinatensystems entspricht dem geometrischen Schwerpunkt, die drei Koordinatenachsen entsprechen den drei Eigenvektoren des Tibiaplateaus. Die Richtungen der Koordinatenachsen orientieren sich an dem für die MRT-Volumendatensätze eingeführten Koordinatensystem (vgl. Abbildung 3.3).

3.2.2 Epikondyläre Achse

Um die Position des Femur relativ zur Tibia quantifizieren zu können, werden für das Femur Referenzpunkte benötigt. Zur alleinigen Beschreibung der Translation des Femur gegenüber der Tibia wäre bereits ein einziger femoraler Referenzpunkt ausreichend. Da aber auch die Rotation des Femur relativ zur Tibia quantifiziert werden soll, wird für das Femur eine Rotationsachse (epikondyläre Achse) bestimmt. Folgende Anforderungen werden an den Algorithmus zur Bestimmung dieser Achse gestellt:

- ▶ Die Rotationsachse soll unabhängig von der Gelenkstellung sein.
- ▶ Der Algorithmus soll robust gegenüber Segmentierungsfehlern sein, d. h. eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen.

- Der Algorithmus soll im Optimum konvergieren, d. h. die gefundene Lösung soll auch die beste sein.

Um diese Forderungen zu erfüllen, wird folgender Ansatz gewählt: Die dorsalen Anteile des medialen und lateralen Femurkondylus sind – in guter Näherung – zylindrisch geformt (was unter funktionellen Überlegungen durchaus plausibel erscheint). Die Idee ist jetzt, für den dorsalen Anteil des medialen und lateralen Femurkondylus jeweils eine Halbzylinderoberfläche zu finden, die sich durch ihre geometrische Beschaffenheit (Radius, Länge und räumliche Ausrichtung) optimal an den jeweiligen Kondylus anpasst. Denkt man sich die Halbzylinderoberflächen virtuell zu Vollzylinder ergänzt, so bilden die (geometrischen) Mittelpunkte dieser (Voll-)Zylinder den medialen beziehungsweise lateralen Referenzpunkt des Femur. Die gesuchte Rotationsachse entsteht schließlich durch die Verbindung dieses medialen und lateralen Referenzpunkts.

Implementierung

Ein Brute-Force-Ansatz, eine Lösungsmethode bei der alle (oder zumindest ein erheblichen Teil der in Frage kommenden) Varianten (hier: Halbzylinderoberflächen) erzeugt werden, lässt sich zwar leicht implementieren, scheitert aber an der langen, durch die Größe des Suchraumes bedingten Rechenzeit. Deswegen wird ein halbautomatischer Ansatz gewählt, der eine kurze interaktive Eingabe des Benutzers erfordert, dadurch in der Ausführung jedoch um gut drei Zehnerpotenzen schneller arbeitet als der Brute-Force-Ansatz.

Die bei der Datenakquirierung verwendete Positionierungsschiene erlaubt eine sehr gute Ausrichtung des Oberschenkels im MRT-Scanner und ermöglicht damit eine exakt sagittale Schichtführung (Die Reihenfolge der Schichtbilder verläuft also in medio-lateraler Richtung). Aus diesem Grund werden nur solche Halbzylinderoberflächen zur Suche verwendet, deren Längsachse senkrecht auf der Schnittbildebene steht. Damit lässt sich die Suche nach zwei optimal an die dorsalen Anteile der Femurkondylen angepasste Halbzylinderoberflächen auf die Suche nach zwei entsprechenden Halbkreisen reduzieren. Dabei wird folgendermaßen verfahren:

In dem segmentierten und interpolierten, dreidimensionalen Binärdatensatz mit dem entsprechenden Femur werden diejenigen Schichten bestimmt, die eine Segmentierung enthalten, d. h. Schichten ohne Segmentierungsinformation werden verworfen. Der verbleibende Schichtbildstapel wird in einen medialen, einen lateralen und in einen interkondylären Bereich aufgeteilt. Der interkondyläre Bereich, der der *Regio intercondylaris* entspricht, besteht aus den mittleren 30 % des Bildstapels mit Segmentierungsinformation. Die 30 % für den interkondylären Bereich entsprechen dem in der Literatur angegebenen *notch width index* [Motohashi 2004]. Für den medialen und lateralen Anteil werden demnach die jeweils äußeren 35 % der Schichtbilder verwendet.

Die Berechnung des entsprechenden Halbkreises wird hier für den medialen Datensatz beschrieben, sie erfolgt für den lateralen Datensatz analog. In jedem Schichtbild wird zunächst die Kontur des segmentierten Bereichs bestimmt. Dazu wird jedes Binärbild des Bildstapels mit einer Strukturmatrix $\mathbf{S}_E = (0\ 1\ 0, 1\ 1\ 1, 0\ 1\ 0)^T$ erodiert und das Ergebnis von der ursprünglichen Segmentierung binär subtrahiert. Die Konturbilder werden aufsummiert und das Ergebnis dargestellt (Abbildung 3.5). Nach interaktiver Markierung eines Startpunkts und eines Radius durch den Benutzer erfolgt die automatische Berechnung jenes Halbkreises, der die Kontur im Summationsbild am besten approximiert.

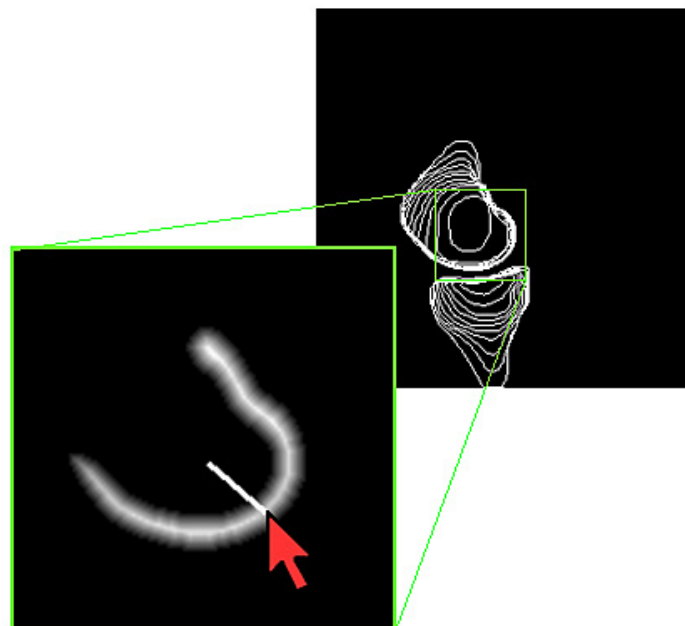


Abbildung 3.5: Mediales Summenbild der Konturen eines segmentierten Femur und Markierung des Startpunkts und -radius' für die Halbzylinderbestimmung.

Dafür wird für das Summationsbild mit Hilfe der Euklidischen Distanztransformation eine Distanzkarte berechnet, in der die (Euklidischen) Abstände zur Kontur gespeichert werden. Durch systematische Variation des eingegebenen Startpunkts und des Radius wird nun der Halbkreis bestimmt, der den minimalen Abstand zum Summationsbild aufweist. Die Abstandsberechnung erfolgt durch das Auslesen und Aufsummieren der Abstandswerte aus der Distanzkarte entlang der berechneten Kreislinie, wobei die Abstandswerte bilinear interpoliert werden. Ist der Halbkreis mit minimalem Abstand zum Summationsbild gefunden, wird aus dem Radius, den Koordinaten des Mittelpunkts und der Lage des gefundenen Halbkreises die entsprechende Halbzylinderoberfläche konstruiert. Als Bezugspunkt für den medialen Femurkondylus wird der Mittelpunkt des zu dieser Halbzylinderoberfläche gehörenden Zylinders definiert. Der Bezugspunkt für den lateralen Kondylus wird anschließend auf die gleiche Art und Weise bestimmt. Die epikondyläre Achse ergibt sich danach durch Verbinden beider Bezugspunkte (Abbildung 3.6).

Auf diese Weise lässt sich für jedes Femur, unabhängig von der jeweiligen Gelenkstellung, eine epikondyläre Achse bestimmen. Schließlich werden die Koordinaten des medialen und lateralen Bezugspunkts nach Gleichung 3.5 in das Tibiaplateau-basierte Koordinatensystem transformiert (Abbildung 3.7).

Für die klinische Studie wurde aus allen Probanden- und Patientendatensätzen für jede einzelne Gelenkstellung (0° , 30° und 90°), jeweils ohne und mit Muskelaktivität, die Position des medialen und lateralen Kondylus sowie des Femurzentrums relativ zum Tibiaplateau berechnet. Der Einfluss der Gelenkstellung wurde innerhalb der gesunden Gruppe durch den Vergleich der Werte einer Gelenkstellung mit den Werten aller anderen Gelenkstellungen bestimmt. Dabei wurde ein t -Test für verbundene Stichproben verwendet. Der Einfluss der Muskelaktivität wurde ebenfalls innerhalb der gesunden Gruppe durch den Vergleich der Werte ohne und mit Muskelaktivität in jeweils einer Gelenkstellung bestimmt. Auch hier wurde ein t -Test für verbundene Stichproben verwendet. Der Vergleich der Werte der Patientengruppe mit denen der gesunden Gruppe erfolgte indessen mit einem t -Test für unverbundene Stichproben.

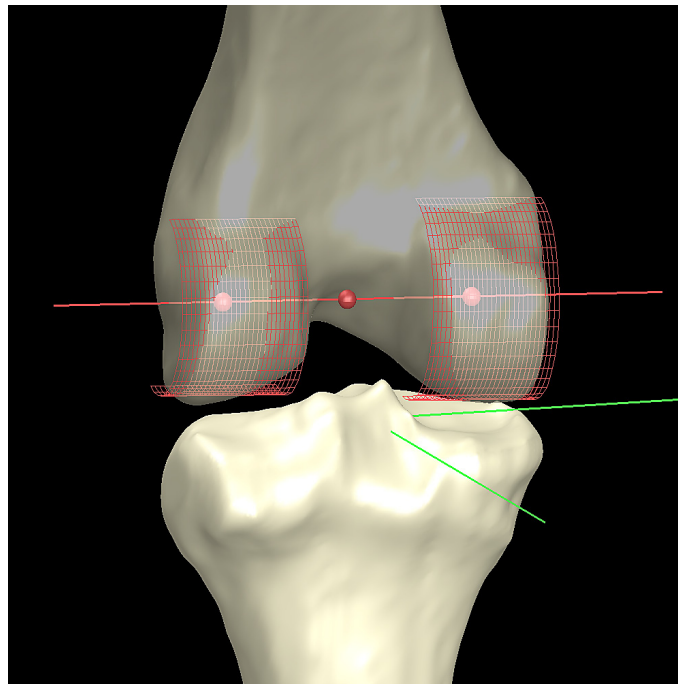


Abbildung 3.6: Epikondyläre Achse für das Femur. Sie ist die Verbindung der Mittelpunkte zweier Halbzylinder, deren Oberflächen den geringsten Abstand zu den beiden Kondylen besitzen.

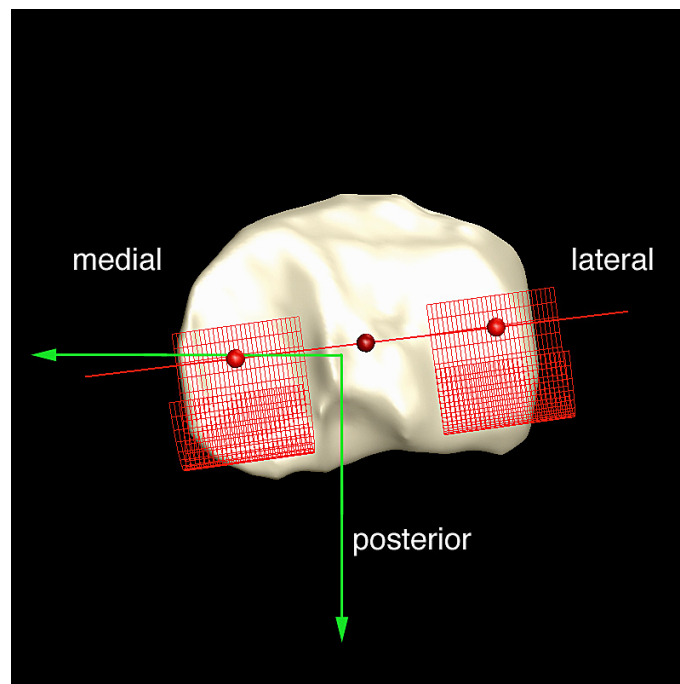


Abbildung 3.7: Epikondyläre Achse des Femur, transformiert in das Tibiaplateau-basierte Koordinatensystem und projiziert in die Ebene des Tibiaplateaus.

3.3 Quantitative Bestimmung der Patellakinematik im Kniegelenk

Dieser Abschnitt beschreibt die entwickelten Verfahren zur Analyse der Kinematik der Patella bei unterschiedlichen Flexionsstellungen des Kniegelenks. Die entwickelten Verfahren erlauben eine quantitative Beschreibung der Patellabewegung relativ zu femoralen und tibialen Referenzpunkten. Im Gegensatz zu der im letzten Abschnitt beschriebenen Methode für die Berechnung der femoro-tibialen Translation und Rotation, erfolgen die Kinematikberechnungen vollautomatisch. Die Grundlage hierfür bildet ein Patella-basiertes Koordinatensystem.

3.3.1 Patella-basiertes Koordinatensystem

Ähnlich wie bei der Bestimmung des Tibiaplateau-basierten Koordinatensystems, ergeben sich auch bei der Berechnung des Patella-basierten Koordinatensystems entsprechende Anforderungen an den Algorithmus: Das berechnete Koordinatensystem soll unabhängig von der Knieflexion und damit unabhängig von der Lage der Patella im MRT-Datensatz sein, eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen und schließlich vollautomatisch, d. h. ohne Benutzerinteraktion ablaufen. Grundlage für die Berechnung dieses Koordinatensystems ist auch hier die Hauptachsentransformation (vgl. Abschnitt 3.2.1). Im Gegensatz zum Tibiaplateau weist die Patella aufgrund ihrer Anatomie in sagittaler und transversaler Schnittebene eine ähnliche räumliche Beschaffenheit auf. Aus diesem Grund wäre eine Hauptachsenzerlegung der gesamten Patella nicht eindeutig und demzufolge das darauf basierende Koordinatensystem nicht reproduzierbar. Deshalb erfolgt die Bestimmung des Koordinatensystems mittels Eigenwertzerlegung der segmentierten Patella in sagittalen und transversalen Schichtbildern. Dadurch wird sichergestellt, dass die erste Hauptachse (Koordinatenachse) stets in der sagittalen Schnittebene zu liegen kommt. Die zweite Koordinatenachse verläuft medio-lateral und steht auf der ersten Koordinatenachse senkrecht. Für die dritte Koordinatenachse ergibt sich, unter der Bedingung ein rechtshändiges, orthogonales Koordinatensystem aufzuspannen, eine eindeutige Lösung. Den Ursprung dieses Koordinatensystems bildet der geometrische

Schwerpunkt der segmentierten Patella (vgl. Gleichung 3.3). Die einzelnen Achsen des Patella-basierten Koordinatensystems werden folgendermaßen berechnet:

Jedes sagittale Schnittbild des interpolierten Binärdatensatzes der Patella wird mit Hilfe der Hauptachsentransformation in ihre Eigenvektoren zerlegt. Der erste Eigenvektor jeder Schicht korrespondiert mit der grundsätzlichen räumlichen Ausrichtung der Patella an dieser Stelle. Die erste Koordinatenachse $\mathbf{s} = (s_1, s_2, s_3)^T$ ergibt sich nun durch eine gewichtete Vektoraddition der jeweiligen ersten Eigenvektoren in jeder Schicht, wobei die Eigenvektoren mit der Anzahl der segmentierten Bildpunkte der entsprechenden Schicht gewichtet werden. Dadurch erhalten sagittale Schnittbilder mit geringer Segmentierungsinformation automatisch weniger Einfluss auf die Richtung der ersten Koordinatenachse. Für die Berechnung der zweiten Koordinatenachse $\mathbf{t} = (t_1, t_2, t_3)^T$ wird zunächst genauso verfahren wie für die Berechnung von \mathbf{s} , allerdings in der zu \mathbf{s} senkrecht stehenden, transversalen Schnittebene, woraus sich der gewichtete Summenvektor \mathbf{t}' ergibt. Die gesuchte zweite Koordinatenachse \mathbf{t} ist dann diejenige Achse, die senkrecht auf \mathbf{s} steht und die gleiche Richtungskomponente in der transversalen Schnittebene wie \mathbf{t}' aufweist. Das bedeutet, \mathbf{t} muss in der Ebene liegen, die durch folgenden Normalenvektor $\mathbf{n}_{E'}$ eindeutig definiert ist (Abbildung 3.8):

$$\mathbf{n}_{E'} = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \times \mathbf{t}'. \quad (3.9)$$

Daraus folgt, dass \mathbf{t} senkrecht auf \mathbf{s} und $\mathbf{n}_{E'}$ stehen muss:

$$\mathbf{t} = \mathbf{s} \times \mathbf{n}_{E'}. \quad (3.10)$$

Da \mathbf{s} in der sagittalen Ebene liegt und \mathbf{t}' in der transversalen Ebene, ergeben sich \mathbf{s} und \mathbf{t}' zu:

$$\mathbf{s} = \begin{pmatrix} s_1 \\ s_2 \\ 0 \end{pmatrix} \text{ und } \mathbf{t}' = \begin{pmatrix} t'_1 \\ 0 \\ t'_3 \end{pmatrix}. \quad (3.11)$$

Durch Einsetzen erhält man damit für \mathbf{t} :

$$\mathbf{t} = \mathbf{s} \times \mathbf{n}_{Et'} = \mathbf{s} \times \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} t'_1 \\ 0 \\ t'_3 \end{pmatrix} = \mathbf{s} \times \begin{pmatrix} t'_3 \\ 0 \\ -t'_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_1 \\ s_2 \\ 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} t'_3 \\ 0 \\ -t'_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -s_2 \cdot t'_1 \\ s_1 \cdot t'_1 \\ -s_2 \cdot t'_3 \end{pmatrix}. \quad (3.12)$$

Die dritte Koordinatenachse \mathbf{r} steht senkrecht auf den ersten beiden und ergibt sich zu:

$$\mathbf{r} = \mathbf{s} \times \mathbf{t}. \quad (3.13)$$

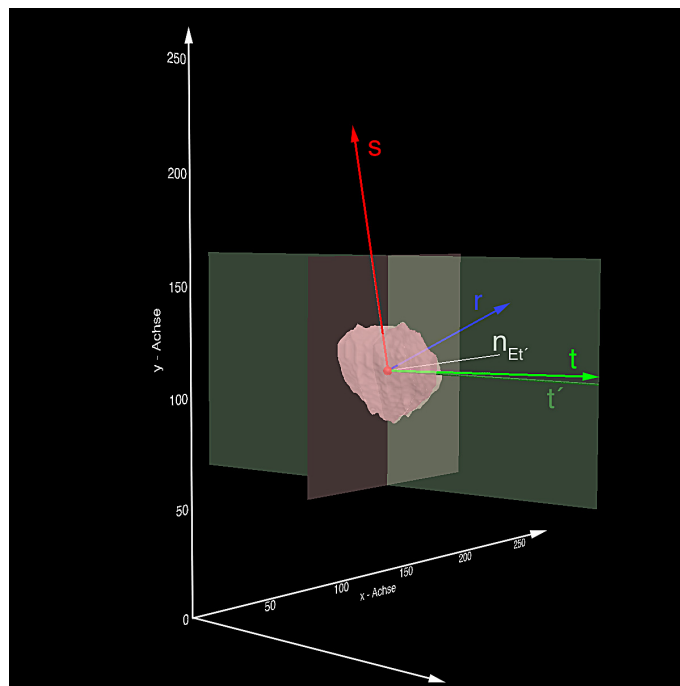


Abbildung 3.8: Patella-basiertes Koordinatensystem, gebildet durch die in der sagittalen Ebene liegende Achse \mathbf{s} , die Ausrichtung der Patella in der transversalen Ebene definierende Achse \mathbf{t} und die auf \mathbf{s} und \mathbf{t} senkrecht stehende Achse \mathbf{r} .

Die durch die Achsen \mathbf{r} und \mathbf{t} aufgespannte Ebene wird als transversale Ebene der Patella bezeichnet und später für die transversalen (zweidimensionalen) Projektionen der dreidimensionalen Größen verwendet.

3.3.2 Femorale Referenzpunkte

Für die spätere Quantifizierung der femoro-patellaren Bewegung werden folgende femorale Referenzpunkte berechnet (Abbildung 3.9):

- ▶ medioventralster Kondylenpunkt.
- ▶ lateroventralster Kondylenpunkt.
- ▶ tiefster Punkt der femoralen Gleitbahn.

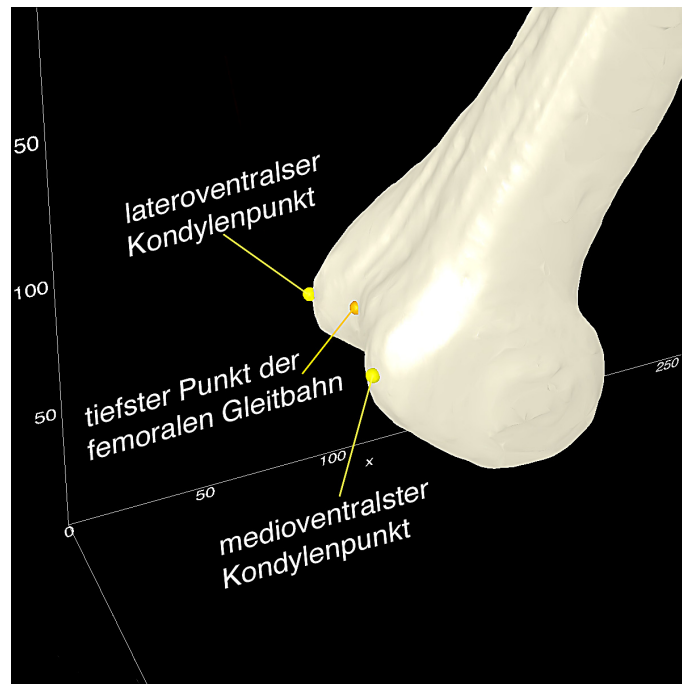


Abbildung 3.9: Femorale Referenzpunkte.

Zur Berechnung der drei Punkte wird ein Verfahren entwickelt, welches diese Punkte vollautomatisch in einem MRT-Datensatz bestimmt, unabhängig von eventuell vorhandenen translatorischen Verschiebungen des Femur innerhalb dieses Datensatzes. Das Verfahren ist hier für die verwendeten sagittalen Datensätze beschrieben und implementiert, lässt sich aber sehr einfach an Datensätze anpassen, die eine andere Schichtführung (z. B. transversal, koronar) aufweisen.

Der Ausgangspunkt für die Berechnung der o. g. Punkte ist ein sagittaler 3D-Datensatz mit dem segmentierten Femur. Zunächst werden die segmentierten Schichten, wie unter 3.2.2 beschrieben, in drei Bereiche eingeteilt: Jeweils 35 % der äußeren Schichten mit Segmentierungsinformation ergeben einen medialen beziehungsweise lateralen Datensatz, die dazwischen liegenden 30 % der Schichten einen Datensatz mit der *Regio intercondylaris*. Zur Bestimmung des medioventralsten Kondylenpunkts wird nun in dem medialen Datensatz dasjenige segmentierte Volumenelement (Voxel) bestimmt, das den geringsten Abstand zur Ebene $x = 0$ besitzt. Dazu wird der Datensatz mit dem segmentierten Bereich einer dreidimensionalen Euklidischen Distanztransformation (3D-EDT) unterzogen. Die 3D-EDT liefert ein dreidimensionales Datenvolumen zurück, dessen einzelne Voxelwerte dem Euklidischen Abstand zur Objektkontur entsprechen. Der gesuchte Punkt ist das Voxel mit dem absoluten Minimum im Datenvolumen. Sollten mehrere Voxel den gleichen minimalen Abstand zur Ebene aufweisen, so wird der Mittelwert dieser Voxelpositionen berechnet. Auf die gleiche Weise wird der lateroventralste Kondylenpunkt in dem lateralen Datensatz bestimmt. Schließlich wird in dem Datensatz mit der *Regio intercondylaris* der tiefste Punkt der femoralen Gleitbahn bestimmt. Das ist derjenige Punkt der femoralen Gleitbahn, der den größten Abstand zur Ebene $x = 0$ besitzt. Um diesen Punkt zu bestimmen, ist es notwendig zu wissen, ob ein segmentiertes Voxel auf der Oberfläche oder im segmentierten Datensatz liegt. Dies ließe sich prinzipiell durch einen zusätzlichen Rechenschritt berechnen (z. B. durch Konturbestimmung). Einfacher gelingt die Bestimmung dieses Punkts jedoch, indem der Datensatz binär invertiert wird und in diesem invertierten Datensatz dasjenige Voxel mit dem größten Abstand zur Ebene $x = 0$ bestimmt wird. Dabei wird ebenfalls die 3D-EDT verwendet, nur wird hier nach dem absoluten Maximum gesucht. Auch hier wird eine Mittelwertbildung vorgenommen, falls mehrere Voxel über den maximalen Abstand verfügen.

Zusätzlich zu den femoralen Referenzpunkten wird für das Femur eine Schaftachse bestimmt. Dazu erfolgt eine Eigenwertzerlegung des segmentierten Femur-Datensatzes (vgl. Abschnitt 3.2.1). Als Schaftachse wird die 1. Hauptachse des Femur gewählt.

Nach Bestimmung der femoralen Referenzpunkte und anschließender Transformation dieser Punkte sowie der Hauptachsen des Tibiaplateaus in das Patella-basierte Koordinatensystem können folgende Größen quantitativ bestimmt werden (Abbildungen 3.10 bis 3.12):

- ▶ Der Winkel zwischen der Femurschaftachse und der ersten Koordinatenachse der Patella in sagittaler Projektion (patello-femorale Winkel).
- ▶ Die Höhe der Patella über dem Tibiaplateau in sagittaler Projektion (Patellahöhe).
- ▶ Der Winkel zwischen der Verbindung des medio- und lateroventralsten Kondylenpunkts und der zweiten Koordinatenachse der Patella in transversaler Projektion (Patella-Tilt).
- ▶ Die Verschiebung der Patella gegenüber dem tiefsten Punkt der femoralen Gleitbahn entlang der zweiten Koordinatenachse in transversaler Projektion (Patella-Shift).
- ▶ Der Kondylenflächenwinkel in drei Dimensionen und in transversaler (zweidimensionaler) Projektion (Sulkuswinkel).

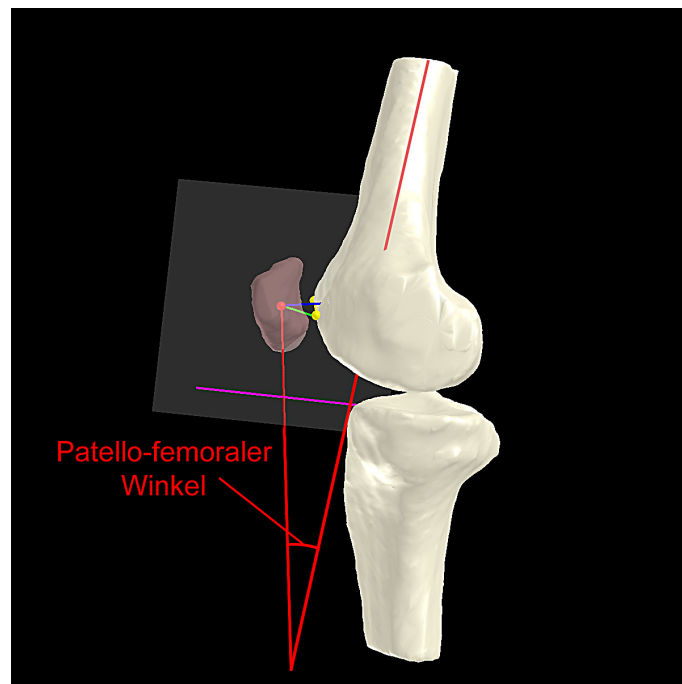


Abbildung 3.10: Patello-femorale Winkel, definiert als Winkel zwischen Femurschaftachse und erster Koordinatenachse der Patella, projiziert in die sagittale Ebene.

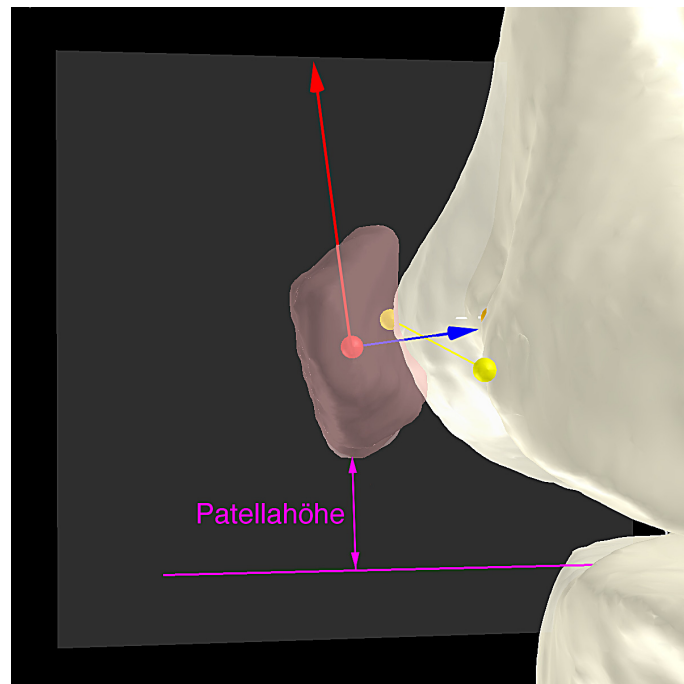


Abbildung 3.11: Patellahöhe über dem Tibiaplateau in der sagittalen Ebene.

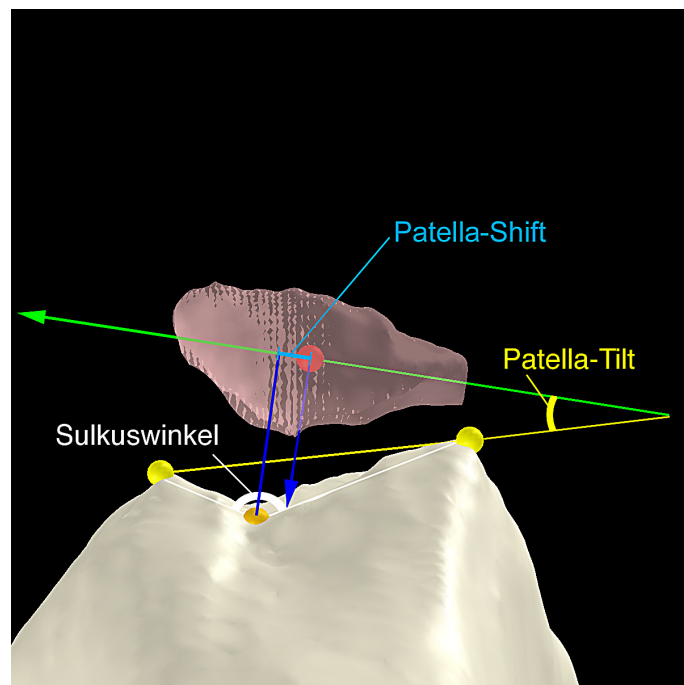


Abbildung 3.12: Patella-Tilt, Patella-Shift und Sulkuswinkel, jeweils in der transversalen Ebene der Patella.

Für die klinische Studie zur Patellakinematik wurden für jede einzelne Gelenkstellung (0° , 30° und 90°), jeweils ohne und mit Muskelaktivität, der patello-femorale Winkel, der Patella-Tilt, der Patella-Shift, die Patellahöhe sowie der zwei- beziehungsweise dreidimensionale Sulkuswinkel berechnet. Auch hier wurde der Einfluss der Gelenkstellung innerhalb der gesunden Gruppe durch den Vergleich der Werte einer Gelenkstellung mit den Werten aller anderen Gelenkstellungen bestimmt und mit einem *t*-Test für verbundene Stichproben auf Signifikanz geprüft. Der Einfluss der Muskelaktivität wurde ebenfalls innerhalb der gesunden Gruppe durch den Vergleich der Werte ohne und mit Muskelaktivität in jeweils einer Gelenkstellung bestimmt. Auch hier wurde ein *t*-Test für verbundene Stichproben verwendet. Die Werte der Patientengruppe wurden mit den Ergebnissen der gesunden Probanden mit Hilfe eines *t*-Tests für unverbundene Stichproben verglichen.

3.4 Quantitative Bestimmung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen im Kniegelenk

Dieser Abschnitt befasst sich mit der Beschreibung einer Methode zur Quantifizierung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen im Kniegelenk. Mit dem entwickelten Verfahren können aus segmentierten MRT-Schichtbildern Knorpelkontaktflächen dreidimensional rekonstruiert werden. Die Oberflächenrekonstruktion erlaubt die Bestimmung der Kontaktflächengröße und der Flächenschwerpunkte.

Ausgangspunkt für die Segmentierung sind die originalen, nicht interpolierten, sagittalen Grauwertdatensätze des Kniegelenks. In Schichten mit Knorpelkontakt zwischen Femur und medialer sowie lateraler Tibia, beziehungsweise Femur und Patella werden diejenigen Pixel markiert, die einer entsprechenden Kontaktfläche zugeordnet werden können (Abbildung 3.13). Die Segmentierung in einem Schichtbild besteht also in diesem Fall aus einer zusammenhängenden Kontur, die separat abgespeichert wird.

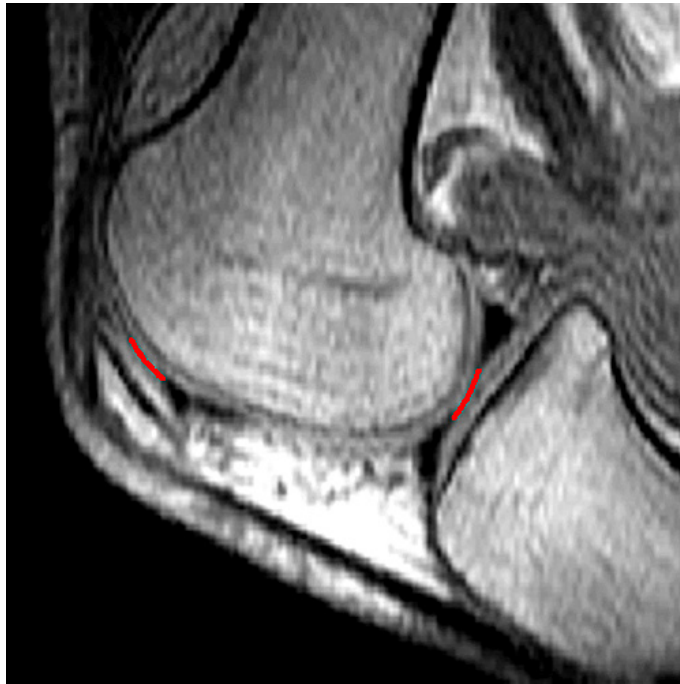


Abbildung 3.13: Segmentierung einer femoro-tibialen und einer femoro-patellaren Kontur in einem sagittalen MRT-Schichtbild.

3.4.1 Flächenrekonstruktion mittels Triangulierung

Die Aufgabe des Flächenrekonstruktionsalgorithmus ist es, die Punkte der bei der Segmentierung erzeugten Konturen zu einem Netz aus Dreiecken zusammenzusetzen, das die Knorpelkontaktfläche möglichst gut approximiert (Triangulierung). Dazu wurde eine Weiterentwicklung eines von Stammberger [1999c] beschriebenen Algorithmus zur Rekonstruktion von Knorpelplatten aus segmentierten Schichtbildern implementiert.

Der Algorithmus zur Triangulierung von Konturen aus Schichtbildern wird im Folgenden anhand von zwei Konturen (Kontur i und Kontur $i + 1$) beschrieben (Abbildung 3.14). Die Rekonstruktion der gesamten Fläche ergibt sich dann aus iterativer Anwendung des Algorithmus auf sämtliche Schichten. Die Punkte der Kontur i werden mit \mathbf{P}_i ($1 \leq i \leq m$), die der Kontur $i + 1$ mit \mathbf{Q}_j ($1 \leq j \leq n$) bezeichnet.

Beginnend mit \mathbf{P}_1 wird für jenen Konturpunkt \mathbf{P}_i auf der Kontur i derjenige Punkt auf der Kontur $i + 1$ gesucht, der zu \mathbf{P}_i den geringsten Euklidischen Abstand besitzt. In

aufsteigender Reihenfolge werden zunächst Dreiecke zwischen \mathbf{P}_i , \mathbf{P}_{i-1} und dem auf der Kontur $i + 1$ liegenden Punkt \mathbf{Q}_{j-1} , der zu \mathbf{P}_{i-1} den geringsten Abstand besitzt, gebildet (\mathbf{P}_2 , \mathbf{P}_1 und \mathbf{Q}_1 in Abbildung 3.14). Anschließend werden Dreiecke zwischen \mathbf{P}_i , dem auf der Kontur $i + 1$ liegenden Punkt \mathbf{Q}_j , der zu \mathbf{P}_i den geringsten Abstand besitzt und seinem Vorgänger \mathbf{Q}_{j-1} gebildet (\mathbf{P}_2 , \mathbf{Q}_2 und \mathbf{Q}_1 in Abbildung 3.14).

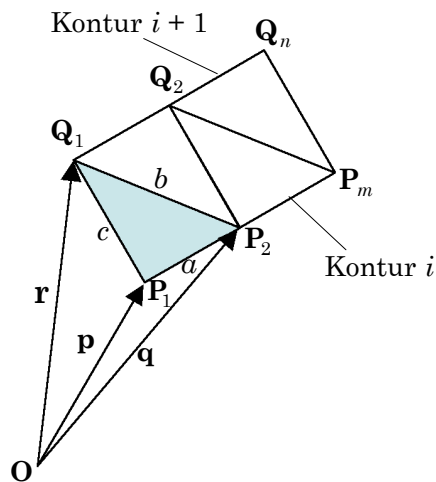


Abbildung 3.14: Beispielhafte Rekonstruktion einer Fläche aus zwei aufeinander folgenden Konturen durch Triangulierung. Der Flächeninhalt eines Dreiecks wird anschließend über seine Seitenlängen berechnet.

Um die Größe der Kontaktfläche später in Quadratmillimeter angeben zu können, werden bei der Triangulierung der Schichtabstand und die Pixelauflösung entsprechend berücksichtigt.

Sind die Eckpunkte eines Dreiecks bekannt, kann sein Flächeninhalt über die Seitenlängen berechnet werden. Die Seitenlängen a , b und c ergeben sich aus den zugehörigen Richtungsvektoren \mathbf{p} , \mathbf{q} und \mathbf{r} der Eckpunkte des Dreiecks:

$$a = \|\mathbf{p} - \mathbf{q}\|, b = \|\mathbf{r} - \mathbf{q}\| \text{ und } c = \|\mathbf{r} - \mathbf{p}\|. \quad (3.14)$$

Der Flächeninhalt S eines Dreiecks mit den Seitenlängen a , b und c ergibt sich durch die Heronische Flächenformel [Bronstein et al. 1989]:

$$S = \sqrt{s \cdot (s - a) \cdot (s - b) \cdot (s - c)} ,$$

$$\text{mit } s = \frac{1}{2}(a + b + c).$$
(3.15)

Die Größe der gesamten Kontaktfläche A_{Kontakt} ergibt sich durch Summation über alle N Dreiecksflächen S_k :

$$A_{\text{Kontakt}} = \sum_{k=1}^N S_k .$$
(3.16)

Abbildung 3.15 zeigt eine vollständig triangulierte und rekonstruierte Knorpelkontaktfläche zwischen medialem Femur und medialer Tibia eines gesunden Probanden.

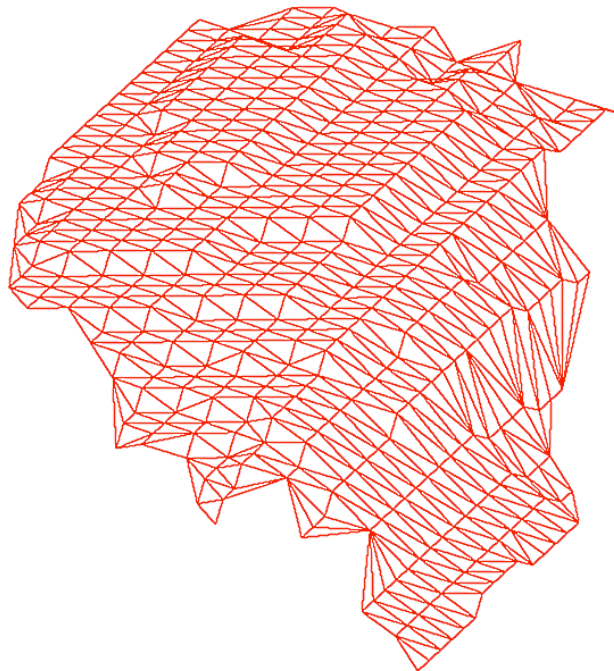


Abbildung 3.15: Aus einzelnen Konturen triangulierte femoro-tibiale Knorpelkontaktfläche des medialen Kompartiments eines gesunden Probanden.

Abbildung 3.16 zeigt die zwei femoro-tibialen und die femoro-patellare Knorpelkontaktfläche zusammen mit einer dreidimensionalen Rekonstruktion eines Femur.

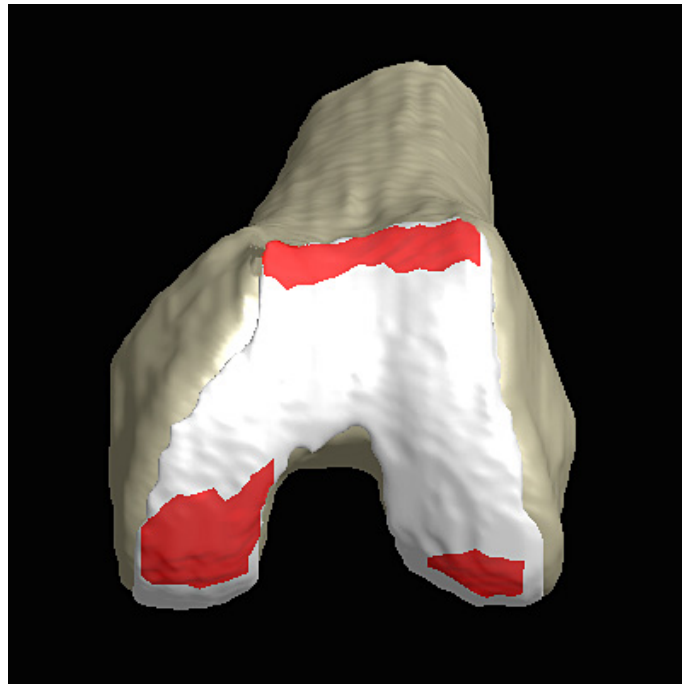


Abbildung 3.16: Dreidimensionale Rekonstruktion eines Femur mit Knorpel und triangulierten femoro-tibialen und femoro-patellarer Knorpelkontaktfläche.

Die femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen wurden bei der klinischen Studie wiederum für jede Gelenkstellung (0° , 30° und 90°), ohne und mit Muskelaktivität sowohl bei der gesunden Gruppe, als auch bei den Arthrosepatienten berechnet. Wiederum wurde der Einfluss der Gelenkstellung innerhalb der gesunden Gruppe durch den Vergleich der Werte einer Gelenkstellung mit den Werten aller anderen Gelenkstellungen bestimmt und mit einem t -Test für verbundenen Stichproben auf Signifikanz geprüft. Der Einfluss der Muskelaktivität wurde ebenfalls innerhalb der gesunden Gruppe durch den Vergleich der Werte ohne und mit Muskelaktivität in jeweils einer Gelenkstellung bestimmt. Auch hier wurde ein t -Test für verbundene Stichproben verwendet. Der Vergleich der Werte der Patientengruppe mit denen der gesunden Gruppe erfolgte dagegen mit einem t -Test für unverbundene Stichproben.

3.5 Implementierung

Sämtliche Verfahren wurden innerhalb einer einheitlichen, graphischen Benutzeroberfläche implementiert (Abbildung 3.17). Verwendet wurde die Entwicklungsumgebung

der *Interactive Data Language* (IDL) in der Version 6 (Interactive Data Language, Research Systems Inc., Boulder, USA). IDL ist eine im Bereich der digitalen Bild- und Signalverarbeitung häufig eingesetzte Programmiersprache mit umfangreichen Analyse- und Visualisierungsroutinen. Diese Programmiersprache ist Bestandteil einer Software-Entwicklungsumgebung, die für alle gängigen Computer-Betriebssysteme erhältlich ist.

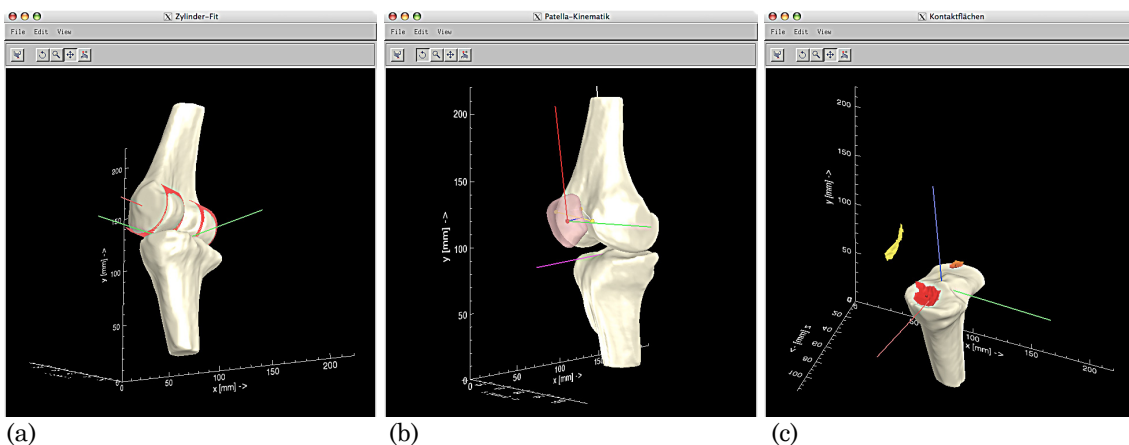
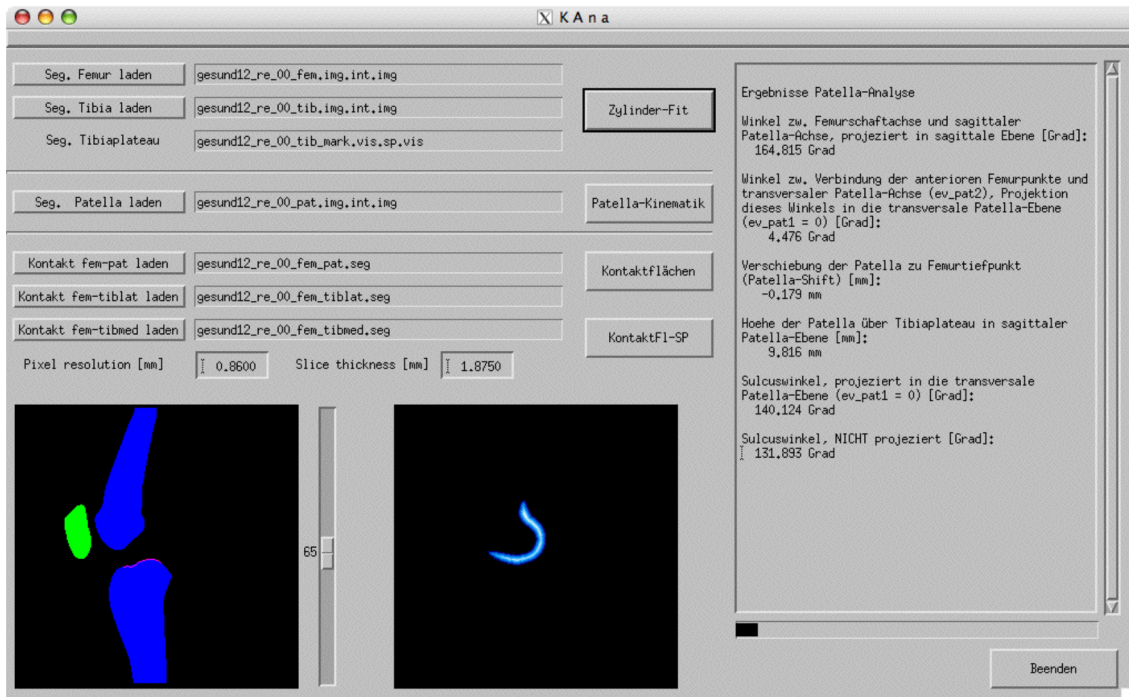


Abbildung 3.17: Graphische Benutzeroberfläche für die in dieser Arbeit vorgestellten Verfahren mit quantitativer Ausgabe der Ergebnisse (oben) und qualitative Visualisierung der Ergebnisse durch dreidimensionale Rekonstruktionen (unten): Analyse der femoro-tibialen Translations und Rotation (a), Analyse der Patellakinematik (b) und Berechnung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen (c) im Kniegelenk.

Die Rechenzeiten auf einem 1,5-Ghz-PC liegen zwischen unter einer Minute für die Berechnung der Kontaktflächen, beziehungsweise der Analyse der Patellakinematik und bei ca. 5 Minuten für die Berechnung der femoro-tibialen Translation und Rotation.

Kapitel 4

Ergebnisse

4.1 Analyse der femoro-tibialen Translation und Rotation

4.1.1 Reproduzierbarkeit der Methode

Die Reproduzierbarkeit des Tibiplateauschwerpunkts war sehr hoch, mit Variationskoeffizienten (VK, Standardabweichung durch Mittelwert in Prozent) von 0,06 % bis 0,19 % für die x -, y - und z -Koordinaten des Schwerpunkts (Tabelle 4.1).

<i>Reproduzierbarkeit</i> <i>Tibiplateauschwerpunkt</i>	Koordinaten des Tibiplateauschwerpunkts		
	x [mm]	y [mm]	z [mm]
Untersuchung 1	96,28	65,29	56,76
Untersuchung 2	96,60	65,21	56,97
Untersuchung 3	96,56	65,22	56,89
Untersuchung 4	96,65	65,25	56,85
Untersuchung 5	96,75	65,29	56,96
Untersuchung 6	96,81	65,29	56,95
Mittelwert [mm]	96,61	65,26	56,90
Standardabweichung [mm]	0,18	0,04	0,08
Variationskoeffizient [%]	0,19	0,06	0,14

Tabelle 4.1: Reproduzierbarkeit der Koordinaten des Tibiplateauschwerpunkts bei sechs Messungen (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6) einer Kniegelenksstellung (30° Flexion).

Die Richtungen der drei Achsen des Tibiaplateau-basierten Koordinatensystems zeigten ebenfalls eine sehr hohe Reproduzierbarkeit. Die z -Komponente des ersten Eigenvektors beträgt im Mittel 0,999 ($\pm 0,000$) bei einem Variationskoeffizienten von 0,015 %. Damit weicht die Richtung des ersten Eigenvektors im Mittel um $2,45^\circ$ von der z -Achse ab (VK: 8,11 %). Dieser Wert spiegelt die Genauigkeit der sagittalen Ausrichtung des Kniegelenks im Tomographen wider. Die ventro-dorsale Ausrichtung des 2. Eigenvektors wird durch seine x -Komponente beschrieben, die distal-proximale Ausrichtung durch die y -Komponente des 3. Eigenvektors. Hier ergaben sich ebenso hohe Reproduzierbarkeiten mit Variationskoeffizienten von 0,156 %, beziehungsweise 0,147 % (Tabelle 4.2).

<i>Reproduzierbarkeit</i> <i>Tibiaplateau-basiertes</i> <i>Koordinatensystem</i>	1. Eigenvektor		2. Eigenvektor		3. Eigenvektor	
	z -Komponente	Θ_1 [°]	x -Komponente	Θ_2 [°]	y -Komponente	Θ_3 [°]
Untersuchung 1	0,999	2,80	0,987	9,09	0,987	9,24
Untersuchung 2	0,999	2,33	0,991	7,67	0,990	7,91
Untersuchung 3	0,999	2,29	0,991	7,72	0,990	8,00
Untersuchung 4	0,999	2,27	0,991	7,72	0,990	8,01
Untersuchung 5	0,999	2,50	0,989	8,65	0,988	8,84
Untersuchung 6	0,999	2,49	0,989	8,58	0,988	8,78
Mittelwert	0,999	2,45	0,990	8,24	0,989	8,46
Standardabweichung	0,000	0,20	0,002	0,61	0,001	0,56
Variationskoeffizient [%]	0,015	8,11	0,156	7,44	0,147	6,63

Tabelle 4.2: Reproduzierbarkeit der drei Eigenvektoren des Tibiaplateau-basierten Koordinatensystems bei sechs Messungen eines Kniegelenks bei 30° Flexion (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6). Angegeben sind die jeweiligen Hauptkomponenten der Eigenvektoren sowie die Winkeldifferenzen zwischen den Eigenvektoren und den zu den Hauptkomponenten gehörenden Koordinatenachsen (1. Eigenvektor: z -Komponente = lateral-medial, Θ_1 = Abweichung zur z -Achse; 2. Eigenvektor: x -Komponente = ventral-dorsal, Θ_2 = Abweichung zur x -Achse; 3. Eigenvektor: y -Komponente = distal-proximal, Θ_3 = Abweichung zur y -Achse).

Die Methode zur Bestimmung der epikondylären Achse erwies sich ebenfalls als sehr reproduzierbar. Der maximale Variationskoeffizient betrug 1,21 %. Mit Standardabweichungen von 0,00 mm bis 1,05 mm bei den Koordinaten des medialen beziehungsweise lateralen Zylindermittelpunkts liegt die Genauigkeit nahezu im Bereich der Bildauflösung (0,86 mm) (Tabelle 4.3).

<i>Reproduzierbarkeit</i>	Kondylus medialis			Kondylus lateralis		
	<i>Epikondyläre Achse</i>	<i>x</i> [mm]	<i>y</i> [mm]	<i>z</i> [mm]	<i>x</i> [mm]	<i>y</i> [mm]
Untersuchung 1	93,74	89,44	32,25	89,44	90,30	83,85
Untersuchung 2	91,16	90,30	32,25	86,86	90,30	83,85
Untersuchung 3	93,74	89,44	32,25	86,86	90,30	83,85
Untersuchung 4	92,88	89,44	32,25	86,86	90,30	83,85
Untersuchung 5	92,88	89,44	32,25	86,86	90,30	83,85
Untersuchung 6	92,02	90,30	32,25	86,86	90,30	83,85
Mittelwert [mm]	92,74	89,73	32,25	87,29	90,30	83,85
Standardabweichung [mm]	1,01	0,44	0,00	1,05	0,00	0,00
Variationskoeffizient [%]	1,08	0,49	0,00	1,21	0,00	0,00

Tabelle 4.3: Reproduzierbarkeit der epikondylären Achse bei sechs Messungen eines Kniegelenks bei 30° Flexion (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6). x , y und z sind die Koordinaten der Mittelpunkte jener Zylinder, die den an den medialen bzw. lateralen Kondylus angepassten Zylinderoberflächen entsprechen. Die epikondyläre Achse ist die Verbindung dieser Mittelpunkte.

4.1.2 Klinische Ergebnisse

Im Folgenden werden zunächst für die gesunde Gruppe die mittlere Position der epikondylären Achse relativ zum Tibiaplateau in den einzelnen Gelenkstellungen, ohne und mit Muskelaktivität, vorgestellt. Daraus ergeben sich dann die Werte der femorotibialen Translation und Rotation durch Knieflexion, beziehungsweise durch Muskelaktivität. Anschließend werden die entsprechenden Werte für die Gruppe mit schwerer Gonarthrose vorgestellt und mit den Resultaten der gesunden Gruppe verglichen.

In Abbildung 4.1 sind die absoluten Positionen der epikondylären Achse des Femur bei der gesunden Gruppe in den drei unterschiedlichen Flexionsstellungen, ohne und mit Muskelaktivität, relativ zur Tibia, graphisch dargestellt. Tabelle 4.4 enthält neben den entsprechenden Zahlenwerten für die Positionen auch die Werte der jeweiligen Winkel der epikondylären Achse.

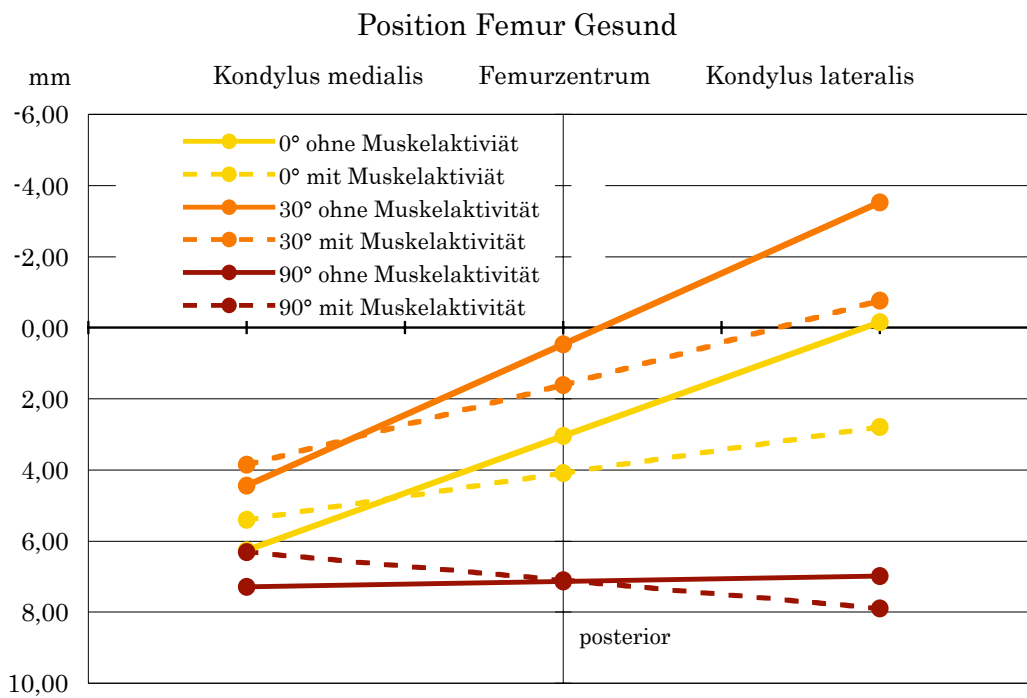


Abbildung 4.1: Graphische Darstellung der Position des Femur relativ zur Tibia, bei 0°, 30° und 90°, ohne und mit extendierender Muskelaktivität der gesunden Gruppe. Die Position des Femur wird durch seine epikondyläre Achse beschrieben, der Verbindung des medialen und lateralen Zylindermittelpunkts (Kondylus medialis und Kondylus lateralis). Das Femurzentrum ist der Mittelpunkt dieser Verbindung. Die Werte sind in das Tibiaplateau-basierte Koordinatensystem transformiert und in die Ebene des Tibiaplateaus projiziert. Positive Werte bedeuten eine Stellung des Femur dorsal des Tibiaplateaumittelpunkts (vgl. Abbildung 3.7).

In der Gruppe der Probanden zeigt sich bei Knieflexion von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität für das Femurzentrum und den lateralen Kondylus ein höchst signifikantes ($p < 0,001$) Translationsverhalten nach posterior, bei Knieflexion von 0° auf 30° ein höchst signifikantes ($p < 0,001$) Translationsverhalten nach anterior. Der mediale Kondylus translatiert bei Knieflexion von 30° auf 90° ohne und mit Muskelaktivität deutlich geringer, aber ebenfalls höchst signifikant ($p < 0,001$) nach posterior und bei Knieflexion von 0° auf 30° ohne und mit Muskelaktivität noch signifikant ($p < 0,05$) nach anterior. Dieses Translationsverhalten korrespondiert mit einer höchst signifikanten ($p < 0,001$) Außenrotation des Femur relativ zur Tibia bei Knieflexion von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität (Tabelle 4.5).

<i>Gesund</i>	Position			Winkel
	Kondylus medialis [mm]	Femurzentrum [mm]	Kondylus lateralis [mm]	Epikondyläre Achse [Grad]
0° ohne Muskelaktivität	6,26 ± 2,37	3,04 ± 1,95	-0,16 ± 2,19	7,04 ± 2,81
0° mit Muskelaktivität	5,40 ± 2,13	4,09 ± 1,73	2,79 ± 2,05	2,87 ± 2,47
30° ohne Muskelaktivität	4,43 ± 2,80	0,46 ± 1,85	-3,52 ± 1,80	8,86 ± 3,81
30° mit Muskelaktivität	3,85 ± 2,65	1,62 ± 2,04	-0,75 ± 2,91	5,23 ± 4,10
90° ohne Muskelaktivität	7,28 ± 2,36	7,14 ± 2,33	6,98 ± 2,81	0,35 ± 2,62
90° mit Muskelaktivität	6,32 ± 2,49	7,11 ± 2,62	7,89 ± 4,02	-1,53 ± 4,67

Tabelle 4.4: Mittlere Position (Mittelwert ± Standardabweichung) des Femur relativ zur Tibia, bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, jeweils ohne und mit extendierender Muskelaktivität bei der gesunden Gruppe (vgl. Abbildung 4.1). Positive Werte bedeuten eine Stellung des Femur dorsal des Tibiaplateaumittelpunkts, positive Winkelwerte der epikondylären Achse bedeuten eine nach innen rotierte Stellung des Femur gegenüber der Tibia.

<i>Gesund</i>	Translation	durch	Flexion	Rotation
	Kondylus medialis [mm]	Femurzentrum [mm]	Kondylus lateralis [mm]	Epikondyläre Achse [Grad]
0° auf 30° ohne Muskelaktivität	-1,82 ± 3,46 #	-2,58 ± 2,50 ###	-3,36 ± 2,69 ###	1,81 ± 3,93
0° auf 30° mit Muskelaktivität	-1,55 ± 2,95 #	-2,47 ± 2,39 ###	-3,54 ± 3,17 ###	2,36 ± 4,00 #
30° auf 90° ohne Muskelaktivität	2,85 ± 1,88 ###	6,68 ± 1,69 ###	10,50 ± 2,46 ###	-8,51 ± 3,69 ###
30° auf 90° mit Muskelaktivität	2,47 ± 1,46 ###	5,49 ± 1,69 ###	8,65 ± 3,46 ###	-6,76 ± 4,09 ###
0° auf 90° ohne Muskelaktivität	1,03 ± 3,04	4,10 ± 2,20 ###	7,14 ± 2,26 ###	-6,69 ± 3,49 ###
0° auf 90° mit Muskelaktivität	0,92 ± 2,76	3,02 ± 2,54 ###	5,11 ± 3,86 ###	-4,40 ± 4,58 ###

Tabelle 4.5: Femoro-tibiale Translation und Rotation der gesunden Gruppe bei Knieflexion von 0° auf 30°, von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität. Positive Werte indizieren eine Translation des Femur nach posterior, positive Winkelwerte eine Innenrotation des Femur relativ zur Tibia. Signifikanzen: # $p < 0,05$; ## $p < 0,005$; ### $p < 0,001$.

Der Einfluss der Muskelaktivität auf die femoro-tibiale Translation und Rotation ist in Tabelle 4.6 dargestellt. Bei 0° und 30° Knieflexion translatiert der laterale Kondylus durch den Einfluss extendierender Muskelaktivität höchst signifikant ($p < 0,001$) nach posterior, verbunden mit einer höchst signifikanten ($p < 0,001$) Außenrotation des Femur relativ zur Tibia.

<i>Gesund</i>	Translation		durch	Muskeleinfluss	Rotation
	Kondylus medialis [mm]	Femurzentrum [mm]		Kondylus lateralis [mm]	Epikondyläre Achse [Grad]
0° ohne auf 0° mit Muskelaktivität	-0,85 ± 3,11	1,05 ± 2,35		2,94 ± 2,49 ###	-4,17 ± 3,55 ###
30° ohne auf 30° mit Muskelaktivität	-0,58 ± 1,37	1,16 ± 1,66 ##		2,76 ± 2,83 ###	-3,63 ± 3,38 ###
90° ohne auf 90° mit Muskelaktivität	-0,97 ± 1,15 ##	-0,03 ± 1,06		0,91 ± 2,30	-1,88 ± 3,42 #

Tabelle 4.6: Femoro-tibiale Translation und Rotation der gesunden Gruppe durch Muskeleinfluss bei 0°, 30° und 90° Knieflexion. Positive Werte indizieren eine Translation des Femur nach posterior, positive Winkelwerte eine Innenrotation des Femur relativ zur Tibia. Signifikanzen: # $p < 0,05$; ## $p < 0,005$; ### $p < 0,001$.

Abbildung 4.2 zeigt die Lage der epikondylären Achse relativ zur Tibia in der Gruppe mit schwerer Gonarthrose. Die Zahlenwerte sind in Tabelle 4.7 zusammengefasst. Gegenüber der gesunden Gruppe zeigt sich bei 30° Knieflexion ohne und mit Muskelaktivität eine hoch signifikante ($p < 0,005$) Verschiebung des Femurzentrum nach posterior, bei 0° Knieflexion ohne und mit Muskelaktivität eine signifikante ($p < 0,05$) Verschiebung des Kondylus lateralis nach posterior.

Tabelle 4.8 zeigt die Ergebnisse der femoro-tibialen Translation und Rotation bei den Arthrosepatienten. Gegenüber der gesunden Gruppe zeigt sich bei Knieflexion von 30° auf 90° ohne und mit Muskelaktivität für das Femurzentrum ein höchst signifikantes Translationsverhalten ($p < 0,001$). Der laterale Kondylus translatiert bei Knieflexion von 30° auf 90° und von 0° auf 90° ohne und mit Muskelaktivität ebenfalls höchst signifikant ($p < 0,001$) nach anterior.

Ein Einfluss der Muskelaktivität auf die Translation zeigt sich bei 30° Knieflexion. In dieser Stellung translatiert der laterale Kondylus durch Muskelaktivität gegenüber der gesunden Gruppe hoch signifikant ($p < 0,005$) nach anterior, der mediale Kondylus noch signifikant ($p < 0,05$) nach posterior (Tabelle 4.9).

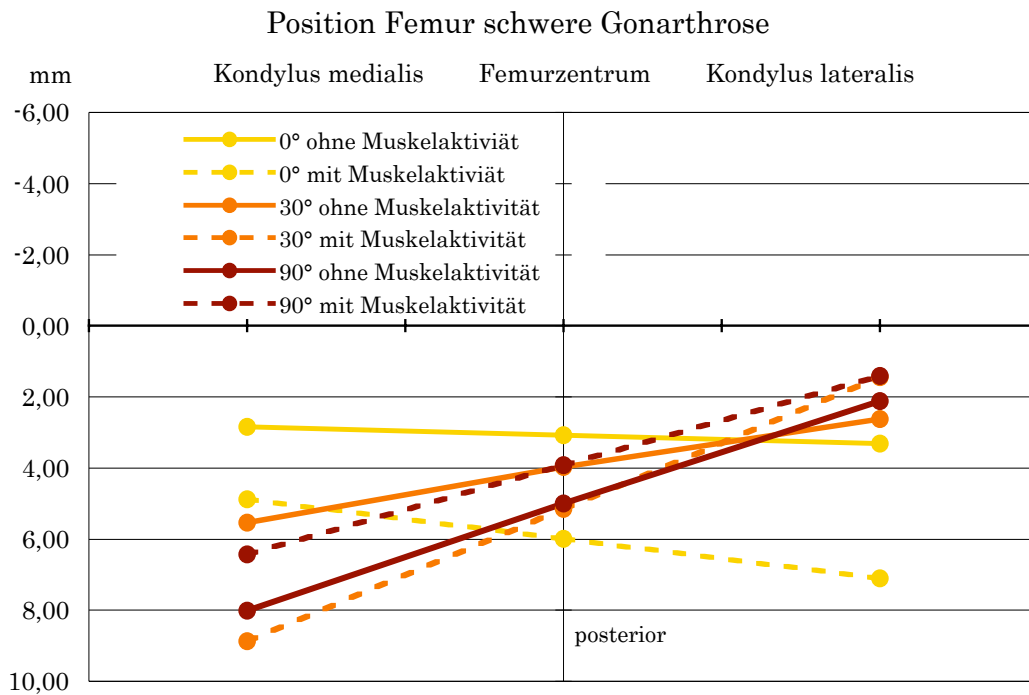


Abbildung 4.2: Graphische Darstellung der Position des Femur relativ zur Tibia, bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, ohne und mit extenderender Muskelaktivität der Gruppe mit schwerer Gonarthrose. Positive Werte bedeuten eine Position des Femur dorsal des Tibiaplateaumittelpunkts (vgl. Abbildung 4.1).

<i>Gonarthrose vs.</i> <i>gesund</i>	Position			Winkel
	Kondylus medialis [mm]	Femurzentrum [mm]	Kondylus lateralis [mm]	Epikondyläre Achse [Grad]
0° ohne Muskelaktivität	2,84 ± 6,68	3,08 ± 4,46	3,31 ± 6,33 *↑	-0,01 ± 12,08 *↓
0° mit Muskelaktivität	4,88 ± 8,57	5,99 ± 4,81	7,10 ± 7,45 *↑	-2,25 ± 15,37
30° ohne Muskelaktivität	5,53 ± 10,49	3,96 ± 3,21 **↑	2,62 ± 9,60 *↑	4,92 ± 25,27 *↓
30° mit Muskelaktivität	8,87 ± 12,21	5,14 ± 3,25 **↑	1,44 ± 9,70	12,33 ± 30,38 *↑
90° ohne Muskelaktivität	8,01 ± 10,64	4,99 ± 5,14	2,12 ± 5,68 *↓	7,49 ± 17,40
90° mit Muskelaktivität	6,44 ± 11,17	3,92 ± 4,50 *↓	1,41 ± 5,48 **↓	7,36 ± 21,34

Tabelle 4.7: Mittlere Position (Mittelwert ± Standardabweichung) des Femur relativ zur Tibia, bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, jeweils ohne und mit extenderender Muskelaktivität der Gruppe mit schwerer Gonarthrose. Positive Werte indizieren eine Position des Femur dorsal des Tibiaplateaumittelpunkts, positive Winkelwerte der epikondylären Achse bedeuten eine nach innen rotierte Stellung des Femur gegenüber der Tibia. Signifikante Veränderungen gegenüber der gesunden Gruppe sind markiert: * $p < 0,05$; ** $p < 0,005$; ↑ bzw. ↓: Zunahme bzw. Abnahme.

<i>Gonarthrose vs. gesund</i>	Translation	durch	Flexion	Rotation
	Kondylus medialis [mm]	Femurzentrum [mm]	Kondylus lateralis [mm]	Epikondyläre Achse [Grad]
0° auf 30°, ohne Muskelaktivität	3,09 ± 10,80	0,88 ± 4,40 *↑	-0,69 ± 6,24	4,93 ± 20,55
0° auf 30°, mit Muskelaktivität	3,99 ± 14,94	-0,85 ± 3,44	-5,65 ± 11,12	14,58 ± 38,24
30° auf 90°, ohne Muskelaktivität	2,48 ± 9,93	1,03 ± 4,95 ***↓	-0,50 ± 9,82 ***↓	2,57 ± 23,70
30° auf 90°, mit Muskelaktivität	-2,43 ± 11,14	-1,22 ± 4,53 ***↓	-0,04 ± 7,28 ***↓	-4,97 ± 24,35
0° auf 90°, ohne Muskelaktivität	5,17 ± 11,05	1,91 ± 7,64	-1,19 ± 6,95 ***↓	7,50 ± 13,01
0° auf 90°, mit Muskelaktivität	1,56 ± 13,02	-2,07 ± 5,44 **↓	-5,69 ± 8,17 ***↓	9,61 ± 25,05

Tabelle 4.8: Femoro-tibiale Translation und Rotation bei schwerer Gonarthrose bei Knieflexion von 0° auf 30°, von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität. Positive Werte indizieren eine Translation des Femur nach posterior, positive Winkelwerte eine Innenrotation des Femur relativ zur Tibia. Signifikante Veränderungen gegenüber der gesunden Gruppe sind markiert: * $p < 0,05$; ** $p < 0,005$; *** $p < 0,001$; ↑ bzw. ↓: Zunahme bzw. Abnahme.

<i>Gonarthrose vs. gesund</i>	Translation	durch	Muskeleinfluss	Rotation
	Kondylus medialis [mm]	Femurzentrum [mm]	Kondylus lateralis [mm]	Epikondyläre Achse [Grad]
0° ohne auf 0° mit Muskelaktivität	2,04 ± 6,96	2,91 ± 5,23	3,79 ± 8,04	-2,24 ± 13,43
30° ohne auf 30° mit Muskelaktivität	3,34 ± 7,57 *↑	1,18 ± 3,07	-1,18 ± 3,37 **↓	7,41 ± 18,17
90° ohne auf 90° mit Muskelaktivität	-1,57 ± 12,01	-1,07 ± 5,66	-0,71 ± 7,11	-0,13 ± 22,12

Tabelle 4.9: Femoro-tibiale Translation und Rotation der Gruppe mit schwerer Gonarthrose durch Muskeleinfluss bei 0°, 30° und 90° Knieflexion. Positive Werte indizieren eine Translation des Femur nach posterior, positive Winkelwerte eine Innenrotation des Femur relativ zur Tibia. Signifikante Veränderungen gegenüber der gesunden Gruppe sind markiert: * $p < 0,05$; ** $p < 0,005$; ↑ bzw. ↓: Zunahme bzw. Abnahme.

4.2 Analyse der Patellakinematik

4.2.1 Reproduzierbarkeit der Methode

Die Untersuchung der Reproduzierbarkeit des Patella-basierten Koordinatensystems erfolgte mit Hilfe der sechs Datensätze, mit denen in Abschnitt 4.1.1 die Reproduzierbarkeit des Tibiaplateau-basierten Koordinatensystems bestimmt wurde (sechs Aufnahmen des linken Kniegelenks eines Probanden bei 30° Knieflexion). Die Patellae der sechs Datensätze wurden von einem Untersucher segmentiert. Die Reproduzierbarkeit des Patellaschwerpunkts war sehr hoch, mit Variationskoeffizienten von 0,40 % bis 0,60 % für die x -, y - und z -Koordinaten des Schwerpunkts (Tabelle 4.10).

<i>Reproduzierbarkeit Patellaschwerpunkt</i>	Koordinaten des Patellaschwerpunkts		
	x [mm]	y [mm]	z [mm]
Untersuchung 1	35,58	93,63	50,88
Untersuchung 2	35,96	92,86	50,63
Untersuchung 3	36,08	93,41	50,68
Untersuchung 4	36,08	93,33	50,73
Untersuchung 5	36,06	92,93	50,80
Untersuchung 6	36,19	92,68	50,29
Mittelwert [mm]	35,99	93,14	50,67
Standardabweichung [mm]	0,22	0,37	0,20
Variationskoeffizient [%]	0,60	0,39	0,40

Tabelle 4.10: Reproduzierbarkeit der Koordinaten des Patellaschwerpunkts bei sechs Messungen (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6) einer Kniegelenksstellung (30° Flexion).

Die Richtungen der drei Achsen des Patella-basierten Koordinatensystems zeigten ebenfalls eine sehr hohe Reproduzierbarkeit. Die Variationskoeffizienten für die Hauptkomponenten der drei Achsen liegen jeweils unter 0,5 %. Die maximale Standardabweichung ergab sich bei den Winkeln zwischen der dritten Achse des Patella-Koordinatensystems und der x -Achse des Datensatzes. Sie betrug 1,18° (Tabelle 4.11).

<i>Reproduzierbarkeit</i>	1. Achse		2. Achse		3. Achse	
	<i>y</i> -Komponente	Θ_1 [°]	<i>z</i> -Komponente	Θ_2 [°]	<i>x</i> -Komponente	Θ_3 [°]
Untersuchung 1	0,987	9,36	0,986	0,16	0,973	13,26
Untersuchung 2	0,987	9,09	0,987	0,16	0,975	12,94
Untersuchung 3	0,991	7,58	0,991	0,13	0,983	10,71
Untersuchung 4	0,991	7,54	0,991	0,14	0,982	10,82
Untersuchung 5	0,988	8,85	0,988	0,15	0,976	12,51
Untersuchung 6	0,987	9,36	0,987	0,16	0,974	13,21
Mittelwert	0,989	8,63	0,988	0,15	0,977	12,24
Standardabweichung	0,002	0,85	0,002	0,01	0,004	1,18
Variationskoeffizient [%]	0,220	9,86	0,215	9,44	0,434	9,60

Tabelle 4.11: Reproduzierbarkeit der drei Achsen des Patella-basierten Koordinatensystems bei sechs Messungen eines Kniegelenks bei 30° Flexion (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6). Angegeben sind die jeweiligen Hauptkomponenten der Achsen des Patella-basierten Koordinatensystems sowie die Winkeldifferenzen zwischen den Patella-Achsen und den zu den Hauptkomponenten gehörenden Koordinatenachsen (1. Achse: *y*-Komponente = distal-proximal, Θ_1 = Abweichung zur *y*-Achse; 2. Achse: *z*-Komponente = lateral-medial, Θ_2 = Abweichung zur *z*-Achse; 3. Achse: *x*-Komponente = ventral-dorsal, Θ_3 = Abweichung zur *x*-Achse).

Die Methode zur Bestimmung der femoralen Referenzpunkte erwies sich ebenfalls als sehr reproduzierbar. Der maximale Variationskoeffizient betrug 1,35 %. Mit Standardabweichungen von 0,00 mm bis 0,98 mm bei den Koordinaten des medio- und latero-ventralsten Kondylenpunkts, beziehungsweise des tiefsten Punkts der femoralen Gleitbahn liegt auch hier die Genauigkeit nahezu im Bereich der Bildauflösung (0,86 mm) (Tabelle 4.12).

	Medioventralster Kondylenpunkt			Tiefster Punkt der femorale Gleitbahn			Lateroventralster Kondylenpunkt		
	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]
Unter- suchung 1	49,02	99,33	38,70	53,32	110,51	56,33	43,86	105,78	78,26
Unter- suchung 2	48,16	99,33	38,70	51,60	110,51	55,04	43,00	104,49	78,26
Unter- suchung 3	47,30	98,90	39,56	51,60	109,22	55,04	43,00	103,63	78,26
Unter- suchung 4	48,16	99,76	38,70	51,60	109,65	55,04	43,00	104,06	78,26
Unter- suchung 5	48,16	99,33	38,70	51,60	110,94	55,04	43,00	103,20	78,26
Unter- suchung 6	48,16	98,47	38,70	51,60	109,22	55,90	43,00	103,20	78,26
MW [mm]	48,16	99,19	38,84	51,89	110,01	55,40	43,14	104,06	78,26
SA [mm]	0,54	0,44	0,35	0,70	0,74	0,57	0,35	0,98	0,00
VK [%]	1,13	0,45	0,90	1,35	0,67	1,03	0,81	0,94	0,00

Tabelle 4.12: Reproduzierbarkeit der femoralen Referenzpunkte (medio- und lateroventralster Kondylenpunkt sowie tiefster Punkt der femoralen Gleitbahn) bei sechs Messungen eines Kniegelenks bei 30° Flexion (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6). Angegeben sind Mittelwert (MW), Standardabweichung (SA) und Variationskoeffizient (VK) der sechs Messungen.

4.2.2 Klinische Ergebnisse

Tabelle 4.13 zeigt die Ergebnisse der Analyse der Patellakinematik (patello-femorale Winkel, Patella-Tilt, Patella-Shift, Patellahöhe sowie zwei- beziehungsweise dreidimensionaler Sulkuswinkel) bei der gesunden Gruppe.

Die Veränderungen in der Patellakinematik durch den Einfluss der Knieflexion sind in Tabelle 4.14 zusammengestellt. Der patello-femorale Winkel erhöht sich mit zunehmender Knieflexion. Bei Knieflexion von 0° auf 30° ohne Muskelaktivität sowie von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität, ist dies höchst signifikant ($p < 0,001$). Patella-Tilt und Patellahöhe zeigen bei Knieflexion von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität, signifikante ($p < 0,05$) bis höchst signifikante ($p < 0,001$) Zunahmen. Der Patella-Shift erhöht sich lediglich signifikant bei Knieflexion von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne Muskelaktivität ($p < 0,05$).

Der zweidimensionale Sulkuswinkel verringert sich bei Knieflexion von 0° auf 30°, ohne und mit Muskelaktivität, höchst signifikant ($p < 0,001$), bei Knieflexion von 0° auf 90°, ebenfalls ohne und mit Muskelaktivität, noch signifikant ($p < 0,05$). Der dreidimensionale Sulkuswinkel zeigt keine signifikanten Veränderungen.

<i>Patellakinematik Gesund</i>	Pat.-fem. Winkel [°]	Patella-Tilt [°]	Patella-Shift [mm]
0° ohne Muskelaktivität	5,66 ± 5,16	8,99 ± 3,40	2,02 ± 3,06
0° mit Muskelaktivität	7,59 ± 4,48	9,91 ± 4,18	2,90 ± 4,60
30° ohne Muskelaktivität	15,94 ± 6,07	8,61 ± 3,50	2,18 ± 2,82
30° mit Muskelaktivität	10,54 ± 5,06	8,46 ± 2,99	2,35 ± 3,46
90° ohne Muskelaktivität	54,08 ± 5,72	24,27 ± 8,81	6,70 ± 6,34
90° mit Muskelaktivität	51,45 ± 7,70	17,14 ± 9,67	5,46 ± 5,24
	Patellahöhe [mm]	Sulkuswinkel 2D [°]	Sulkuswinkel 3D [°]
0° ohne Muskelaktivität	16,51 ± 3,75	148,92 ± 7,93	137,88 ± 7,54
0° mit Muskelaktivität	20,02 ± 4,86	147,96 ± 10,06	132,39 ± 9,64
30° ohne Muskelaktivität	16,85 ± 5,79	136,15 ± 5,61	136,14 ± 6,69
30° mit Muskelaktivität	19,32 ± 3,80	137,81 ± 4,96	136,11 ± 8,54
90° ohne Muskelaktivität	24,55 ± 4,51	139,99 ± 11,13	136,22 ± 7,67
90° mit Muskelaktivität	23,59 ± 7,90	138,76 ± 12,70	134,24 ± 6,82

Tabelle 4.13: Patellakinematik (Mittelwert ± Standardabweichung) der gesunden Gruppe bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, jeweils ohne und mit extendierender Muskelaktivität.

Der Einfluss der Muskelaktivität auf die Patellakinematik ist in Tabelle 4.15 dargestellt. Der patello-femorale Winkel verringert sich unter Einfluss extendierender Muskelaktivität bei 30° Knieflexion hoch signifikant ($p < 0,005$) und bei 90° Knieflexion signifikant ($p < 0,05$). Der Patella-Tilt verringert sich nur bei 90° Knieflexion hoch signifikant ($p < 0,005$). Die Patellahöhe erhöht sich durch den Einfluss der Muskelaktivität bei 0° Knieflexion höchst signifikant ($p < 0,001$), bei 30° noch signifikant ($p < 0,05$). Der dreidimensionale Sulkuswinkel verringert sich durch Muskelaktivität bei 0° Knieflexion signifikant ($p < 0,05$). Der Patella-Shift und der zweidimensionale Sulkuswinkel zeigen dagegen keine signifikanten Veränderungen.

Bei der Analyse der Patellakinematik bei schwerer Gonarthrose zeigt sich gegenüber der gesunden Gruppe bei 0° Knieflexion mit Muskelaktivität eine signifikante Verringerung und bei 30° Knieflexion, ohne und mit Muskelaktivität, eine signifikante

<i>Gesund – Veränderung durch Flexion</i>	Pat.-fem. Winkel [°]	Patella-Tilt [°]	Patella-Shift [mm]
0° auf 30° ohne Muskelaktivität	10,38 ± 10,02 ###	-0,18 ± 5,25	0,16 ± 3,02
0° auf 30° mit Muskelaktivität	2,96 ± 8,68	-1,82 ± 3,67	-0,55 ± 5,47
30° auf 90° ohne Muskelaktivität	38,07 ± 4,17 ###	15,69 ± 7,18 ###	4,52 ± 6,71 #
30° auf 90° mit Muskelaktivität	40,38 ± 7,70 ###	8,87 ± 8,81 ##	3,11 ± 7,03
0° auf 90° ohne Muskelaktivität	48,42 ± 9,02 ###	15,27 ± 9,65 ###	4,68 ± 7,64 #
0° auf 90° mit Muskelaktivität	44,25 ± 10,69 ###	7,35 ± 8,55 ##	2,55 ± 7,25
	Patellahöhe [mm]	Sulkuswinkel 2D [°]	Sulkuswinkel 3D [°]
0° auf 30° ohne Muskelaktivität	0,33 ± 4,57	-12,01 ± 9,12 ###	-1,85 ± 6,68
0° auf 30° mit Muskelaktivität	-0,70 ± 2,81	-10,16 ± 8,74 ###	3,72 ± 12,49
30° auf 90° ohne Muskelaktivität	7,70 ± 4,88 ###	3,08 ± 7,31	-0,67 ± 5,38
30° auf 90° mit Muskelaktivität	4,27 ± 6,52 #	0,76 ± 13,46	-2,14 ± 11,94
0° auf 90° ohne Muskelaktivität	8,04 ± 2,42 ###	-8,93 ± 12,57 #	-1,66 ± 8,56
0° auf 90° mit Muskelaktivität	3,57 ± 6,76 #	-9,43 ± 15,49 #	2,38 ± 9,90

Tabelle 4.14: Veränderungen der Patellakinematik bei der gesunden Gruppe durch Knieflexion von 0° auf 30°, von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität. Signifikanzen: # $p < 0,05$; ## $p < 0,005$; ### $p < 0,001$.

Erhöhung des patello-femorale Winkels ($p < 0,05$). Der Patella-Tilt ist lediglich bei 90° mit Muskelaktivität signifikant erhöht ($p < 0,05$). Der Patella-Shift nach lateral ist in allen Stellungen erhöht, allerdings ist dies nur bei 0° ohne und bei 30° und 90° mit Muskelaktivität auch signifikant ($p < 0,05$). Bei der Patellahöhe zeigt sich nur bei 30° ohne Muskelaktivität eine signifikante Erhöhung ($p < 0,05$). Der zwei- und dreidimensionale Sulkuswinkel weist keine signifikante Veränderung auf. Die Werte und die Veränderungen gegenüber der gesunden Gruppe sind in Tabelle 4.16 zusammengestellt.

<i>Gesund – Veränderung durch Muskeleinfluss</i>	Pat.-fem. Winkel [°]	Patella-Tilt [°]	Patella-Shift [mm]
0° ohne auf 0° mit Muskelaktivität	1,93 ± 5,65	0,91 ± 3,82	0,88 ± 4,89
30° ohne auf 30° mit Muskelaktivität	-5,16 ± 5,64 ##	-0,11 ± 2,84	0,17 ± 2,62
90° ohne auf 90° mit Muskelaktivität	-2,92 ± 4,42 #	-6,26 ± 7,34 ##	-1,25 ± 6,73
	Patellahöhe [mm]	Sulkuswinkel 2D [°]	Sulkuswinkel 3D [°]
0° ohne auf 0° mit Muskelaktivität	3,50 ± 2,90 ###	-0,96 ± 6,70	-5,49 ± 10,29 #
30° ohne auf 30° mit Muskelaktivität	2,47 ± 4,39 #	1,41 ± 7,29	-0,31 ± 9,69
90° ohne auf 90° mit Muskelaktivität	-0,96 ± 6,07	-0,75 ± 16,28	-1,62 ± 10,99

Tabelle 4.15: Veränderungen der Patellakinematik bei der gesunden Gruppe durch Muskeleinfluss bei 0°, 30° und 90° Knieflexion. Signifikanzen: # $p < 0,05$; ## $p < 0,005$; ### $p < 0,001$.

<i>Gonarthrose vs. Gesund</i>	Pat.-fem. Winkel [°]	Patella-Tilt [°]	Patella-Shift [mm]
0° ohne Muskelaktivität	5,71 ± 3,62	9,68 ± 4,36	5,61 ± 3,46 *↑
0° mit Muskelaktivität	3,92 ± 2,48 *↓	10,10 ± 6,21	6,41 ± 5,45
30° ohne Muskelaktivität	23,35 ± 7,81 *↑	8,40 ± 6,13	4,39 ± 4,78
30° mit Muskelaktivität	18,63 ± 11,32 *↑	12,68 ± 10,30	5,80 ± 4,72 *↑
90° ohne Muskelaktivität	54,04 ± 6,94	22,17 ± 15,47	9,62 ± 7,68
90° mit Muskelaktivität	53,84 ± 8,95	33,36 ± 25,37 *↑	12,16 ± 10,57 *↑
	Patellahöhe [mm]	Sulkuswinkel 2D [°]	Sulkuswinkel 3D [°]
0° ohne Muskelaktivität	20,08 ± 6,17	143,02 ± 14,12	136,08 ± 9,26
0° mit Muskelaktivität	20,99 ± 9,05	147,50 ± 22,36	136,86 ± 22,16
30° ohne Muskelaktivität	22,35 ± 7,21 *↑	132,86 ± 16,44	134,86 ± 13,69
30° mit Muskelaktivität	21,34 ± 5,29	136,73 ± 14,11	137,13 ± 15,87
90° ohne Muskelaktivität	23,21 ± 4,53	142,38 ± 7,01	135,28 ± 4,95
90° mit Muskelaktivität	22,59 ± 5,45	139,91 ± 8,88	133,61 ± 6,00

Tabelle 4.16: Patellakinematik (Mittelwert ± Standardabweichung) der Gruppe mit schwerer Gonarthrose bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, jeweils ohne und mit extenderender Muskelaktivität. Signifikante Veränderungen gegenüber der gesunden Gruppe sind markiert: * $p < 0,05$; † bzw. ↓: Zunahme bzw. Abnahme.

In Abbildung 4.3 sind die entsprechenden Zahlenwerte für die Patellakinematik in einer graphischen Darstellung gegenübergestellt.

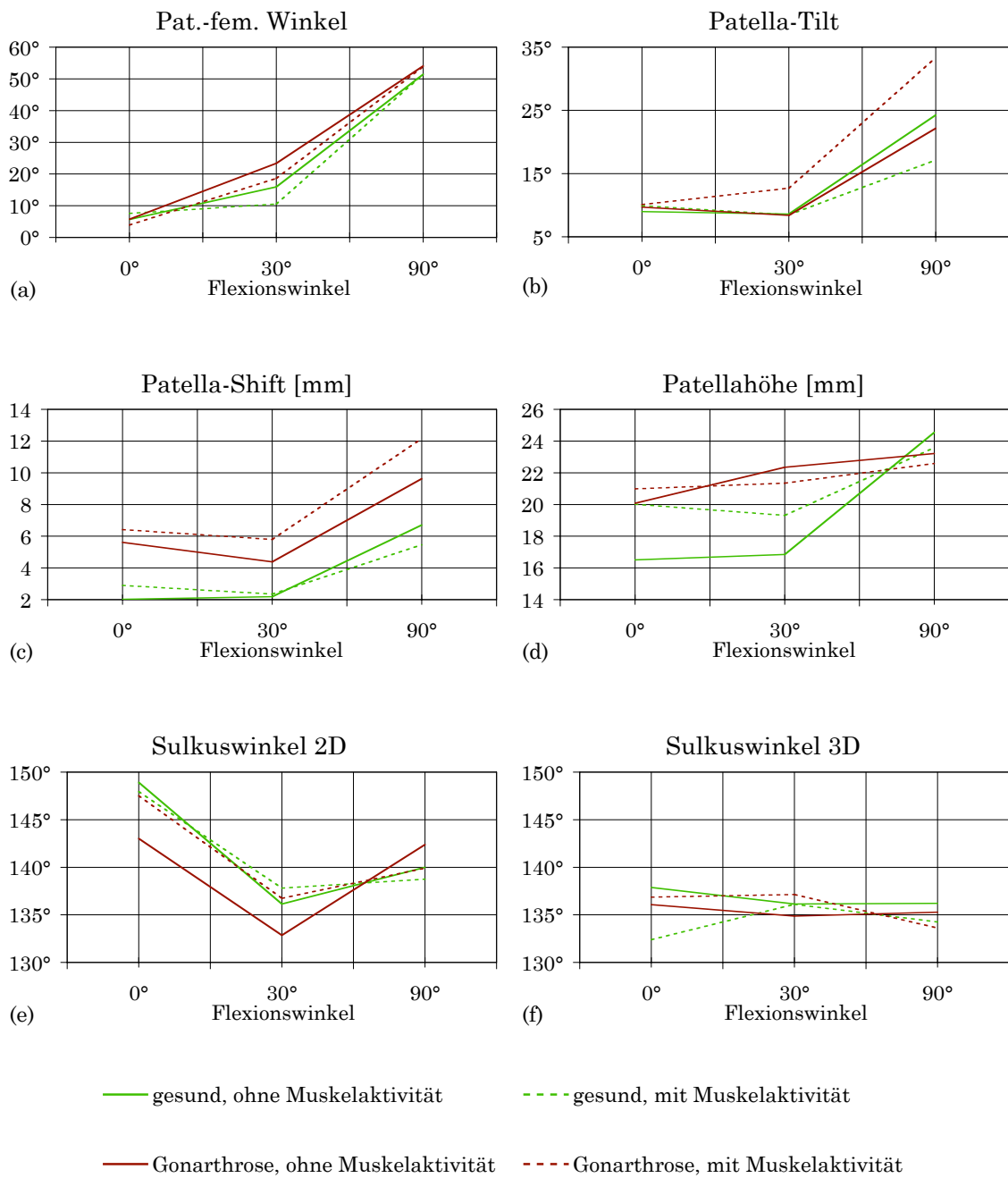


Abbildung 4.3: Graphische Darstellung der Ergebnisse der Patellakinematik: patellofemoraler Winkel (a), Patella-Tilt (b), Patella-Shift (c), Patellahöhe (d) sowie zwei- (e) und drei-dimensionaler (f) Sulkuswinkel bei der gesunden Gruppe und bei der Gruppe mit schwerer Gonarthrose bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, jeweils ohne und mit extendierender Muskelaktivität.

4.3 Analyse der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen

4.3.1 Reproduzierbarkeit der Methode

Die Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Methode zur Bestimmung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächen wurde an den bereits beschriebenen Probanden-Datensätzen vorgenommen (sechs Aufnahmen des linken Kniegelenks eines Probanden bei 30° Knieflexion). Die Reproduzierbarkeit der femoro-tibialen Kontaktflächen war sehr hoch mit Variationskoeffizienten von 2,39 % bis 3,99 % (Tabelle 4.17).

<i>Reproduzierbarkeit Knorpel-Kontaktflächen</i>	Femoro-tibial medial [mm ²]	Femoro-tibial lateral [mm ²]	Femoro-patellar [mm ²]
Untersuchung 1	234,08	286,46	304,27
Untersuchung 2	222,73	287,14	291,30
Untersuchung 3	242,65	271,48	313,00
Untersuchung 4	230,12	284,03	307,40
Untersuchung 5	216,30	277,31	307,83
Untersuchung 6	231,84	293,58	304,73
Mittelwert [mm ²]	229,62	283,33	304,76
Standardabweichung [mm ²]	9,16	7,83	7,29
Variationskoeffizient [%]	3,99	2,76	2,39

Tabelle 4.17: Reproduzierbarkeit der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpel-Kontaktflächen bei sechs Messungen (Untersuchung 1 bis Untersuchung 6) einer Kniegelenksstellung (30° Flexion).

4.3.2 Klinische Ergebnisse

Tabelle 4.18 zeigt die Größen der femoro-tibialen und der femoro-patellaren Kontaktflächen der gesunden Gruppe.

<i>Kontaktflächengrößen Gesund</i>	Femoro-tibial: medial [mm ²]	Femoro-tibial: lateral [mm ²]	Femoro-patellar [mm ²]
0° ohne Muskelaktivität	361,68 ± 99,49	233,36 ± 73,62	201,04 ± 78,00
0° mit Muskelaktivität	332,30 ± 116,27	274,39 ± 68,18	171,26 ± 88,79
30° ohne Muskelaktivität	218,46 ± 119,58	235,04 ± 69,74	319,35 ± 103,04
30° mit Muskelaktivität	256,02 ± 140,68	266,70 ± 63,84	378,04 ± 98,73
90° ohne Muskelaktivität	224,42 ± 71,45	221,37 ± 46,76	428,91 ± 135,80
90° mit Muskelaktivität	209,90 ± 75,90	237,05 ± 63,64	457,61 ± 145,92

Tabelle 4.18: Größe der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen (Mittelwert ± Standardabweichung) der gesunden Gruppe bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, ohne und mit extendierender Muskelaktivität.

Die Veränderungen der Knorpelkontaktflächengrößen durch den Einfluss der Knieflexion sind in Tabelle 4.19 zusammengestellt. Bei Knieflexion von 0° auf 30° sowie von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität, kommt es zu einer signifikanten ($p < 0,05$) bis höchst signifikanten ($p < 0,001$) Verringerung der medialen femoro-tibialen Kontaktflächen. Im lateralen Kompartiment kommt es bei Knieflexion von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils mit Muskelaktivität, zu einer signifikanten ($p < 0,05$) Abnahme der Kontaktflächengröße. Deutlich zeigt sich der Einfluss der Knieflexion auf die Größen der femoro-patellaren Kontaktflächen: Bei Flexion von 0° auf 30° und von 0°

<i>Gesund – Veränderung durch Flexion</i>	Femoro-tibial: medial [mm ²]	Femoro-tibial: lateral [mm ²]	Femoro-patellar [mm ²]
0° auf 30° ohne Muskelaktivität	-143,22 ± 83,66 ###	1,68 ± 59,24	118,31 ± 96,72 ###
0° auf 30° mit Muskelaktivität	-76,27 ± 124,29 #	-7,69 ± 44,18	206,78 ± 116,14 ###
30° auf 90° ohne Muskelaktivität	5,69 ± 91,61	-13,66 ± 57,77	109,55 ± 116,15 ###
30° auf 90° mit Muskelaktivität	-46,12 ± 132,83	-29,65 ± 54,07 #	79,57 ± 149,37 #
0° auf 90° ohne Muskelaktivität	-137,26 ± 91,49 ###	-11,98 ± 66,83	227,86 ± 129,96 ###
0° auf 90° mit Muskelaktivität	-122,39 ± 123,49 ###	-37,34 ± 64,27 #	286,34 ± 127,55 ###

Tabelle 4.19: Veränderungen der Kontaktflächengrößen bei der gesunden Gruppe durch Knieflexion von 0° auf 30°, von 30° auf 90° und von 0° auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität. Signifikanzen: # $p < 0,05$; ### $p < 0,001$.

auf 90°, jeweils ohne und mit Muskelaktivität sowie bei Flexion von 30° auf 90°, ohne Muskelaktivität kommt es zu einer höchst ($p < 0,001$) signifikanten Zunahme, bei Flexion von 30° auf 90° mit Muskelaktivität noch zu einer signifikanten ($p < 0,05$) Zunahme der Knorpelkontaktflächengrößen.

Der Einfluss der Muskelaktivität auf die Größe der Kontaktflächen ist in Tabelle 4.20 dargestellt. Bei 0° und 30° Knieflexion kommt es lediglich im lateralen Kompartiment der femoro-tibialen Kontaktflächen zu einer signifikanten ($p < 0,05$) Zunahme. Die Größen der femoro-patellaren Kontaktflächen erhöhen sich unter Einfluss der extendierenden Muskelaktivität signifikant ($p < 0,05$) nur bei 30° Flexion.

<i>Gesund – Veränderung durch Muskeleinfluss</i>	Femoro-tibial: medial [mm ²]	Femoro-tibial: lateral [mm ²]	Femoro-patellar [mm ²]
0° ohne auf 0° mit Muskelaktivität	-29,38 ± 79,71	41,03 ± 60,52 #	-29,78 ± 86,34
30° ohne auf 30° mit Muskelaktivität	37,56 ± 87,34	31,66 ± 46,91 #	58,69 ± 78,18 #
90° ohne auf 90° mit Muskelaktivität	-14,52 ± 70,93	15,68 ± 50,19	28,70 ± 85,07

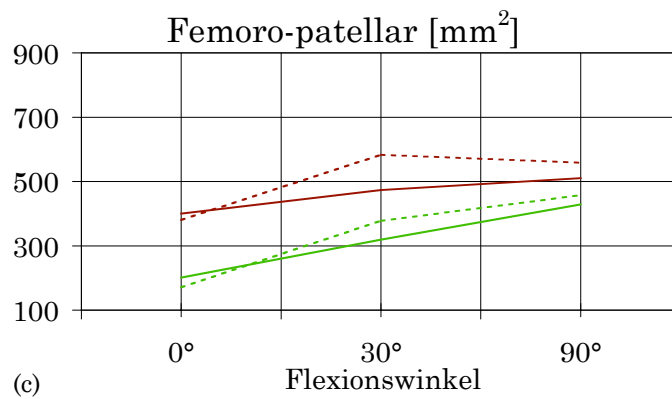
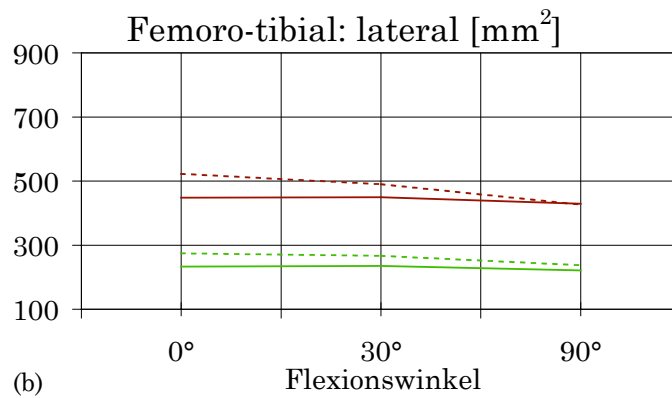
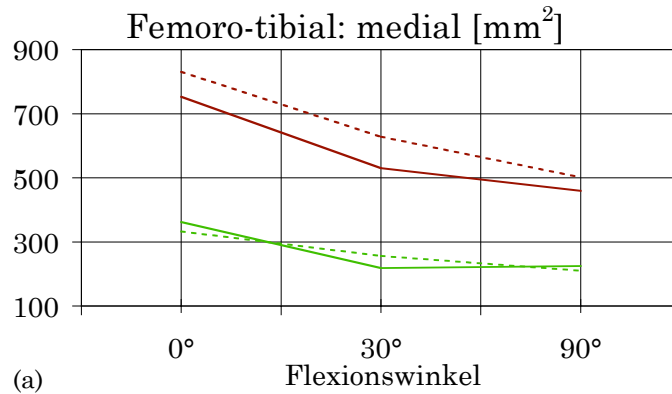
Tabelle 4.20: Veränderungen der Kontaktflächengrößen bei der gesunden Gruppe durch Muskeleinfluss bei 0°, 30° und 90° Knieflexion. Signifikanzen: # $p < 0,05$.

Die Knorpelkontaktflächen in der Gruppe mit schwerer Gonarthrose sind sowohl im medialen als auch im lateralen femoro-tibialen Kompartiment jeweils höchst signifikant ($p < 0,001$) größer als in der gesunden Vergleichsgruppe. Die femoro-patellaren Kontaktflächen sind in der Gruppe mit schwerer Gonarthrose ebenfalls größer als in der gesunden Gruppe, signifikant ($p < 0,05$) bis höchst signifikant ($p < 0,001$) ist dies bei 0° und 30° Knieflexion (Tabelle 4.21).

<i>Kontaktflächengrößen Gonarthrose</i>	Femoro-tibial: medial [mm ²]	Femoro-tibial: lateral [mm ²]	Femoro-patellar [mm ²]
0° ohne Muskelaktivität	752,71 ± 143,20 ***↑	447,84 ± 150,70 ***↑	400,29 ± 166,62 ***↑
0° mit Muskelaktivität	830,50 ± 149,74 ***↑	522,44 ± 138,00 ***↑	380,43 ± 135,79 ***↑
30° ohne Muskelaktivität	530,46 ± 103,27 ***↑	449,43 ± 181,51 ***↑	473,79 ± 219,55 *↑
30° mit Muskelaktivität	628,02 ± 156,17 ***↑	490,23 ± 222,82 ***↑	582,88 ± 114,09 ***↑
90° ohne Muskelaktivität	459,13 ± 72,12 ***↑	428,94 ± 191,15 ***↑	510,31 ± 115,52
90° mit Muskelaktivität	501,58 ± 117,17 ***↑	426,26 ± 121,14 ***↑	558,33 ± 187,77

Tabelle 4.21: Größe der femoro-tibialen und femoro-patellaren und Knorpelkontaktflächen (Mittelwert ± Standardabweichung) der Gruppe mit schwerer Gonarthrose bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, ohne und mit extendierender Muskelaktivität. Signifikante Veränderungen gegenüber der gesunden Gruppe sind markiert: * $p < 0,05$; ** $p < 0,005$; *** $p < 0,001$; ↑ bzw. ↓: Zunahme bzw. Abnahme.

Abbildung 4.4 stellt die Zahlenwerte für die Größen der Knorpelkontaktflächen graphisch zusammen.



— gesund, ohne Muskelaktivität - - - gesund, mit Muskelaktivität
— Gonarthrose, ohne Muskelaktivität - - - Gonarthrose, mit Muskelaktivität

Abbildung 4.4: Graphische Darstellung der Größe der Knorpelkontaktflächen: mediales femoro-tibiales Kompartiment (a), laterales femoro-tibiales Kompartiment (b) und femoro-patellares Kompartiment (c) bei der gesunden Gruppe und bei der Gruppe mit schwerer Gonarthrose bei 0°, 30° und 90° Knieflexion, ohne und mit extenderender Muskelaktivität.

Kapitel 5

Diskussion

5.1 Femoro-tibiale Translation und Rotation

5.1.1 Diskussion der Methode

Die zur Analyse der femoro-tibialen Translation und Rotation im Kniegelenk entwickelte Methode verwendet ein Tibiaplateau-basiertes Koordinatensystem und eine epikondyläre Achse, um femorale Bewegungen zu quantifizieren. Durch Einsatz der Hauptachsentransformation lässt sich auf elegante Weise ein geeignetes Schwerpunktsystem (Koordinatensystem) für das Tibiaplateau bestimmen. Großer Vorteil dieses Verfahrens ist die Unabhängigkeit dieses Koordinatensystems von der Ausrichtung der Tibia im Volumendatensatz und damit im Tomographen. Die durchgeführte Untersuchung zur Reproduzierbarkeit zeigte, dass das Verfahren sowohl sehr reproduzierbar (maximaler Variationskoeffizient der Intra-Untersucher-Reproduzierbarkeit: 8,11 %), als auch sehr robust gegenüber kleinen Differenzen bei der Segmentierung ist. Während die Berechnung des Schwerpunkts und der Koordinatenachsen vollautomatisch erfolgt, erfordert die Segmentierung des Tibiaplateaus eine manuelle Kontrolle.

Die Berechnung der epikondylären Achse des Femur hat sich als sehr genau herausgestellt (maximale Standardabweichung: 1,05 mm). Diese Technik erlaubt eine dreidimensionale Bewegungsanalyse des gesamten Femur, beziehungsweise des medialen und lateralen Femurkondylus. Durch Transformation der epikondylären Achse in das lokale Tibiaplateau-basierte Koordinatensystem lassen sich unterschiedliche MRT-Datensätze einzelner Kniegelenksstellungen miteinander vergleichen. Die in dieser Arbeit entwi-

ckelte Methode verwendet Datensätze mit sagittaler Schichtführung, lässt sich aber prinzipiell leicht auf Datensätze mit anderen Schichtführungen übertragen. Die Berechnung der epikondylären Achse erfolgt halbautomatisch: Zur Reduzierung der Rechenzeit erfolgt eine Eingabe plausibler Startwerte durch den Benutzer. Die vorhergehende Segmentierung des Femur bedarf manueller Kontrolle.

Die hier vorgestellte Methode zur Analyse der femoro-tibialen Translation und Rotation hat sich insgesamt als höchst genau herausgestellt. Die Verwendung einer epikondylären Achse zur Beschreibung der femoro-tibialen Bewegung hat den Vorteil, dass dabei der Einfluss der Knieflexion auf die Position der Achse sehr gering ist [Hollister et al. 1993 und Yoshioka et al. 1987]. Bei der hier vorgestellten Technik erfolgt die Bestimmung der epikondylären Achse durch die dreidimensionale Rekonstruktion des Femur, unter Berücksichtigung der Morphologie des medialen und lateralen Kondylus. Dadurch ist die Position der epikondylären Achse vollkommen unabhängig von der Beugestellung des Gelenks. Zusätzlich zeigt diese Technik eine sehr hohe Reproduzierbarkeit und ist durch ihre Dreidimensionalität bisherigen zweidimensionalen Methoden überlegen [Todo et al. 1999].

Eine Limitation der entwickelten Methode ist, dass durch die Akquisitionszeit von ca. fünf Minuten für einen 3D-Datensatz derzeit keine dynamischen dreidimensionalen Studien mit der MRT durchgeführt werden können. Echtzeituntersuchungen liefern bisher nur zweidimensionale Einzelaufnahmen, aus denen sich jedoch die knöchernen Strukturen nicht rekonstruieren lassen. Somit beschreiben die vorliegenden Ergebnisse die Situation bei statischer Belastung des Kniegelenks, ohne eine axiale Gelenkkompression in Form des Körpergewichtes, welche gewöhnlich zu einer Verminderung der Translation bei der Knieflexion führt [Torzilli et al. 1994].

5.1.2 Femoro-tibiale Bewegungsmuster im gesunden Knie und bei Gonarthrose

Mit dem in dieser Arbeit entwickelten Verfahren zur in-vivo-Analyse der femoro-tibialen Translation und Rotation mit der offenen MRT konnte gezeigt werden, dass es im gesunden Kniegelenk bei Flexion von 0° auf 90° zu einer signifikanten posterioren Trans-

lation des Femur relativ zur Tibia kommt. Dabei weist der laterale Kondylus eine deutlich ausgeprägtere Translation gegenüber dem medialen Kondylus, beziehungsweise dem Femurzentrum auf. Dieses unterschiedliche Translationsverhalten des lateralen und medialen Femurkondylus bei Knieflexion wurde ebenfalls in anderen Studien beobachtet. So konnten Iwaki et al. [2000] und Pinskerova et al. [2000] ein ähnliches Translationsverhalten in einer MRT-Studie mit Kniepräparaten nachweisen. Die erhöhte posteriore Translation des lateralen Femurkondylus bei Knieflexion beschrieben auch Todo et al. [1999] anhand von zweidimensionalen MRT-Schichtbildern, DeFrate et al. [2004] anhand eines dreidimensionalen Kniemodells sowie Asano et al. [2001] und Reuben et al. [1989]. Auf Grund der unterschiedlichen Translationsbewegungen des medialen und lateralen Femurkondylus kommt es bei Knieflexion von 0° auf 90° zu einer signifikanten Außenrotation des Femur. Dieses Ergebnis steht sowohl in Übereinstimmung mit den Voraussagen unterschiedlicher Kniemodelle [Li et al. 1999, MacWilliams et al. 1999, O'Connor et al. 1989 und Wilson et al. 1998] als auch in Übereinstimmung mit Untersuchungen am Lebenden. So konnten Patel et al. [2004] in einer Hochfeld-MRT-Studie mit gesunden Freiwilligen zeigen, dass die Rotation, ausgehend von der Kniestreckung, bis zu einem Flexionswinkel von etwa 40° ansteigt und bei weiterer Kniebeugung wieder abnimmt, was mit den hier vorgestellten Werten vereinbar ist. Auch der ermittelte Einfluss einer extendierenden Muskelkraft auf die femoro-tibiale Bewegung im Kniegelenk im Sinne einer posterioren Translation sowie einer Außenrotation des Femur steht in Einklang mit Angaben in der Literatur [Hirokawa et al. 1992].

Darüber hinaus konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass schwere Gonarthrose zu veränderten femoro-tibialen Bewegungsmustern im Kniegelenk führt. Hier zeigen sich während der Knieflexion vor allem eine signifikante Reduzierung der Dorsaltranslation des Femurzentrums und des lateralen Kondylus sowie eine verminderte Außenrotation des Femur. Zur Translation und Rotation bei Gonarthrose existieren bis jetzt nur wenig quantitative Daten [Hinterwimmer et al. 2004]. Brage et al. [1994] und Wada et al. [1996] beschreiben eine reduzierte femoro-tibiale Translation bei gleichzeitig verringerter Rotation während der Knieflexion in fortgeschrittenen Stadien der Gonarthrose, was mit den Resultaten der hier entwickelten Methode vereinbar ist.

5.2 Patellakinematik

5.2.1 Diskussion der Methode

Das Verfahren, zur Bestimmung der Hauptachsen eines starren Körpers, kommt auch bei der hier vorgestellten Methode zur Berechnung eines Patella-basierten Koordinatensystems zur Anwendung, bei dem die Rekonstruktion der Patella als lokales Bezugssystem definiert wird. Die femoralen Referenzpunkte werden über eine dreidimensionale Euklidische Distanztransformation bestimmt. Auch hier konnte mit einer Studie die hohe Intra-Untersucher-Reproduzierbarkeit des Patella-basierten Koordinatensystems (maximaler Variationskoeffizient: 9,86 %) und der femoralen Referenzpunkte (maximaler Variationskoeffizient: 1,35 %) nachgewiesen werden. Die berechneten Werte für den patello-femorale Winkel, den Patella-Tilt, den Patella-Shift, die Höhe der Patella über dem Tibiaplateau und den Sulkuswinkel sind zunächst dreidimensional, können aber zur besseren Interpretation und Vergleichbarkeit auf beliebige zweidimensionale anatomische Ebenen projiziert werden. Im Gegensatz zur Berechnung der epikondylären Achse erfolgen sämtliche Berechnungen zur Patellakinematik vollautomatisch. Voraussetzung ist wiederum eine vorhergehende Segmentierung der knöchernen Strukturen.

Die entwickelte Methode ermöglicht eine in-vivo-Analyse der komplexen Bewegungsmuster der Patella im Kniegelenk unter Verwendung der offenen MRT. Im Vergleich zu konventionellen Röntgenuntersuchungen des patello-femorale Gelenks [Elahi et al. 2000, Harrison et al. 1994 und Laurin et al. 1978], welche nur 2D-Abbildungen eines 3D-Objektes erzeugen, erlaubt die hier entwickelte Technik eine dreidimensionale, quantitative Bestimmung der Patellakinematik. Die Untersuchung des patello-femorale Gelenks durch prinzipiell dreidimensionale bildgebende Verfahren wie die CT und die MRT [Brossmann et al. 1993, Pinar et al. 1994a und Schutzer et al. 1986] ermöglicht ohne entsprechende Bildverarbeitungsmethoden keine dreidimensionale Analyse und unterliegt damit praktisch den Einschränkungen zweidimensionaler Verfahren im Sinne von Projektionsartefakten. Mehrere Autoren wiesen deshalb auf die Notwendigkeit dreidimensionaler Verfahren bei der Analyse der Patellakinematik hin [Heegaard et al. 2001 und Sheehan et al. 1999]. Da Symptome patello-femorale Krankheitsbilder oft erst ab Flexionswinkeln von mehr als 45° auftreten [Fukui et al. 2003 und Pi-

nar et al. 1994b], eignen sich geschlossene MRT-Systeme nur bedingt für eine Analyse. Die Verwendung der offenen MRT dagegen erlaubt eine Analyse der Kinematik in unterschiedlichen Flexionsstellungen des Kniegelenks [Schmid et al. 2002 und Steiner et al. 2001]. Zusätzlich ermöglicht die offene MRT eine Analyse des Gelenks, unter dem Einfluss neuromuskulärer Kontrollmechanismen im Sinne von unterschiedlicher Muskelstimulation. Der Einfluss der Muskulatur auf die Bewegungsmuster im Kniegelenk scheint besonders bei der patello-femorale Kinematik eine wichtige Rolle zu spielen [Fukui et al. 2003 und Muhle et al. 1999].

Wie schon bei der Bestimmung der femoro-tibialen Translation und Rotation, liegt ein Nachteil der vorgestellten Methode darin, dass aufgrund der Akquisitionszeit im Minutenbereich das Kniegelenk unter statischen Bedingungen analysiert wird.

5.2.2 Patellakinematik im gesunden Knie und bei Gonarthrose

Der direkte Einfluss der Knieflexion auf den patello-femorale Winkel zeigt sich in einer höchst signifikanten Zunahme des patello-femorale Winkel bei sämtlichen Flexionsbewegungen. Zusätzlich kommt es bei Knieflexion ab 30° zu einer signifikanten Zunahme des Patella-Tilt und bei Flexion von 0° bis 30° zu einer signifikanten Abnahme des zweidimensionalen Sulkuswinkels. Im Wesentlichen stimmen die mit der hier vorgestellten Methode errechneten Parameter der gesunden Gruppe für den patello-femorale Winkel, den Patella-Tilt, den Patella-Shift und den zweidimensionalen Sulkuswinkel mit in der Literatur angegebenen Daten überein [Koh et al. 1992, Lee et al. 1997, Mizuno et al. 2001 und Tennant et al. 2001]. So beschreiben Mizuno et al. [2001] in einer Präparatestudie eine signifikante Zunahme von Patella-Shift und Patella-Tilt während Knieflexion von 20° auf 80°. Koh et al. [1992] zeigen in einer Studie mit am Knochen fixierten Markern, dass es bei Knieflexion von 0° auf 50° zu einer Zunahme des patello-femorale Winkels von 30° und zu einer Zunahme des Patella-Tilt von ca. 10° kommt. Beide Studien stehen mit den hier vorgestellten Ergebnissen im Einklang.

In der Gruppe mit schwerer Gonarthrose zeigt sich vor allem eine signifikante Erhöhung des Patella-Shift nach lateral. Zur Patellakinematik bei Gonarthrose existieren in der Literatur bis jetzt keine Vergleichswerte.

5.3 Femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen

5.3.1 Diskussion der Methode

Die vorgestellte Methode zur Bestimmung der femoro-tibialen und femoro-patellaren Kontaktflächengrößen basiert auf einer schichtweisen Segmentierung entsprechender Pixel in den MRT-Bildern. Der entwickelte Rekonstruktionsalgorithmus erzeugt aus der Segmentierungsinformation eine triangulierte Oberfläche, die zur Flächenberechnung verwendet wird. Die Intra-Untersucher-Reproduzierbarkeit dieser Methode war sehr hoch (maximaler Variationskoeffizient: 3,99 %). Das Verfahren hat den Vorteil, dass es auf anisotrope Datensätze angewendet werden kann, da eventuelle Unterschiede zwischen Bildauflösung und Schichtdicke bei der Oberflächenrekonstruktion automatisch berücksichtigt werden.

Auch hier besteht der große Vorteil darin, dass mit dieser Methode die Kontaktflächen in-vivo und in unterschiedlichen Flexionswinkeln des Kniegelenks bestimmt werden können. Dass mit der MRT valide Aussagen zur Bestimmung der Größe von Knorpelkontaktflächen möglich sind, konnte bereits in einer Studie gezeigt werden [Hinterwimmer et al. 2005]. Die Verwendung der offenen MRT erlaubt zudem die Analyse der Kontaktflächen während der Aktivierung unterschiedlicher Muskelgruppen. Mit der hier vorgestellten Methode lassen sich somit Kontaktflächengrößen im Kniegelenk bestimmen, die sich verlässlich mit Ergebnissen invasiver, beziehungsweise strahlenbelastender Verfahren wie der Druckmessfolientechnik oder der Stereophotogrammetrie vergleichen lassen [Ateshian et al. 1994, Cohen et al. 1999 und Perie und Hobatho 1998]. Auch hier beschreiben die vorliegenden Ergebnisse die Situation bei statischer Belastung des Kniegelenks, d. h. ohne axiale Krafteinwirkung auf das Gelenk.

5.3.2 Femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen im gesunden Knie und bei Gonarthrose

In der Literatur finden sich bis jetzt nur wenige Studien zur Größe der femoro-tibialen Knorpelkontaktflächen. Patel et al. [2004] beschreiben in einer MRT-Studie eine signifi-

kante Verringerung der femoro-tibialen Kontaktflächen während Knieflexion von 0° auf 60° im medialen Kompartiment (von 374 mm² auf 308 mm²), während es im lateralen Kompartiment zu keiner signifikanten Veränderung der Kontaktflächen (276 mm²) kommt. Dies steht mit den in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnissen qualitativ und quantitativ sehr gut im Einklang.

Auch die hier ermittelten Größen für die femoro-patellaren Kontaktflächen gesunder Probanden liegen im Rahmen von Werten, die in der Literatur angegeben werden [Cohen et al. 1999 und Hsieh et al. 2002]. Auffällig sind die deutlich ausgeprägten Größenzunahmen der femoro-patellaren Kontaktflächen bei Knieflexion. So beschreiben Patel et al. [2003] in einer in-vivo-Studie mit der MRT eine mittlere Veränderung der femoro-patellaren Kontaktflächen bei Flexion von 0° auf 60° während Muskelaktivität von 126 mm² auf 560 mm². In der hier vorliegenden Untersuchung ergab sich eine Veränderung der femoro-patellaren Kontaktflächen bei Flexion von 0° auf 90° während Muskelaktivität von 171 mm² auf 458 mm². Diese Größenzunahme fällt etwas geringer aus, ist jedoch höchst signifikant. Salsich et al. [2003] geben in einer MRT-Studie bei gesunden Probanden ebenfalls eine deutliche Vergrößerung der femoro-patellaren Kontaktflächen bei Knieflexion von 0° auf 60° an und untersuchten zusätzlich den Einfluss von Muskelaktivität auf die Größe der Kontaktflächen. Danach kommt es durch extendierende Muskelaktivität zu keiner nennenswerten Erhöhung der femoro-patellaren Kontaktflächenengrößen. Auch dieses Ergebnis steht mit den Resultaten dieser Arbeit im Einklang.

Darüber hinaus zeigt der Vergleich zwischen der gesunden Probanden-Gruppe und den Patienten mit schwerer Gonarthrose eine sehr deutliche Zunahme der Kontaktflächenengrößen bei den Arthrosepatienten. Laut aktueller Literaturübersicht existieren keine Untersuchungen, die Veränderungen femoro-tibialer und femoro-patellarer Knorpelkontaktflächen bei schwerer Gonarthrose in-vivo quantifizieren. Weitere Untersuchungen müssen zeigen, ob die signifikanten Zunahmen der Kontaktflächen aus einer Veränderung der Oberflächenform der beteiligten Knorpel und damit aus dem Knorpelverschleiß bei Kniegelenksarthrose resultieren.

Damit können die beschriebenen Bildverarbeitungsmethoden zum Verständnis von Entwicklung und Verlauf der Gonarthrose beitragen. Zukünftig können die hier vorgestellten Techniken und Ergebnisse objektivieren, ob achskorrigierende Operationen die biomechanischen Veränderungen bei Arthrose-Patienten beheben können.

Kapitel 6

Schlussfolgerung

Mit den in dieser Arbeit vorgestellten dreidimensionalen Bildverarbeitungsmethoden steht eine reproduzierbare Technik zur Verfügung, die es ermöglicht, folgende biomechanische Merkmale im Kniegelenk in-vivo zu quantifizieren:

1. Die femoro-tibiale Translation und Rotation
2. Die Kinematik der Patella
3. Die Größen der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen

Die entwickelten Methoden erwiesen sich als sehr genau und wurden bereits in mehreren klinischen Studien eingesetzt [Bringmann et al. 2000, Hinterwimmer et al. 2004 und 2005 und von Eisenhart-Rothe et al. 2004a und 2004b].

Als Grundlage dienen digitale, dreidimensionale MRT-Volumendatensätze des Kniegelenks. Für die Entwicklung und Anwendung der Methode wurden Bilddatensätze aus einem offenen MRT-System verwendet. Die offene MRT ermöglicht eine Bilddatenakquirierung des Kniegelenks sowohl in unterschiedlichen Flexionsstellungen, als auch während gleichzeitiger Aktivierung der Beinmuskulatur. Es wurden Kniegelenke von 18 gesunden Freiwilligen und 10 Patienten mit schwerer Gonarthrose in jeweils drei unterschiedlichen Flexionsstellungen (0°, 30° und 90°), ohne und mit extendierender Muskelaktivität, im offenen MRT-System untersucht.

Femoro-tibiale Translation und Rotation

Die Bestimmung der femoro-tibialen Translation und Rotation erfolgt durch Analyse von Datensätzen eines Kniegelenks in unterschiedlichen Flexionsstellungen. Die dreidimensional rekonstruierte Tibia wird als Bezugssystem definiert und die Position des Femur relativ zur Tibia durch eine epikondyläre Achse bestimmt. Die Lage dieser Achse ist nur von der Morphologie der knöchernen Struktur des Femur abhängig und damit unabhängig von der Gelenkstellung und Position des Femur im Datensatz.

Die Ergebnisse zeigen, dass es bei Knieflexion von 0° auf 90° im gesunden Kniegelenk zu einer Translation des Femur nach posterior kommt, wobei diese Bewegung für den lateralen Kondylus ausgeprägter ist. Dadurch kommt es zu einer Außenrotation des Femur. Extendierende Muskelaktivität verringert das Ausmaß der Translations- und Rotationsbewegung bei Knieflexion. Im Gegensatz zu den gesunden Probanden zeigen die Patienten mit schwerer Gonarthrose, besonders für den lateralen Kondylus, eine deutlich verringerte Dorsaltranslation und damit keine Außenrotation mehr.

Kinematik der Patella

Zur Bestimmung der Patellakinematik wird die dreidimensionale Rekonstruktion der Patella als Bezugssystem definiert und ein Patella-basiertes Koordinatensystem eingeführt. Der Bezug zum Femur entsteht durch femorale Referenzpunkte, wie medio- und lateroventralster Kondylenpunkt sowie den tiefsten Punkt der femoralen Gleitbahn. Diese Punkte werden mit Hilfe der dreidimensionalen Euklidischen Distanztransformation automatisch detektiert. Daraus können die Parameter patello-femorale Winkel, Patella-Tilt, Patella-Shift, Höhe der Patella über dem Tibiaplateau und Sulkuswinkel quantitativ bestimmt werden.

Im gesunden Kniegelenk erfahren alle Parameter (außer dem Sulkuswinkel) bei Knieflexion von 0° auf 90° eine Zunahme. Bei extendierender Muskelaktivität ist diese Zunahme weniger ausgeprägt. Der Sulkuswinkel verringert sich bei Knieflexion unter Einfluss von Muskelaktivität etwas deutlicher als ohne. Bei schwerer Gonarthrose kommt es während der Knieflexion zu einer Zunahme des Patella-Tilt und des Patella-Shift nach lateral.

Femoro-tibiale und femoro-patellare Knorpelkontaktflächen

Die Bestimmung der Größen der femoro-tibialen und femoro-patellaren Knorpelkontaktflächen erfolgt durch dreidimensionale Rekonstruktion der Kontaktflächen mittels Triangulierung: Die zu Kontaktflächen gehörenden Volumenelemente werden in den MRT-Datensätzen schichtweise markiert. Aus diesen Markierungen werden abhängig von Auflösung und Schichtdicke des Datensatzes Dreiecke gebildet, die anschließend zu einer Oberfläche zusammengesetzt werden. Die Oberflächengröße wird durch Aufsummieren der Dreiecksflächen berechnet.

Die Ergebnisse zeigen, dass es bei Knieflexion von 0° auf 90° zu einer Verkleinerung der femoro-tibialen Kontaktflächen kommt. Diese Verkleinerung betrifft hauptsächlich das mediale Kompartiment. Die femoro-patellaren Kontaktflächen nehmen dagegen bei Knieflexion deutlich zu. Die Kniegelenke der Arthrose-Patienten weisen in allen Gelenkstellungen deutlich größere femoro-tibiale und femoro-patellare Kontaktflächen auf.

Mit den in der vorliegenden Arbeit entwickelten Bildverarbeitungsmethoden konnte der Einfluss von Knieflexion und Muskelaktivität auf die Biomechanik im Kniegelenk nachgewiesen werden und gezeigt werden, dass es bei schwerer Gonarthrose zu signifikant veränderten biomechanischen Bewegungsmustern im Kniegelenk kommt.

Damit ermöglichen die vorgestellten Methoden eine Objektivierung biomechanischer Veränderungen im Kniegelenk und können so zum Verständnis von Entwicklung und Verlauf von Knieverletzungen und -erkrankungen beitragen.

Literaturverzeichnis

- [1] Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Moller F und Dyhre-Poulsen P: *Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension*. Scand. J. Med. Sci. Sports, 10(2): 58–67, 2000.
- [2] Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoike K und Kuriwaka M: *Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense*. Acta Orthop. Scand., 73(3): 330–334, 2002.
- [3] Amenta N und Bern M: *Surface reconstruction by voronoi filtering*. 14th ACM Symposium on Computation Geometry, 1998.
- [4] Anderson AF, Snyder RB, Federspiel CF und Lipscomb AB: *Instrumented evaluation of knee laxity: a comparison of five arthrometers*. Am. J. Sports Med., 20(2): 135–140, 1992.
- [5] Ando Y, Fukatsu H, Ishigaki T, Aoki I und Yamada T: *Analysis of knee movement with low-field MR equipment – a normal volunteer study*. Radiat. Med., 12(4): 153–160, 1994.
- [6] Asano T, Akagi M, Tanaka K, Tamura J und Nakamura T: *In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique*. Clin. Orthop. Relat. Res., (388): 157–166, 2001.
- [7] Ateshian GA, Kwak SD, Soslowky LJ und Mow VC: *A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods*. J. Biomech., 27(1): 111–124, 1994.
- [8] Balasch H, Schiller M, Friebel H und Hoffmann F: *Evaluation of anterior knee joint instability with the Rolimeter. A test in comparison with manual assessment and measuring with the KT-1000 arthrometer*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 7(4): 204–208, 1999.
- [9] Banks SA, Markovich GD und Hodge WA: *In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties*. J. Arthroplasty, 12(3): 297–304, 1997.
- [10] Barrance PJ, Williams GN, Novotny JE und Buchanan TS: *A method for measurement of joint kinematics in vivo by registration of 3-D geometric models with cine phase contrast magnetic resonance imaging data*. J. Biomech. Eng., 127(5): 829–837, 2005.

- [11] Beard DJ, Murray DW, Gill HS, Price AJ, Rees JL, Alfaro-Adrian J und Dodd CA: *Reconstruction does not reduce tibial translation in the cruciate-deficient knee an in vivo study*. J. Bone Joint Surg. Br., 83(8): 1098–1103, 2001.
- [12] Besier TF, Lloyd DG, Cochrane JL und Ackland TR: *External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers*. Med. Sci. Sports Exerc., 33(7): 1168–1175, 2001.
- [13] Beynnon BD und Amis AA: *In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 6(1): 70–76, 1998.
- [14] Blake A und Yuille A (Herausgeber): *Active Vision*. MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1992.
- [15] Blake A und Isard M (Herausgeber): *Active Contours*. Springer, London, 1998.
- [16] Blankevoort L, Kuiper JH, Huiskes R und Grootenboer HJ: *Articular contact in a three-dimensional model of the knee*. J. Biomech., 24(11): 1019–1031, 1991.
- [17] Boissonnat JD: *Geometric structures for three dimensional shape reconstruction*. ACM Transactions on Graphics, 3: 266–268, 1984.
- [18] Boven F, Bellemans MA, Geurts J und Potvliege R: *A comparative study of the patello-femoral joint on axial roentgenogram, axial arthrogram, and computed tomography following arthrography*. Skeletal Radiol., 8(3): 179–181, 1982.
- [19] Brage ME, Draganich LF, Pottenger LA und Curran JJ: *Knee laxity in symptomatic osteoarthritis*. Clin. Orthop. Relat. Res., 304: 184–189, 1994.
- [20] Bringmann C, Eckstein F, Bonel H, Englmeier KH, Reiser M und Graichen H: *A new in vivo technique for 3-dimensional analysis of the translation of femoral condyles and the menisci responding to antagonistic muscle forces*. Biomed. Tech., 45(10): 258–264, 2000.
- [21] Bronstein IN, Semendjajew KA, Grosche G, Ziegler V und Ziegler D (Herausgeber): *Taschenbuch der Mathematik*. Harri Deutsch, Thun, 1989.
- [22] Brossmann J, Muhle C, Schroder C, Melchert UH, Bull CC, Spielmann RP und Heller M: *Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging*. Radiology, 187(1): 205–212, 1993.
- [23] Burgkart R, Glaser C, Hyhlik-Dürr A, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value*. Arthritis Rheum., 44(9): 2072–2077, 2001.
- [24] Canny J: *A computational approach to edge detection*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6): 679–698, 1986.
- [25] Chew LP: *Constrained delaunay triangulations*. Algorithmica, 4: 97–108, 1989.

- [26] Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC und Beynnon BD: *The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee*. Clin. Orthop. Relat. Res., (356): 111–118, 1998.
- [27] Cohen ZA, McCarthy DM, Kwak SD, Legrand P, Fogarasi F, Ciaccio EJ und Ateshian GA: *Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements*. Osteoarthritis Cartilage, 7(1): 95–109, 1999.
- [28] Cootes TF, Hill A, Taylor CJ und Haslam J: *The Use of Active Shape Models for Locating Structures in Medical Images*. Image and Vision Computing, 12(6): 355–366, 1994.
- [29] Cootes TF, Cooper D, Taylor CJ and Graham J: *Active Shape Models – Their Training and Application*. Computer Vision and Image Understanding, 6(1): 38–59, 1995.
- [30] Cootes TF, Edwards GJ and Taylor CJ: *Active Appearance Models*. In: Burkhardt H und Neumann B (Herausgeber): Proc. European Conference on Computer Vision, 2: 484–498, Springer, 1998.
- [31] Cootes TF and Taylor CJ: *Constrained Active Appearance Models*. Proc. ICCV, 1: 748–754, 2001.
- [32] DeFrate LE, Sun H, Gill TJ, Rubash HE und Li G: *In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models*. J. Biomech., 37(10): 1499–1504, 2004.
- [33] Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA und Gabriel SM: *In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique*. Clin. Orthop. Relat. Res., (331): 107–117, 1996.
- [34] Donahue TL, Hull ML, Rashid MM und Jacobs CR: *A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact*. J. Biomech. Eng., 124(3): 273–280, 2002.
- [35] Donahue TL, Hull ML, Rashid MM und Jacobs CR: *How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint*. J. Biomech., 36(1): 19–34, 2003.
- [36] Draganich LF, Andriacchi TP und Andersson GB: *Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism*. J. Orthop. Res., 5(4): 539–547, 1987.
- [37] Eckstein F, Gavazzeni A, Sittek H, Haubner M, Lösch A, Milz S, Englmeier KH, Schulte E, Putz R und Reiser M: *Determination of knee joint cartilage thickness using three-dimensional magnetic resonance chondro-crassometry (3D MR-CCM)*. Magn. Reson. Med., 36(2): 256–265, 1996.

- [38] Eckstein F, Westhoff J, Sitttek H, Maag KP, Haubner M, Faber S, Englmeier KH und Reiser M: *In vivo reproducibility of three-dimensional cartilage volume and thickness measurements with MR imaging*. Am. J. Roentgenol., 170(3): 593–597, 1998.
- [39] Eckstein F, Stammberger T, Priebisch J, Englmeier KH und Reiser M: *Effect of gradient and section orientation on quantitative analysis of knee joint cartilage*. J. Magn. Reson. Imaging, 11(2): 161–167, 2000.
- [40] Eckstein F, Reiser M, Englmeier KH und Putz R: *In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging – from image to data, from data to theory*. Anat. Embryol., 203(3): 147–173, 2001.
- [41] Edwards GJ, Taylor CJ und Cootes TF: *Interpreting Face Images using Active Appearance Models*. Int. Conf. on Face and Gesture Recognition, 300–305, 1998.
- [42] Elahi S, Cahue S, Felson DT, Engelman L und Sharma L: *The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis*. Arthritis Rheum., 43(8): 1874–1880, 2000.
- [43] Fang TP und Piegl LA: *Algorithm for constrained delaunay triangulation*. The Visual Computer, 10: 255–256, 1994.
- [44] Fellows RA, Hill NA, Gill HS, MacIntyre NJ, Harrison MM, Ellis RE und Wilson DR: *Magnetic resonance imaging for in vivo assessment of three-dimensional patellar tracking*. J. Biomech., 38(8): 1643–1652, 2005.
- [45] Fink C, Genelin A, Benedetto KP, Hoser C und Sperner G: *The treatment of fresh anterior cruciate ligament ruptures in relation to age and level of sports activity*. Schweiz. Z. Med. Traumatol., (1): 26–29, 1994.
- [46] Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF und Warren RF: *An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque*. J. Bone Joint Surg. Am., 64(2): 258–264, 1982.
- [47] Fukui N, Nakagawa T, Murakami S, Hiraoka H und Nakamura K: *A modified system of stress radiography for patellofemoral instability*. J. Bone Joint Surg. Br., 85(8): 1128–1133, 2003.
- [48] Fukuta H, Takahashi S, Hasegawa Y, Ida K und Iwata H: *Passive terminal extension causes anterior tibial translation in some anterior cruciate ligament-deficient knees*. J. Orthop. Sci., 5(3): 192–197, 2000.
- [49] Fuss FK: *Principles and mechanisms of automatic rotation during terminal extension in the human knee joint*. J. Anat., 180(Pt2): 297–304, 1992.
- [50] Georgoulis AD, Pappa L, Moebius U, Malamou-Mitsi V, Pappa S, Papageorgiou CO, Agnantis NJ und Soucacos PN: *The presence of proprioceptive mechanoreceptors in the remnants of the ruptured ACL as a possible source of re-innervation of the ACL autograft*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 9(6): 364–368, 2001.

- [51] Gillquist J und Messner K: *Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis*. Sports Med., 27(3): 143–156, 1999.
- [52] Glasser O: *W. C. Roentgen and the discovery of the Roentgen rays*. AJR Am. J. Roentgenol., 165(5): 1033–1040, 1995.
- [53] Good L, Roos H, Gottlieb DJ, Renstrom PA und Beynnon BD: *Joint position sense is not changed after acute disruption of the anterior cruciate ligament*. Acta Orthop. Scand., 70(2): 194–198, 1999.
- [54] Goodfellow J und O'Connor J: *The mechanics of the knee and prosthesis design*. J. Bone Joint Surg. Br., 60-B(3): 358–369, 1978.
- [55] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Heuck A, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *A technique for determining the spatial relationship between the rotator cuff and the subacromial space in arm abduction using MRI and 3D image processing*. Magn. Reson. Med., 40(4): 640–643, 1998.
- [56] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Heuck A, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *An MR-based technique for determination of the subacromial space width in subjects with and without shoulder muscle activity*. Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., 137(1): 2–6, 1999a.
- [57] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *Subacromial space width changes during abduction and rotation – a 3-D MR imaging study*. Surg. Radiol. Anat., 21(1): 59–64, 1999b.
- [58] Graichen H, Springer V, Flaman T, Stammberger T, Glaser C, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *Validation of high-resolution water-excitation magnetic resonance imaging for quantitative assessment of thin cartilage layers*. Osteoarthritis Cartilage, 8(2): 106–114, 2000a.
- [59] Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Haubner M, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *Magnetic resonance-based motion analysis of the shoulder during elevation*. Clin. Orthop. Relat. Res., 370: 154–163, 2000b.
- [60] Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Englmeier KH, Reiser M und Eckstein F: *Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder – a 3D open-MRI study*. J. Biomech., 33(5): 609–613, 2000c.
- [61] Gross SM, Carcia CR, Gansneder BM und Shultz SJ: *Rate of force application during knee arthrometer testing affects stiffness but not displacement measurements*. J. Orthop. Sports Phys. Ther., 34(3): 132–139, 2004.
- [62] Handels H: *Medizinische Bildverarbeitung*. Teubner, Stuttgart, 2000.
- [63] Harrison MM, Cooke TD, Fisher SB und Griffin MP: *Patterns of knee arthrosis and patellar subluxation*. Clin. Orthop. Relat. Res., (309): 56–63, 1994.
- [64] Heegaard JH, Leyvraz PF und Hovey CB: *A computer model to simulate patellar biomechanics following total knee replacement: the effects of femoral component alignment*. Clin. Biomech., 16(5): 415–423, 2001.

- [65] Henche HR, Kunzi HU und Morscher E: *The areas of contact pressure in the patello-femoral joint*. Int. Orthop., 4(4): 279–281, 1981.
- [66] Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V und Freeman MA: *Tibio-femoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI*. J. Bone Joint Surg. Br., 82(8): 1196–1198, 2000.
- [67] Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Welsch F, Vogl T und Graichen H: *Patella kinematics and patello-femoral contact areas in patients with genu varum and mild osteoarthritis*. Clin. Biomech., 19(7): 704–710, 2004.
- [68] Hinterwimmer S, Gotthardt M, von Eisenhart-Rothe R, Sauerland S, Siebert M, Vogl T, Eckstein F und Graichen H: *In vivo contact areas of the knee in patients with patellar subluxation*. J. Biomech., 38(10): 2095–2101, 2005.
- [69] Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP und D'Ambrosia R: *Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction*. Am. J. Sports Med., 20(3): 299–306, 1992.
- [70] Hollis JM, Takai S, Adams DJ, Horibe S und Woo SL: *The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study*. J. Biomech. Eng., 113(2): 208–214, 1991.
- [71] Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW und Lupichuk AG: *The axes of rotation of the knee*. Clin. Orthop. Relat. Res., (290): 259–268, 1993.
- [72] Hsieh YF, Draganich LF, Ho SH und Reider B: *The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on the contact characteristics of the patellofemoral joint*. Am. J. Sports Med., 30(1): 121–127, 2002.
- [73] Huberti HH und Hayes WC: *Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact*. J. Bone Joint Surg. Am., 66(5): 715–724, 1984.
- [74] Huiskes R, Kremers J, de Lange A, Woltring HJ, Selvik G und van Rens TJ: *Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee-joint geometry*. J. Biomech., 18(8): 559–570, 1985.
- [75] Huiskes R und Blankevoort L: *Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes: Ein dreidimensionales Problem*. In: Jacob RP und Stäubli HU (Herausgeber): Kniegelenk und Kreuzbänder, 96–115, Springer, Berlin, 1990.
- [76] Hyhlik-Dürr A, Faber S, Burgkart R, Stammberger T, Maag KP, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F: *Precision of tibial cartilage morphometry with a coronal water-excitation MR sequence*. Eur. Radiol., 10(2): 297–303, 2000.
- [77] Ikeuchi K, Sakoda H, Sakaue R, Tsuji K und Tomita N: *A new method for accurate measurement of displacement of the knee menisci*. Proc. Inst. Mech. Eng., 212(3): 183–188, 1998.
- [78] Iwaki H, Pinskerova V und Freeman MA: *Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee*. J. Bone Joint Surg. Br., 82(8): 1189–1195, 2000.

- [79] Jägemann S und Jägemann V: *Measuring the cartilage thickness in the patellar gliding articulation with ultrasound – method and value*. Sportverletz. Sport-schaden, 6(2): 58–63, 1992.
- [80] Kass M, Witkin A und Terzopoulos D: *Snakes: Active contour models*. Int. J. Comput. Vision, 1(4): 321–331, 1988.
- [81] Kellgren JH und Lawrence JS: *Radiological assessment of osteoarthritis*. Ann. Rheum. Dis., 16(4): 494–502, 1957.
- [82] Koh TJ, Grabiner MD und de Swart RJ: *In vivo tracking of the human patella*. J. Biomech., 25(6): 637–643, 1992.
- [83] Kowalk DL, Wojtys EM, Disher J und Loubert P: *Quantitative analysis of the measuring capabilities of the KT-1000 knee ligament arthrometer*. Am. J. Sports Med., 21(5): 744–747, 1993.
- [84] Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P und Fischer-Rasmussen T: *Cruciate ligament reflexes*. J. Electromyogr. Kinesiol., 12(3): 177–182, 2002.
- [85] Kubein-Meesenburg D, Nägerl H und Fanghanel J: *Elements of a general theory of joints. 5. Basic mechanics of the knee*. Anat. Anz., 173(3): 131–142, 1991.
- [86] Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Cotta H und Fanghanel J: *Biomechanical principles in diarthroses and synarthroses. I: Basic concepts in diarthroses*. Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., 131(2): 97–104, 1993.
- [87] Kvist J und Gillquist J: *Anterior tibial translation during eccentric, isokinetic quadriceps work in healthy subjects*. Scand. J. Med. Sci. Sports, 9(4): 189–194, 1999.
- [88] Laurin CA, Levesque HP, Dussault R, Labelle H und Peides JP: *The abnormal lateral patellofemoral angle: a diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation*. J. Bone Joint Surg. Am., 60(1): 55–60, 1978.
- [89] Lee TQ, Gerken AP, Glaser FE, Kim WC und Anzel SH: *Patellofemoral joint kinematics and contact pressures in total knee arthroplasty*. Clin. Orthop. Relat. Res., 340: 257–266, 1997.
- [90] Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E und Reppes R: *Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer, Berlin, 1997.
- [91] Lehmann T (Herausgeber), Hiltner H und Handels H: *Medizinische Bildverarbeitung*. In: Handbuch der Medizinischen Informatik, 361–424. Carl Hanser, München, 2005.
- [92] Leitner F und Cinquin P: *From splines and snakes to snakes splines*. In: Geometric Reasoning: From Perception to Action, LNCS, 264–281, Springer, 1993.

- [93] Lerner AL, Tamez-Pena JG, Houck JR, Yao J, Harmon HL, Salo AD und Totterman SM: *The use of sequential MR image sets for determining tibiofemoral motion: reliability of coordinate systems and accuracy of motion tracking algorithm.* J. Biomech. Eng., 125(2): 246–253, 2003.
- [94] Li G, Gil J, Kanamori A und Woo SL: *A validated three-dimensional computational model of a human knee joint.* J. Biomech. Eng., 121(6): 657–662, 1999.
- [95] Lorensen WE und Cline HE: *Marching cubes: A high resolution 3-D surface construction algorithm.* ACM Comput. Graph., 21(4): 163–169, 1987.
- [96] MacWilliams BA, Wilson DR, DesJardins JD, Romero J und Chao EY: *Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion.* J. Orthop. Res., 17(6): 817–822, 1999.
- [97] Markolf KL, Mensch JS und Amstutz HC: *Stiffness and laxity of the knee – the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study.* J. Bone Joint Surg. Am., 58(5): 583–594, 1976.
- [98] Markolf KL, Kochan A und Amstutz HC: *Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament.* J. Bone Joint Surg. Am., 66(2): 242–252, 1984.
- [99] Marr D und Hildreth E: *Theory of edge detection.* Proc. R. Soc. London, B 207: 187–217, 1980.
- [100] McInerney T und Terzopoulos D: *Deformable models in medical image analysis: A survey.* Medical Image Analysis, 1(2): 91–108, 1996.
- [101] McLean SG, Myers PT, Neal RJ und Walters MR: *A quantitative analysis of knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver. Implications for non-contact anterior cruciate ligament injury.* Bull Hosp. Jt. Dis., 57(1): 30–38, 1998.
- [102] Menet S, Saint-Marc P und Medioni G: *Active contour models: Overview, implementation and applications.* Int. Conf. Systems, Man and Cybernetics, 212: 194–199, 1990.
- [103] Menschik A: *Mechanics of the knee-joint. 1.* Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., 112(3): 481–495, 1974.
- [104] Metaxas D: *Physics Based Deformable Models.* Kluwer Academic Publisher, Boston, 1996.
- [105] Meyberg K und Vachenauer P: *Höhere Mathematik.* Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1990.
- [106] Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ und Chao EY: *Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics.* J. Orthop. Res., 19(5): 834–840, 2001.

- [107] Modest VE, Murphy MC und Mann RW: *Optical verification of a technique for in situ ultrasonic measurement of articular cartilage thickness*. J. Biomech., 22(2): 171–176, 1989.
- [108] Morneburg H (Herausgeber): *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Publicis MCD, Erlangen, 1995.
- [109] Motohashi M: *Profile of bilateral anterior cruciate ligament injuries: a retrospective follow-up study*. J. Orthop. Surg., 12(2): 210–215, 2004.
- [110] Muhle C, Brossmann J und Heller M: *Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint*. Eur. Radiol., 9(3): 508–518, 1999.
- [111] Munk PL: *Magnetic resonance imaging of the knee: an overview*. Can. Assoc. Radiol. J., 40(6): 296–303, 1989.
- [112] Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Cotta H und Fanghanel J: *Biomechanical principles of diarthroses and synarthroses. III: Mechanical aspects of the tibiofemoral joint and role of the cruciate ligaments*. Z. Orthop. Ihre Grenzgeb., 131(5): 385–396, 1993.
- [113] Neider J, Davis T und Woo M: *OpenGL Programming Guide*. Addison-Wesley, New York, 1994.
- [114] O'Connor JJ, Shercliff TL, Biden E und Goodfellow JW: *The geometry of the knee in the sagittal plane*. Proc. Inst. Mech. Eng., 203(4): 223–233, 1989.
- [115] Pandy MG, Sasaki K und Kim S: *A Three-Dimensional Musculoskeletal Model of the Human Knee Joint. Part 1: Theoretical Construct*. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., 1(2): 87–108, 1998.
- [116] Patel VV, Hall K, Ries M, Lindsey C, Ozhinsky E, Lu Y und Majumdar S: *Magnetic resonance imaging of patellofemoral kinematics with weight-bearing*. J. Bone Joint Surg. Am., 85-A(12): 2419–2424, 2003.
- [117] Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, Lu Y und Majumdar S: *A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics*. J. Orthop. Res., 22(2): 283–292, 2004.
- [118] Pennock GR und Clark KJ: *An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee*. J. Biomech., 23(12): 1209–1218, 1990.
- [119] Penrose JM, Holt GM, Beaugonin M und Hose DR: *Development of an accurate three-dimensional finite element knee model*. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., 5(4): 291–300, 2002.
- [120] Perie D und Hobatho MC: *In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non-linear finite element analysis*. Clin. Biomech., 13(6): 394–402, 1998.

- [121] Pinar H, Akseki D, Genc I und Karaoglan O: *Kinematic and dynamic axial computerized tomography of the normal patellofemoral joint*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 2(1): 27–30, 1994a.
- [122] Pinar H, Akseki D, Karaoglan O und Genc I: *Kinematic and dynamic axial computed tomography of the patello-femoral joint in patients with anterior knee pain*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 2(3): 170–173, 1994b.
- [123] Pinskerova V, Iwaki H und Freeman MA: *The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee*. Orthopäde, 29(1): 3–5, 2000.
- [124] Putz R: *Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks*. Radiologe, 35(2): 77–86, 1995.
- [125] Ramsey DK und Wretenberg PF: *Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint*. Clin. Biomech., 14(9): 595–611, 1999.
- [126] Reiser M und Semmler W (Herausgeber): *Magnetresonanztomographie*. Springer, Berlin, 1997.
- [127] Reuben JD, Rovick JS, Schragger RJ, Walker PS und Boland AL: *Three-dimensional dynamic motion analysis of the anterior cruciate ligament deficient knee joint*. Am. J. Sports Med., 17(4): 463–471, 1989.
- [128] Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ und Snyder-Mackler L: *Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization*. J. Electromyogr. Kinesiol., 8(6): 349–362, 1998.
- [129] Sakane M, Livesay GA, Fox RJ, Rudy TW, Runco TJ und Woo SL: *Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 7(2): 93–97, 1999.
- [130] Salsich GB, Ward SR, Terk MR und Powers CM: *In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free*. Clin. Orthop. Relat. Res., 417: 277–284, 2003.
- [131] Schmid MR, Hodler J, Cathrein P, Duewell S, Jacob HA und Romero J: *Is impingement the cause of jumper's knee? Dynamic and static magnetic resonance imaging of patellar tendinitis in an open-configuration system*. Am. J. Sports Med., 30(3): 388–395, 2002.
- [132] Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M und Wesker K (Herausgeber): *Prometheus – Lernatlas der Anatomie*. Thieme, 2004.
- [133] Schutzer SF, Ramsby GR und Fulkerson JP: *The evaluation of patellofemoral pain using computerized tomography. A preliminary study*. Clin. Orthop. Relat. Res., (204): 286–293, 1986.

- [134] Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E und Dunlop DD: *The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis*. JAMA, 286(2): 188–195, 2001.
- [135] Sheehan FT, Zajac FE und Drace JE: *In vivo tracking of the human patella using cine phase contrast magnetic resonance imaging*. J. Biomech. Eng., 121(6): 650–656, 1999.
- [136] Smidt GL: *Biomechanical analysis of knee flexion and extension*. J. Biomech., 6(1): 79–92, 1973.
- [137] Solloway S, Taylor CJ, Hutchinson CE und Waterton JC: *Quantification of Articular Cartilage from MR Images Using Active Shape Models*. ECCV, 1: 400–411, 1996.
- [138] Solloway S, Hutchinson CE, Waterton JC und Taylor CJ: *The use of active shape models for making thickness measurements of articular cartilage from MR images*. Magn. Reson. Med., 37(6): 943–952, 1997.
- [139] Stähler A, Glaser C und Reiser M: *Musculoskeletal MR: knee*. Eur. Radiol., 10(2): 230–241, 2000.
- [140] Stammberger T, Eckstein F, Michaelis M, Englmeier KH und Reiser M: *Interobserver reproducibility of quantitative cartilage measurements: comparison of B-spline snakes and manual segmentation*. Magn. Reson. Imaging, 17(7): 1033–1042, 1999a.
- [141] Stammberger T, Eckstein F, Englmeier KH und Reiser M: *Determination of 3D cartilage thickness data from MR imaging: computational method and reproducibility in the living*. Magn. Reson. Med., 41(3): 529–536, 1999b.
- [142] Stammberger T: *Entwicklung von Bildverarbeitungsmethoden zur quantitativen Analyse des Gelenkknorpels in der Magnetresonanztomographie*. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München, 1999c.
- [143] Steele JR und Brown JM: *Effects of chronic anterior cruciate ligament deficiency on muscle activation patterns during an abrupt deceleration task*. Clin. Biomech., 14(4): 247–257, 1999.
- [144] Steiner ME, Koskinen SK, Winalski CS, Martin SD und Haymen M: *Dynamic lateral patellar tilt in the anterior cruciate ligament-deficient knee. A magnetic resonance imaging analysis*. Am. J. Sports Med., 29(5): 593–599, 2001.
- [145] Taine M und Herment A: *Extraction of heart and vessel walls on ultrasound images using snake-splines*. SPIE, 2434: 29–35, 1993.
- [146] Takai S, Woo SL, Livesay GA, Adams DJ und Fu FH: *Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament*. J. Orthop. Res., 11(5): 686–695, 1993.

- [147] Tennant S, Williams A, Vedi V, Kinmont C, Gedroyc W und Hunt DM: *Patello-femoral tracking in the weight-bearing knee: a study of asymptomatic volunteers utilising dynamic magnetic resonance imaging: a preliminary report*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 9(3): 155–162, 2001.
- [148] Terzopoulos D und Fleischer K: *Deformable models*. The Visual Computer, 4(6): 306–331, 1988a.
- [149] Terzopoulos D, Witkin A und Kass M: *Constraints on deformable models: recovering 3D shape and nonrigid motion*. Artif. Intelligence, 36(1): 91–123, 1988b.
- [150] Todo S, Kadoya Y, Moilanen T, Kobayashi A, Yamano Y, Iwaki H und Freeman MA: *Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion*. Clin. Orthop. Relat. Res., (362): 162–170, 1999.
- [151] Torzilli PA, Deng X und Warren RF: *The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee*. Am. J. Sports Med., 22(1): 105–112, 1994.
- [152] van Eimeren W, Englmeier KH, Haubner M und Löscher A: *Der virtuelle Mensch. Techniken – Erwartungen – Analysen*. Materialien zur Gesundheitsforschung, Wirtschaftsverlag NW, 1996.
- [153] Vergis A und Gillquist J: *Sagittal plane translation of the knee during stair walking. Comparison of healthy and anterior cruciate ligament-deficient subjects*. Am. J. Sports Med., 26(6): 841–846, 1998.
- [154] Vincent L und Soille P: *Watersheds in digital spaces an efficient algorithm based on immersion simulation*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(6): 583–598, 1991.
- [155] von Eisenhart-Rothe R, Jäger A, Englmeier KH, Vogl TJ und Graichen H: *Relevance of arm position and muscle activity on three-dimensional glenohumeral translation in patients with traumatic and atraumatic shoulder instability*. Am. J. Sports Med., 30(4): 514–522, 2002.
- [156] von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Bringmann C, Vogl T, Englmeier KH und Graichen H: *A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint*. J. Biomech., 37(6): 927–934, 2004a.
- [157] von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Siebert M, Reiser M, Englmeier KH, Eckstein F und Graichen H: *Femoro-tibial and menisco-tibial translation patterns in patients with unilateral anterior cruciate ligament deficiency – a potential cause of secondary meniscal tears*. J. Orthop. Res., 22(2): 275–282, 2004b.
- [158] Wada M, Imura S, Baba H und Shimada S: *Knee laxity in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis*. Br. J. Rheumatol., 35(6): 560–563, 1996.
- [159] Wagner M und Schabus R: *Funktionelle Anatomie des Kniegelenks*. Springer, Berlin, 1982.

- [160] Walker PS und Erkman MJ: *The role of the menisci in force transmission across the knee*. Clin. Orthop. Relat. Res., (109): 184–192, 1975.
- [161] Wilson DR, Feikes JD und O'Connor JJ: *Ligaments and articular contact guide passive knee flexion*. J. Biomech., 31(12): 1127–1136, 1998.
- [162] Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A und Struben P: *A three-dimensional mathematical model of the knee-joint*. J. Biomech., 13(8): 677–685, 1980.
- [163] World Health Organisation: *The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millenium*. WHO technical report series, 919, Genf, 2003.
- [164] Wu JZ, Herzog W und Epstein M: *Joint contact mechanics in the early stages of osteoarthritis*. Med. Eng. Phys., 22(1): 1–12, 2000.
- [165] Yoshioka Y, Siu D und Cooke TD: *The anatomy and functional axes of the femur*. J. Bone Joint Surg. Am., 69(6): 873–880, 1987.
- [166] Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA und Cooke TD: *Tibial anatomy and functional axes*. J. Orthop. Res., 7(1): 132–137, 1989.

Persönliches Literaturverzeichnis

Veröffentlichungen

Hinterwimmer S, Gotthardt M, von Eisenhart-Rothe R, Sauerland S, Siebert M, Vogl T, Eckstein F und Graichen H: *In vivo contact areas of the knee in patients with patellar subluxation*. J. Biomech., 38(10): 2095–2101, 2005.

McWalter EJ, Wirth W, Siebert M, von Eisenhart-Rothe R, Hudelmaier M, Wilson DR und Eckstein F: *Use of novel interactive input devices for segmentation of articular cartilage from magnetic resonance images*. Osteoarthritis Cartilage, 13(1): 48–53, 2005.

Siebert M, Jovanovic A, Eckstein F, Graichen H und Englmeier KH: *Quantitative in vivo Analyse fragmentierter Gelenkknorpel mit der MRT*. In: Tolxdorff T, Braun J, Handels H, Horsch A und Meinzer HP (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin 2004: Algorithmen – Systeme – Anwendungen: 1–4*, Springer, Berlin, 2004.

Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Welsch F, Vogl T und Graichen H: *Patella kinematics and patello-femoral contact areas in patients with genu varum and mild osteoarthritis*. Clin. Biomech. (Bristol, Avon), 19(7): 704–710, 2004.

von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Bringmann C, Vogl T, Englmeier KH und Graichen H: *A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint*. J. Biomech., 37(6): 927–934, 2004a.

von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Siebert M, Reiser M, Englmeier KH, Eckstein F und Graichen H: *Femoro-tibial and menisco-tibial translation patterns in patients with unilateral anterior cruciate ligament deficiency – a potential cause of secondary meniscal tears*. J. Orthop. Res., 22(2): 275–282, 2004b.

Fill UA, Zankl M, Petoussi-Henss N, Siebert M und Regulla D: *Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection*. Health Phys., 86(3): 253–272, 2004.

Englmeier KH, Hellwig G, Griebel J, Delorme S, Siebert M und Brix G: *Morphofunctional visualization of dynamic MR-mammography*. Medinfo., 11(Pt 2): 838–841, 2004.

Siebert M, Englmeier KH, von Eisenhart-Rothe R, Graichen H und Vogl T: *Determination of 3D kinematics of knee joints: a new in vivo technique*. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, Doi K und Reiber JHC (Herausgeber): *CARS Computer Assisted Radiology and Surgery 2003, Proceedings*, 1256: 1343, Elsevier, London, 2003.

Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Putz R, Eckstein F, Vogl T und Graichen H: *Influence of adducting and abducting muscle forces on the subacromial space width*. Med. Sci. Sports Exerc., 35(12): 2055–2059, 2003.

Englmeier KH, Hellwig G, Griebel J, Delorme S, Siebert M und Brix G: *Morphofunctional visualization of MR-mammography in virtual reality*. Stud. Health Technol. Inform., 95: 27–32, 2003a.

Englmeier KH, Hellwig G, Griebel J, Delorme S, Siebert M und Brix G: *Dynamic MR-mammography in virtual reality*. Stud. Health Technol. Inform., 94: 72–78, 2003b.

Siebert M, Englmeier KH, von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Eckstein F, Bonel H, Reiser M und Graichen H: *New in vivo method for three dimensional biomechanical analysis of knee joints*. In: EMBEC Medical and Biological Engineering Conference 2002, IFMBE Proceedings: 1, 290–291, Wien, 2002a.

Siebert M, Englmeier KH, von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Eckstein F, Bonel H, Reiser M und Graichen H: *Magnetic resonance based biomechanical analysis of the knee joint*. In: CARS Computer Assisted Radiology and Surgery 2002, Proceedings: 1030, Springer, Berlin, 2002b.

Siebert M, Englmeier KH, von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Eckstein F, Bonel H, Reiser M und Graichen H: *Eine neue In-vivo-Methode zur dreidimensionalen Analyse femoraler Bewegungen im Kniegelenk*. In: Meiler M, Saupe D, Kruggel F, Handels H und Lehmann T (Herausgeber): *Bildverarbeitung für die Medizin 2002: Algorithmen – Systeme – Anwendungen*: 153–156, Springer, Berlin, 2002c.

Siebert M, Englmeier KH, von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Eckstein F, Bonel H, Reiser M und Graichen H: *System for three dimensional biomechanical analysis of joints*. In: SPIE Medical Imaging 2002, Proceedings: 4683, 476–483, San Diego, 2002d.

Hellwig G, Brix G, Griebel J, Lucht R, Delorme S, Siebert M und Englmeier KH: *Dynamic MR mammography: three-dimensional real-time visualization of contrast enhancement in virtual reality*. Acad. Radiol., 9(11): 1255–1263, 2002.

Englmeier KH, Siebert M, Stammberger T, von Eisenhardt-Rothe R, Graichen H, Eckstein F und Reiser M: *Quantitative image analysis of the cartilage in Virtual Reality*. Stud. Health Technol. Inform., 85: 141–143, 2002.

Siebert M, Englmeier KH und Rust GF: *Automatische Navigationspfadbestimmung für die virtuelle Koloskopie*. In: Handels H, Horsch A, Lehmann T und Meinzer HP: *Bildverarbeitung für die Medizin 2001: Algorithmen – Systeme – Anwendungen*: 29–33, Springer, Berlin, 2001.

Englmeier KH, Griebel J, Lucht R, Knopp M, Siebert M und Brix G: *Dynamic MR mammography. Multidimensional visualization of contrast medium enhancement in virtual reality*. Radiologe, 40(3): 262–266, 2000.

Tirsch WS, Keidel M, Siebert M, Perz S, Doktor L und Diener HC: *Nonlinear analysis of heart rate for objective assessment of cardiac autonomic dysfunction after craniocerebral trauma*. Biomed. Tech., 43(3): 145–148, 1998.

Wissenschaftliche Preise

Posterpreise

von Eisenhart-Rothe R, Hinterwimmer S, Siebert M, Vogl T und Graichen H: *MR-basierte 3-D-In-vivo-Analyse der Patella-Kinematik und patello-femorale Kontaktflächen bei vorderer Kreuzbandinsuffizienz*. Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie, DGU 2004.

Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Jäger A, Siebert M, Vogl T und Graichen H: *Knorpelstatus und Biomechanik am Kniegelenk bei Feizeitsportlern mit beginnender Varusgonarthrose*. Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin, GOTS 2004.

von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Vogl T und Graichen H: *In vivo Analyse der 3D Patellakinematik und Kontaktflächen in unterschiedlichen Kniestellungen mittels MR-basierter Techniken*. Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin, GOTS 2003.

Siebert M, Englmeier KH, von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Eckstein F, Bonel H, Reiser M und Graichen H: *Magnetic resonance based biomechanical analysis of the knee joint*. Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2002.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Karl-Hans Englmeier, kommissarischer Leiter des Instituts für Medizinische Informatik des GSF-Forschungszentrums in München, für die intensive Betreuung der Arbeit. Er hat mit seinem Engagement und seiner Begeisterung wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen. Mit seiner Unterstützung konnte ich meine Arbeit auf internationalen Tagungen mit anderen Forschern diskutieren und dabei wertvolle Erfahrungen sammeln.

Ebenso danken möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. Reinhard Putz, Vorstand der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München, der es mir ermöglichte, die Arbeit in enger Kooperation mit der Anatomischen Anstalt durchzuführen.

Herrn Prof. Dr. med. Felix Eckstein danke ich dafür, dass er mir die Möglichkeit gegeben hat, dieses interessante Thema zu bearbeiten. Seine konstruktiven Fragestellungen prägten entscheidend die Richtung dieser Arbeit.

Herzlich danken möchte ich auch Herrn Dr. med. Stefan Hinterwimmer für seine fortwährend geduldige und freundliche Hilfe. Seine fachliche Kompetenz und zahlreiche Diskussionen haben mir tiefe Einblicke in die klinische Praxis ermöglicht.

Herrn Prof. Dr. med. Heiko Graichen und Herrn Dr. med. Rüdiger von Eisenhart-Rothe danke ich für fruchtbare Zusammenarbeit, aus der viele interessante Projekte hervorgegangen sind.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Markus Siebert
Geburtsdatum: 17. September 1969
Geburtsort: München
Nationalität: Deutscher
Familienstand: ledig, keine Kinder

Schule

1976 – 1980 Grundsule Grünwald / Gauting
1980 – 1989 Otto-von-Taube-Gymnasium Gauting, Abitur

Studium

1990 – 1998 Elektrotechnik und Informationstechnik an der Technischen Universität München
1998 Diplom in Elektrotechnik und Informationstechnik

Beruflicher Werdegang

1999 – 2005 Nachwuchswissenschaftler am Institut für Medizinische Informatik des GSF-Forschungszentrums für Umwelt und Gesundheit in München-Neuherberg
2000 – 2004 Wissenschaftliche Tätigkeiten in enger Kooperation mit der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München