

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg
Direktor: Prof. Dr. med. M. Rudert**

**Landmarkenanalyse zur Implantation der Tibia-Komponente einer
LCS® Knie-Totalendoprothese unter Nutzung einer
kernspintomographischen 3D-Bild-Analyse**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Akio Sakaki
aus Akita, Japan**

Würzburg, April 2011

Referent: Prof. Dr. M. Rudert

Korreferent: Prof. Dr. W. Kenn

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 28.03.2012

Der Promovend ist Arzt.

Inhaltsverzeichnis

Verzeichnis der Tabellen, Abbildungen und Diagramme	iii
Kapitel 1: Einführung in die Studie.....	1
1.1 Hintergrund der Studie	1
1.1.1 Epidemiologie der Knie-Endoprothese.....	1
1.1.2 Sozioökonomische Gesichtspunkte	1
1.1.3 Implantationstechnik.....	1
1.1.3.1 Femur-first Technik.....	2
1.1.3.2 Tibia-first Technik.....	2
1.1.4 Operationstechnik nach der Tibia-first Technik	2
1.1.4.1. Allgemeine Operationsschritte	2
1.1.4.2 Intramedulläre oder extramedulläre Ausrichtung des tibialen Resektionsblocks.....	4
1.1.5 Computer Navigation	4
1.1.6 Varus-Valgusalignment.....	6
1.1.7 Fazit zum aktuellen Stand der Implantation der tibialen Komponente	6
1.2 Studienziel	7
Kapitel 2: Studienpatienten, Material und Methoden	9
2.1 Patienten	9
2.1.1 Einschlusskriterien	9
2.1.2 Ausschlusskriterien	9
2.1.3 Patientenkollektiv	10
2.2 Material: LCS®-Knie-Totalendoprothese	10
2.3 Studiendesign.....	11
2.4 Präoperative Untersuchung.....	12
2.4.1 Klinischer Score: Knee Society Clinical Rating System nach Insall.....	12
2.4.2 Radiologische Untersuchung: a.p.-Ganzbeinaufnahme.....	14
2.4.3 Kernspintomographische Messung	15
2.4.3.1 Prinzip der MRT Bild-Analyse	15
2.4.3.2 MRT-Aufnahme und Lagerung der Probanden.....	16
2.4.3.3 Bild-Analyse.....	17
2.5 Operation	25
2.6 Postoperative Nachkontrolle.....	25
2.7 Statistische Vorgehensweise.....	26
Kapitel 3: Ergebnis.....	27
3.1 Präoperative Untersuchungen.....	27

3.1.1 Präoperativer klinischer Score: Knee Society Clinical Rating System nach Insall .	27
3.1.2 Präoperative a.p.- Ganzbeinstandaufnahme	27
3.1.3 Kernspintomographische Bild-Analyse	28
3.1.3.1 Auswertung der MRT-Bild-Analyse	28
3.1.3.1.1. Intra-Beobachter-Reliabilität der Messung	28
3.1.3.1.2 Gesamtauswertung der MRT-Bild-Analyse	29
3.1.3.1.3 MRT-Bild-Analyse der Varus-Gruppe	30
3.1.3.1.4 MRT-Bild-Analyse der physiologischen Gruppe	31
3.1.3.1.5 MRT-Bild-Analyse der Valgus-Gruppe	33
3.1.3.2. Verhältnis zwischen horizontalem Abstand zur idealen Implantationsachse und der Beinachsendeivation	34
3.2 Einteilung der Operationen nach den genutzten anatomischen Landmarken.....	36
3.3 Postoperative Nachkontrolluntersuchungen	37
3.3.1 Postoperativer klinischer Score: Knee Society Clinical Rating System nach Insall	37
3.3.2 Korrelation zwischen den postoperativen Knee-Scores und dem Body-Mass-Index	38
3.3.3 Postoperative a.p.-Ganzbeinstandaufnahme	39
3.3.3.1 Gesamtauswertung der postoperativen Beinachse	39
3.3.3.2 Vergleich der postoperativen Beinachse in Abhängigkeit von der intraoperativen Landmarke.....	40
3.3.3.3. Korrelation zwischen dem präoperativen Body-Mass-Index und der postoperativen Achsausrichtung	41
Kapitel 4: Diskussion	42
4.1. Einordnung der Studienergebnisse in die aktuelle Literatur.....	42
4.2 Schlussfolgerungen aus der MRT-Bild-Analyse	43
4.2.1 Streuung der Einzeldaten der MRT-Bildanalyse	43
4.2.2 Intra-Beobachter-Reliabilität	43
4.2.3 Lage der Struktur in Abhängigkeit zur präoperativen Beinachsenstellung	44
4.3 Folgerungen aus den postoperativen Ergebnissen	44
4.3.1 Postoperative Knee-Score	44
4.3.2 Postoperative Achsenbestimmung	46
4.4 Intraoperative Reproduzierbarkeit	47
4.5 Kosten- und Zeitaufwand	48
4.6 Limitationen der Studie	48
4.7 Desiderata /Forschungsperspektiven	49
Kapitel 5: Zusammenfassung der Studie	50
Literaturverzeichnis.....	51

Verzeichnis der Tabellen, Abbildungen und Diagramme

Tabellen

Tabelle 2.1	Biologische Parameter der Studienpatienten (n=29)
Tabelle 2.2	Clinical Rating System of the Knee Society nach Insall (Tabelle übersetzt aus (37))
Tabelle 3.1	Durchschnittswerte des präoperativen Knee-Scores
Tabelle 3.2	Durchschnittswerte der präoperativen Beinachse
Tabelle 3.3	Intra-Class-Correlation der MRT-Bild-Analyse
Tabelle 3.4	Gesamtauswertung der MRT-Bild-Analyse
Tabelle 3.5	Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der Gesamtauswertung
Tabelle 3.6	MRT-Bild-Analyse der Varus-Gruppe
Tabelle 3.7	Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der Varus-Gruppe
Tabelle 3.8	MRT-Bild-Analyse der physiologischen Gruppe
Tabelle 3.9	Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der physiologischen Gruppe
Tabelle 3.10	MRT-Bild-Analyse der Valgus-Gruppe
Tabelle 3.11	Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der Valgus-Gruppe
Tabelle 3.12	Durchschnittswerte des postoperativer Score und die Differenz zu den präoperativen Scores
Tabelle 3.13	Durchschnittswerte der postoperativen Beinachse
Tabelle 3.14	Postoperative Beinachse nach der Gruppeneinteilung
Tabelle 3.15	Signifikanz-Test der postoperativen Beinachsendeivation nach Gruppenteilung
Tabelle 4.1	Postoperative klinische Scores im Vergleich

Abbildungen

Abb. 2.1	Outline der Studie
Abb. 2.2	Ganzbeinstandaufnahme nach Moreland (Abbildung aus (47) übersetzt und modifiziert)
Abb. 2.3	Schematische Darstellung der X-, Y- und Z-Achse bei der MRT-Aufnahme
Abb. 2.4	Bestimmung des Mittelpunkts am Tibia-Plateau
Abb. 2.5	Bestimmung des Mittelpunkts am Talus
Abb. 2.6	Schematische Darstellung des Kippens der X-, Y- und Z-Achse
Abb. 2.7	Übereinstimmung der Z'-Achse mit der TT'-Linie in einer X'Y'-Schichtaufnahme
Abb. 2.8	Theoretische Erklärung der Lagebeziehung
Abb. 2.9	a.p.-Translation der Z'-Achse
Abb. 2.10	Messung der Sehne des M. tibialis ant.
Abb. 2.11	Messung der Tibiavorderkante
Abb. 2.12	Messung des Intermetatarsalraums I

Diagramme

- Diagramm 3.1 Präoperative Verteilung der Tibiofemoral-Winkel
- Diagramm 3.2 Gesamtauswertung der MRT-Bild-Analyse
- Diagramm 3.3 MRT-Bild-Analyse der Varus-Gruppe
- Diagramm 3.4 MRT-Bild-Analyse der physiologischen Gruppe
- Diagramm 3.5 MRT-Bild-Analyse der Valgus-Gruppe
- Diagramm 3.6 Verhältnis zwischen horizontalem Abstand der Sehne des M. tibialis ant. zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachse
- Diagramm 3.7 Verhältnis zwischen horizontalem Abstand der Tibiavorderkante zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachse
- Diagramm 3.8 Verhältnis zwischen horizontalem Abstand des Intermetatarsalraums I zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachse
- Diagramm 3.9 Vergleich der prä- und postoperativen klinischen Scores
- Diagramm 3.10 Vergleich der prä- und postoperativen Knee-Scores
- Diagramm 3.11 Vergleich der prä- und postoperativen Functional-Scores
- Diagramm 3.12 Verhältnis zwischen der postoperativen Knee-Scores und dem BMI
- Diagramm 3.13 Verhältnis zwischen des Funcional-Scores und dem BMI
- Diagramm 3.14 Verhältnis zwischen des Clinical-Scores und dem BMI
- Diagramm 3.15 Verteilung der postoperativen Tibiofemoral-Winkel
- Diagramm 3.16 Korrelation zwischen dem präoperativen BMI und der postoperativen Achsausrichtung
- Diagramm 4.1 Horizontale Lagebeziehung der Sehne des M. tibialis ant. je nach Beinachse im physiologischen und varischen Bereich

Kapitel 1: Einführung in die Studie

1.1 Hintergrund der Studie

1.1.1 Epidemiologie der Knie-Endoprothese

Heute werden weltweit mit steigender Tendenz jährlich mehr als 500.000 Knie-Endoprothesen bei der Diagnose Gonarthrose implantiert (1). Im Jahr 2008 wurden alleine in der BRD etwa 146.000 Knieendoprothesen von der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung (BQS) erfasst (2). Die Inzidenz der Kniegelenksarthrose steigt ab der fünften Lebensdekade, gerade im Vergleich zur Coxarthrose deutlich an (3). Betrachtet man die Zuwachsraten der letzten Jahre sowohl für die Knie und Hüftendoprothetik so zeigt sich in der Knieendoprothetik ein überproportionaler Anstieg. Die Hauptzuwachsrate sind dabei im Wesentlichen bei Patienten zwischen 45 und 55 Jahren sowie bei denen über 85 Jahre festzustellen (4). Eine Prognose von Kurtz zufolge wird in den USA eine Steigerungsrate der Knieendoprothesen von 600% bis zum Jahr 2030 zu erwarten sein (5).

1.1.2 Sozioökonomische Gesichtspunkte

Aufgrund dieser epidemiologischen Daten ist die Anzahl der Krankenhausaufenthalte bedingt durch eine Gonarthrose in den letzten fünfzig Jahren um über 60% gestiegen (6). 80% dieser Patienten werden dabei endoprothetisch versorgt, wodurch die sozioökonomische Relevanz der Diagnose Gonarthrose begründet ist. Geht man von einem durchschnittlichen Implantationsalter von 64 Jahren aus, bedeutet dies bei den gegenwärtigen Standzeiten einer Knieendoprothese und der gegenwärtigen Lebenserwartung eine enorme Zunahme der Revisionseingriffe, deren genaue Anzahl heute noch nicht abzuschätzen ist (5).

1.1.3 Implantationstechnik

Im Hinblick auf die im vorangegangenen Abschnitt dargestellten epidemiologischen und sozioökonomischen Folgen stellt die Verbesserung der Standzeit den Fokus heutiger Forschungsaktivitäten dar. Ein wesentlicher Faktor kommt dabei der Implantationstechnik zu.

Grundsätzlich werden zwei verschiedene Implantationstechniken unterschieden: die Tibia-first Technik und die Femur-first Technik. Der Unterschied liegt in der Regel im verwendeten Prothesenmodell bzw. dem dazu gehörigem Instrumentarium. Im Folgenden sollen die Prinzipien beider Techniken kurz dargestellt werden.

1.1.3.1 Femur-first Technik

Wie der Name impliziert, wird hier der erste Resektionsschnitt am distalen Oberschenkel durchgeführt. Unabhängig davon wird die Tibia reseziert. Hieraus ergeben sich mögliche Fehlerquellen: Zum einen für den Streckspalt - dieser resultiert aus der unabhängigen Resektion von distalem Femur und proximaler Tibia. Die Balancierung erfordert hier viel Erfahrung seitens des Operateurs. Zum anderen ergibt sich für den Beugespalt keine automatische Einstellung wie bei der Tibia-first Methode, da die Instrumentation hier die Ausrichtung der Resektionsschablonen an der Epikondylenlinie oder der Whiteside Linie vorsieht. In der Literatur wurden bereits mehrere Studien durchgeführt, deren Ergebnisse zur verbesserten Positionierung der Femurkomponente beitragen. (7 -12)

1.1.3.2 Tibia-first Technik

Die Tibia-first Methode beginnt im Gegensatz zu der Femur-first Technik mit der tibialen Resektion. In der Regel erfolgt dann die femorale Resektion, die auf der tibialen Schnittebene aufbaut. Unter Verwendung von Spacern kann dann die Femurresektion scheinbar automatisch durchgeführt werden, dies vereinfacht die Resektion gerade beim Valgusknie. Vorsicht ist jedoch geboten bei einem schlecht balancierten Beugespalt, dieser kann zu einer Fehlresektion des Femur führen, die sich dann auf alle weiteren Resektionsschnitte auswirkt und in der Regel ein schlecht balanciertes Kniegelenk zur Folge hat. Da sich die vorliegende Arbeit mit der Tibia-first Methode beschäftigt, soll im Folgenden exemplarisch diese Operationstechnik einer LCS Prothese ausführlich dargestellt werden.

1.1.4 Operationstechnik nach der Tibia-first Technik

1.1.4.1. Allgemeine Operationsschritte

1.) Von Hautschnitt bis zur Arthrotomie

Die Operation beginnt mit einem medianen Hautschnitt, der von oberhalb des oberen Patellapols bis zur Tuberositas tibiae reicht. Dann erfolgt die Präparation des Weichteiles bis auf die Kapsel. Die Quadrizeps-Sehne wird knapp längs gespalten. Anschließend erfolgt die anteromediale Arthrotomie. Hierbei werden die medialen Retinakula durchtrennt und der Schnitt entlang der medialen Begrenzung des Ligamenti patellae fortgesetzt.

2.) Präparation der Patella sowie Freilegung der distalen Femur und des Tibiakopfes

Nach Teilresektion des Hoffa'schen Fettkörpers wird die Kniescheibe evertiert und die Patella denerviert. Die am medialen Schienbeinkopf ansetzenden Bandstrukturen werden

stufenweise von ihrem Ansatz abgelöst. Zuvor werden die ausgedehnten Exophyten an der medialen Femurrolle am Schienbeinkopf abgetragen, um so einen verbesserten achsensgerechten Ausgleich durch Entspannung der medialen Kapsel-Band-Strukturen, zu erreichen.

3.) Resektion des Tibiakopfes

Die Resektionsschablone für den Schienbeinkopf wird unter Zuhilfenahme einer extramedullären Führungshilfe achsensgerecht montiert. Die Gelenkfläche wird mit wesentlichen Anteilen von Innen- und Außenmeniskus in einer Stärke von 6 mm reseziert. Danach wird die Größe der Tibia mit den dafür vorgesehenen Tibiatrays bestimmt. Die Größe der Femurrolle wird mit Hilfe der Probenkomponenten beziehungsweise mit den Schablonen festgelegt.

4.) Resektion der distalen Femurs

Der Markraume zum Femur wird mit der dafür vorgesehenen Schablone eröffnet. Nach der Montage des Rotationsblocks wird die Rotationsschablone mit dem ventralen Fühler nach Fixieren mit dem Spacerblock ausgerichtet. Nach Fixation des Rotationsblocks mit zwei Pins werden die ventralen und dorsalen Abkante geschnitten.

Dann wird der eingebrachte Rotationsblock entfernt und anstelle dessen wird die Streckspaltschablone unter Berücksichtigung der bestehenden Beugekontraktur montiert. Die Gelenkflächen werden anschließend reseziert. Hierbei werden Streck- und Beugespalt erneut überprüft, um die Aufklappbarkeit in Beugung und Streckung zu vermeiden. Dafür wird die Kastenschablone für die Abkantschnitte angelegt. Die Gelenkkapsel wird zum weiteren Ausgleich der Beugekontraktur femurnah im Sinne eines dorsalen Release abgelöst.

5.) Einbringen der Prothesenkomponenten

Die Probekomponenten werden gemäß der in Schritt 3.) bestimmten Größe eingebracht. Hierbei erfolgt die Überprüfung der gleichmäßigen Bandspannung in allen Phasen der Roll-Gleit-Bewegung. Die Probekomponenten werden dann erneut entfernt, nachdem das korrekte Alignment überprüft wurde.

Der Tibiakopf wird bei der maximalen Flexion des Kniegelenks nach ventral geschoben und für die endgültige Aufnahme des Tibiatrays mit dem hierfür vorgesehenen Instrumentarium vorbereitet. Die Spongiosa des Tibialagers wird anschließend mit mehrfachem Anbohren angefrischt. Unter Schutz von Hohmann-Hebeln wird das Tibiatray

jetzt endgültig eingebracht. Nach dem Aufsetzen des Rotationsplateaus erfolgt die Implantation der Femurkomponente.

1.1.4.2 Intramedulläre oder extramedulläre Ausrichtung des tibialen Resektionsblocks

Wie im vorangegangenen Abschnitt beschrieben, ist die Resektion der Tibia unter anderen Sägeschnitten im gesamten Operationsverlauf richtungweisend und deshalb für den langfristigen Erfolg der Prothese entscheidend. Die tibiale Resektion kann dabei entweder intramedullär oder extramedullär ausgerichtet werden.

Die Mehrzahl der heutigen Resektionsschablonen wird tibial, extramedullär ausgerichtet. Lediglich bei der Revisionsendoprothetik hat sich in ausgewählten Fällen die intramedulläre tibiale Resektion durchgesetzt, da hier die anatomischen Landmarken deutlich verzerrt sind. Die Verwendung von intramedullären Führungsschablonen führt nur dann zu reliablen Ergebnissen, wenn die Tibiaachse nicht varisch oder valgisch gebogen ist. Falls eine solche Achsenabweichung vorliegt, kommt es zu einem Anstoßphänomen zwischen Tibiaschaft und dem Ausrichtwerkzeug, sodass eine gerade Ausrichtung des Tibiablocks verhindert wird. In den letzten Jahren wurden einige CT-basierte Studien durchgeführt, um die Präzision dieser Technik zu verbessern (13,14).

Eine Studie von Dennis zu Folge ist das extramedulläre Zielgerät bei der Primärimplantation von Knieendoprothesen einfacher, weniger komplikationsträchtig und mit einem höheren Prozentsatz korrekter Resektionen verbunden (88% vs 72%) (15). Bei der extramedullären Ausrichtung wird am distalen Ende der Tibia das Sprunggelenkszentrum gewählt, das allerdings nicht mittig zwischen den Malleolen liegt, sondern etwa 5-10 mm medial davon (16). Hier haben sich drei anatomische Strukturen herauskristallisiert, die in etwa diesen Punkt widerspiegeln. Zur Verfügung stehen hier die Tibialis anterior Sehne, die Tibiavorderkante und der erste intermetatarsal Raum. Unklar bleibt jedoch, welcher distale Referenzpunkt für die extramedulläre Ausrichtung am geeignetsten ist.

Eine weitere Möglichkeit die tibiale Osteotomie korrekt auszurichten, stellt die in letzter Zeit an Popularität gewonnene Navigation dar.

1.1.5 Computer Navigation

Mit dem Ziel, Operationstechniken für die achsengerechte Prothesenimplantation zu optimieren, beschäftigten sich in den letzten Jahren zahlreiche Studien mit der computergestützten Operationsplanung und ihrer Ausführung, der so genannten Computer Navigation (18-21). Bei diesem Verfahren werden eine Reihe von Computer gestützten

Geräten genutzt, die während einer Operation sowohl die markierten anatomischen Strukturen als auch die Operationsinstrumente verfolgen und darauf basierend dem Operateur aufzeigen, wie er die Positionierung seiner Instrumente korrigieren kann. Eine solche simultane Analyse der Daten ermöglicht dem Operateur die Ausrichtung des Implantats zu verbessern. Je nach angewandter Bildgebung wird die gängige Computer Navigation in CT-gesteuerte und bildfreie Navigation unterteilt (18,19). Nach Bowersox et al sind die drei wesentlichen Komponente der Computernavigation das therapeutische Objekt (die behandelte "reale" Anatomie), das virtuelle Objekt (das Gegenstück zum therapeutischen Objekt, die virtuelle Anatomie im Computer) und der Tracer/Navigator (die technische Anwendung zur Verbindung zwischen den beiden Objekten) (19). Etliche Untersuchungen zeigen, dass die postoperative Varus-Valgus Achsausrichtung durch diese Technik in der Ganzbeinaufnahme signifikant verbessert werden kann (17,20,21).

Allerdings wird die Computer Navigation in der Literatur auch kritisch diskutiert. In einer Studie von Matziolis et al. konnte die Ausrichtungen der mechanischen Achse sowie der Femurkomponente durch die Computer Navigation zwar verbessert werden. Jedoch wurde keine signifikante Änderung in der Achsausrichtung der Tibiakomponente festgestellt (22). Die Autoren vermuten, dass diese Ungenauigkeit unabhängig von der Computer Navigation auf die subjektive Definition der anatomischen Landmarke durch den Operateur zurückzuführen ist (22). Eine weitere Untersuchung, eine Metaanalyse von Cheng, basiert auf 29 randomisierten und quasi-randomisierten Studien sowie elf prospektiven Studien, die die Implantation der Knieendoprothese mit und ohne Computer Navigation vergleichen. Cheng zeigt, dass mit der bildfreien Computer Navigation nur eine signifikante Verbesserung der Achsausrichtung, nicht jedoch der Rotationskomponente der tibialen und femoralen Implantate erzielt werden kann (23). Zwei Studien von Kim et al stellen sogar in Frage, ob die bildfreie Computer Navigation gegenüber der konventionellen Implantation überhaupt zu besserem Resultaten in der Achsausrichtung kommt (24,25).

Abgesehen von diesen unterschiedlichen Beurteilungen über den operativen Nutzen der Computer Navigation stellt die Anwendung des komplexen Computer-Navigationsverfahrens im Allgemeinen einen hohen zeitlichen (20,26) und finanziellen Aufwand für Krankenhäuser und Kliniken dar (1,27-31). Die Anschaffungskosten eines Computer-Navigations-Systems betragen in den U.S.A. je nach Eigenschaften zurzeit zwischen 55.000 und 400.000 Dollar (31). Novak et al. berechneten beispielsweise, dass pro Operation mit Computer-Navigation durchschnittlich 1.500 US Dollar Zusatzkosten anfallen (29). Nur in Zentren mit hoher Operationszahl besteht ein finanzieller Nutzen durch die

Computer-Navigation und die daraus resultierende verbesserte postoperative Achsausrichtung, da hier die Kosten für die Anschaffung und Wartung des Systems sowie für die Schulung des Personals auf eine große Anzahl zu Behandelnder umgeschlagen werden kann (30). Aus diesen Gründen haben sich computergestützte Navigationsverfahren bislang im klinischen Alltag nicht flächendeckend durchgesetzt. Lüring zufolge wurden im Jahr 2006 nur etwa 15% aller Knieendoprothesen in der BRD navigationsgestützt implantiert (32). Die konventionelle Implantation der Knieendoprothese ist also nach wie vor die verbreitetste OP-Methode. Unabhängig davon, ob die Prothese händisch oder navigiert eingebracht wurde, scheint sich für das Langzeitergebnis ein gewisser Ausrichtungskorridor etabliert zu haben.

1.1.6 Varus-Valgusalignment

Eine achsengerechte Ausrichtung der Endoprothese trägt nicht nur zur langen Standzeit bei (17), sondern führt auch zu einer früheren Rehabilitation und somit zu besserer klinischer Funktion des operierten Knies (33). Die Endoprothese sollte demnach so eingesetzt werden, dass die physiologische mechanische Achse des betroffenen Beins möglichst genau wieder hergestellt wird. Mehrere Studien, die auf Verlaufsbeobachtung nach einer Knie-Ersatzoperation basieren, zeigen eine höhere Lockerungsrate bei Abweichung der koronaren Achsausrichtung von größer als 3 Grad, wobei zur Evaluation der koronaren Achsausrichtung die Messung des Knieaußenwinkels anhand einer a.p.-Ganzbeinaufnahme als Standardmethode genutzt wird (34-36). Eine biomechanische in vitro Studie von Lör und Plitz untermauert diese klinische Beobachtung. In einem Simulator-Belastungsversuch der Mobile-Bearing-Knieprothese wurde ein deutlich erhöhter Polyethylen-Verschleiß bei einer Achsendeviation von über 3 Grad beobachtet (37). Eine Achsendeviation von bis zu 3 Grad ist deshalb ein gängiges radiologisches Beurteilungskriterium für den Operationserfolg (1, 38,39). Es muss allerdings beachtet werden, dass wie die Studien von Kim zeigen, gerade Einbeinstandaufnahmen zur Bestimmung der Achsabweichung fehlerbehaftet sind und dass die koronare Achsausrichtung nur eine Komponente einer erfolgreichen Prothesenimplantation darstellt (24,25). In diesem Zusammenhang ist es leicht vorstellbar, dass eine schlechte Achsausrichtung in der Koronarebene meist mit einer schlechten Balancierung des Kniegelenks einhergeht.

1.1.7 Fazit zum aktuellen Stand der Implantation der tibialen Komponente

Zusammenfassend lässt sich somit sagen, dass aus ökonomischer Sicht lange Standzeiten einer Endoprothese nur mit korrekten Resektionsschnitten zu erreichen sind,

wobei allerdings auch andere Faktoren eine Rolle spielen. Nur die ausgewogene Balancierung des Beuge- und Streckspalt gewährleistet eine regelrechte Kniegelenkskinematik. Die Balancierung des Streck- und Beugespalts ist dabei stark abhängig von der Präzision des tibialen Resektionsschnitts, insbesondere bei der Tibia-first Technik. Die tibiale Osteotomie kann mittels extramedullärem Ausrichtinstrumentarium oder der Navigation platziert werden. Die Navigation stellt dabei eine Methode dar, die bis heute kontrovers diskutiert wird und nicht überall verfügbar ist. Es ist deshalb notwendig die händischen Methoden gerade im Hinblick auf die tibiale Ausrichtung weiter zu perfektionieren. Dies soll Ziel der vorliegenden Studie sein.

1.2 Studienziel

Die Achsausrichtung einer Knieendoprothese sollte unabhängig von der vorausgegangenen Achsfehlstellung $\pm 3^\circ$ varus/valgus betragen. Dies geht aus einer Studie von Ritter hervor, der eine gute Korrelation zwischen dem klinischen und radiologischen Ergebnis sah (34). Wie oben erwähnt kommt dabei dem tibialen Sägeschnitt dahingehend Bedeutung zu, dass dieser für das korrekte varus-valgus Alignment verantwortlich ist, aber auch die Grundlage für die folgenden Femurschnitte bei der Tibia-first Methode bildet.

Bei der händischen Implantation wird das extramedulläre Ausrichtinstrumentarium verwendet um den tibialen Resektionsblock entsprechend auszurichten. Dieses wird proximal anhand der Eminentia intercondylaris und distal mit Hilfe dreier Landmarken ausgerichtet. Dies sind die Sehne des Tibialis anterioris, die Tibiavorderkante und der erste Intermetatarsalraum. Welche die geeignetste ist, soll Gegenstand dieser Studie sein.

Es wurde deshalb in einer prospektiven klinischen Studie präoperativ die individuellen anatomischen Merkmale eines Probanden kernspintomographisch erhoben. Die Lage der oben genannten Strukturen wurde mit Hilfe einer 3D-MRT-Bild-Analyse zu einer virtuellen kernspintomographisch darstellbaren mechanischen Achse verglichen, um so präoperativ die genaueste anatomische Landmarke festzulegen. Diese Landmarke wurde dann intraoperativ zur Ausrichtung verwandt. Anhand von postoperativen Röntgenbildern konnte so die Genauigkeit der Ausrichtung der einzelnen Landmarken festgestellt und beschrieben werden. Im Rahmen dieser Studie ist es jedoch nicht beabsichtigt, ein vollständiges Navigationsverfahren zu entwickeln, denn das Design der Studie beinhaltet nicht alle Komponenten der Computer-Navigation nach der Bowersox'schen Definition (virtuelles Objekt, therapeutisches Objekt und Tracer/Navigator) (18,19). Methodisch gesehen handelt es

sich bei dieser Studie lediglich um ein MRT-gestütztes Messverfahren zur genaueren, präoperativen Planung und nicht um eine intraoperative Navigation.

Kapitel 2: Studienpatienten, Material und Methoden

2.1 Patienten

2.1.1 Einschlusskriterien

Für die Studie wurden Patienten ausgewählt, bei denen eine primäre oder sekundäre Gonarthrose mit einer eindeutigen Indikation zur Implantation eines bikondylären Oberflächenersatzes bestand. Im Allgemeinen wird die Indikation zur Implantation einer Knieendoprothese bei Patienten mit Gonarthrose gestellt, die konservativ austherapiert sind, und bei denen sich eine Besserung der Symptomatik durch den operativen Eingriff erwarten lässt (40). Die Pathogenese der sekundären Gonarthrose ist:

- Überlastung des Gelenks durch Achsendeviation, Instabilität, Formstörung
- aseptische Osteonekrose (Morbus Ahlbäck)
- Trauma wie Frakturen und Luxationen
- Entzündliche Gelenkprozesse, wie bakterielle Arthritiden und chronische Polyarthritiden
- metabolische Erkrankung
- endokrine Erkrankungen

2.1.2 Ausschlusskriterien

Von der Studie ausgenommen wurden die Patienten, bei denen grobe extraartikuläre Fehlstellungen oder Kontraindikationen zur Kernspintomographie bestanden:

- schwere Beinachsenfehlstellung
 - Varusdeviation von über 15 Grad
 - Valgusdeviation von über 10 Grad
- Z.n. einer Tibiakopf-Umstellungsosteotomie
- Z.n. einer OSG-Fraktur beziehungsweise einer OSG-Arthrolyse
- verbliebenes osteosynthetisches Material
- generelle Kontraindikationen zur Kernspintomographie
- Sehnentransferoperationen

Diese Ausschlusskriterien wurden festgelegt, um eine optimale MRT-Bild-Analyse zu ermöglichen und Störfaktoren zu eliminieren. Eine schwere Beinachsenfehlstellung wird von vielen Orthopäden als Kontraindikation zur Implantation einer LCS®- Knieendoprothese angesehen. In der Fachliteratur wird die Implantation einer LCS®-Knieendoprothese bei schweren Beinachsenfehlstellungen zwar grundsätzlich für möglich erachtet, aber nur unter besonderer Berücksichtigung der jeweiligen Weichteilsituation und Anwendung von

speziellen Resektionstechniken (41-43). Weiterhin blieben Patienten mit Z.n. einer Tibiakopf-Umstellungsosteotomie unberücksichtigt. In diesem Zu-stand ist das Tibia-Plateau operativ verändert, was die standardisierte Messung des Mittelpunktes des Tibia-Plateaus in dieser Studie erschwert hätte. Außerdem wurden Patienten mit Z.n. einer OSG-Fraktur oder einer OSG-Arthrodese ausgeschlossen. Bei solchen Vorgeschichten treten Deformitäten an der Talus-Architektur auf, die die Ermittlung der Talus-Mitte in der vorliegenden Studie unmöglich machen. Patienten mit verbleibenden Materialien von einem vorangegangenen osteosynthetischen Eingriff wurden von der Studie ausgenommen, weil diese kernspintomographische Artefakte verursachen, die Schwierigkeiten bei der MRT-Bild-Analyse bereiten.

2.1.3 Patientenkollektiv

Im Rahmen dieser Studie wurden im Zeitraum von Januar 2008 bis Juni 2008 im regulären Betrieb der orthopädischen Abteilung des Rotkreuzklinikums insgesamt 32 Studienpatienten rekrutiert. Ein Patient verweigerte jedoch kurzfristig den Eingriff. Bei zwei weiteren Patienten wurde kurzfristig ein Verfahrenswechsel beschlossen. Somit liegen dieser Studie die MRT-Daten von 29 Patienten zur statistischen Auswertung zugrunde. Von den 29 Patienten waren 23 Frauen und 6 Männer. Das durchschnittliche Alter betrug 69,7 Jahre. Die Durchschnittswerte von Körpergröße, Gewicht und Body-Mass-Index betragen jeweils 1,64 m, 79,4 kg und 30,3(siehe Tabelle 2.1).

Männer : Frauen	6 : 23
Operierte Knie-Seite (rechts : links)	14 : 15
Patientenalter (Jahre)	69,7 ± 8,5
Größe (cm)	164,0 ± 7,9
Gewicht (cm)	79,4 ± 15,2
BMI	30,3 ± 6,0

Tabelle 2.1 Biologische Parameter der Studienpatienten (n=29) (Mittelwert ± Standardabweichung)

2.2 Material: LCS®-Knie-Totalendoprothese

Seit ihrer Markteinführung 1974 ist die LCS®-Knie-Totalendoprothese eine der weltweit erfolgreichsten Modelle der bikondylären Knie-Totalendoprothese (44). Das Mobile-Bearing-Konzept zeichnet sich durch eine vergleichsweise lange Standzeit aus, da die körpereigene Druckbelastung effektiv auf eine große Kontaktfläche verteilt wird (45,46). Laut Herstellerangabe wurde die LCS®-Knie-Totalendoprothese bislang insgesamt über eine

Millionen Mal weltweit implantiert. Aufgrund der langfristig erfolgreichen klinischen Erfahrung wird ihr nicht nur in der primären Implantationschirurgie sondern auch im erweiterten Anwendungsbereich in der Revisionschirurgie hohe Bedeutung beigemessen (45).

2.3 Studiendesign

Die Studie bestand aus drei zentralen Schritten (siehe Abb. 2.1):

Im ersten präoperativen Schritt wurden die Probanden standardmäßig klinisch untersucht. Weiterhin wurden eine a.p.-Ganzbeinstandaufnahme und eine Kernspintomographie vom Knie und Unterschenkel erstellt. Anhand der kernspintomographischen Aufnahme wurde eine 3D-Bild-Analyse durchgeführt. Die a.p.-Ganzbeinstandaufnahme diente zur Messung der anatomischen mediolateralen Achsausrichtung. Mit diesen Ergebnissen konnten die Probanden in drei Achsgruppen eingeteilt werden: Varus-, Physiologisch- und Valgus-Gruppe. Die Einteilung wird unter Punkt 2.4.2 im Detail beschrieben. Bei jedem Patienten wurde außerdem anhand der Messdaten aus der MRT-Bild-Analyse festgestellt, welche der drei anatomischen Strukturen (Sehne des M. tibialis ant., Tibiavorderkante, Intermetatarsalraum I) am Nächsten zur virtuellen tibialen Implantationsachse liegt, und somit die beste Landmarke für die Operation darstellt (siehe Abschnitt 2.4.3).

Im zweiten Schritt wurde unter Berücksichtigung der individuellen intraoperativen Landmarke die Implantation der LCS®-Knie-Totalendoprothese durchgeführt.

Im letzten Schritt wurde der operative Eingriff nach sechs Monaten evaluiert. Dazu wurde eine standardisierte Nachuntersuchung mit einem klinischen Score und der Messung der postoperativen Achsausrichtung anhand einer a.p.-Ganzbeinstandaufnahme durchgeführt. Das folgende Ablaufschema zeigt die einzelnen Schritte im Detail.

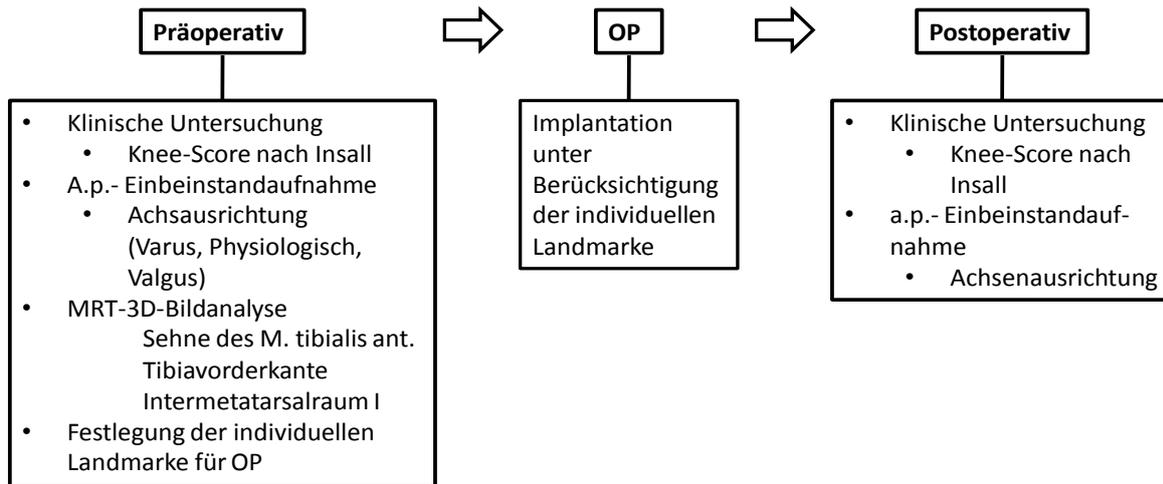


Abb. 2.1 Outline der Studie

2.4 Präoperative Untersuchung

2.4.1 Klinischer Score: Knee Society Clinical Rating System nach Insall

Im Rahmen der stationären Aufnahme am Vortag der geplanten Operation wurden die Patienten klinisch untersucht. Zum Vergleich der prä- und postoperativen klinischen Zustände diente das Knee Society Clinical Rating System nach F.N. Insall (47). Dieser Score ist ein gängiger Messwert um die klinischen Zustände der Patienten vor und nach einer Knieersatzoperation statistisch zu erfassen (48-59). Der klinische Score der Knee Society besteht aus zwei Untergruppen, dem Knee Score und dem Functional Score. Die Maximalwerte der beiden Scores betragen jeweils 100 Punkte. Die Errechnung der Scores erfolgt nach dem in Tabelle 2.2 dargestellten Schema.

<u>Knee Score</u>	Punkt	<u>Functional Score</u>	Punkt
Schmerzen		Gehen	
Keine	50	Nicht limitiert	50
Geringfügig und gelegentlich	45	Mehr als 1km	40
Nur beim Treppensteigen	40	500m -1km	30
Beim Gehen und Treppensteigen	30	Weniger als 1km	20
Mittelgradig und gelegentlich	20	Nur in der Wohnung/ im Haus	10
Mittelgradig und kontinuierlich	10	Bettlägrig	0
Hochgradig	0	Treppensteigen	
Bewegungsumfang		auf und ab normal	50
5 Grad = 1 Punkt	max. 25	auf normal, ab mit Geländer	40
Bandstabilität		auf und ab mit Geländer	30
Anteroposterior		auf mit Geländer, ab nicht möglich	15
< 5mm	10	nicht möglich	0
5 - 10mm	5	<u>Punktabzug</u>	
> 10mm	0	Gehhilfe	
Mediolateral		Gehstock	-5
< 5°	15	zwei Gehstöcke	-10
6° - 9°	10	Krücke bzw. Rollator	-20
10° - 14°	5		
> 15°	0		
<u>Punktabzug</u>			
Beugekontraktur			
5° - 10°	-2		
10° - 15°	-5		
16° - 20°	-10		
> 20°	-15		
Streckdefizit			
< 10°	-5		
10° -20°	-10		
> 20°	-15		
Beinachsausrichtung			
5° - 10°	0		
0° - 4°	-3 pro 1°		
11° - 15°	-3 pro 1°		
Sonstige	-20		

Tabelle 2.2 Clinical Rating System of the Knee Society nach Insall (Tabelle übersetzt aus (47))

2.4.2 Radiologische Untersuchung: a.p.-Ganzbeinstandaufnahme

Unter standardisierten Bedingungen wurde für alle Probanden eine a.p.-Ganzbeinstandaufnahme unter Belastung angefertigt, um die koronare Beinachse radiologisch zu beurteilen. So konnten die verschiedenen Achsen bestimmt werden. Die Untersuchungsbedingungen waren der Film-Fokus-Abstand von 3m, 80kV, 60mAs. Nach Beinachsendelevation wurde die Einteilung in die drei Gruppen (Varus, Physiologisch und Valgus) durchgeführt. Die gemessenen Parameter waren:

- Knieaußenwinkel (KA) (174°)
- Femuraußenwinkel (FA) (81°)
- Tibiaaußenwinkel (TA) (93°)
- Tibiofemoral-Winkel (TFW) (6°)

In Klammern sind die physiologischen Werte der jeweiligen Winkel aufgelistet (60).

Die Kniebasislinie ist als die Tangente der beiden Femurkondylen definiert.

Die mechanische Traglinie des Beins (Mikulicz-Linie) bezeichnet die Verbindung zwischen der Femurkopfmitte und der Talusmitte, die in einer physiologischen Beinachse die Kniemitte nahezu durchzieht. Die Mikulicz-Linie befindet sich bei einem Genu varum medial von der Kniemitte und bei einem Genu valgum lateral der Kniemitte (siehe Abb. 2.2)

Der Tibiofemoral-Winkel besteht aus der anatomischen Femurachse und der proximalen Verlängerung der anatomischen Tibiaachse. Der Knieaußenwinkel ist definiert als der lateral zwischen den beiden anatomischen Achsen der Tibia und der Femur liegende Winkel. Er wird durch die Kniebasislinie in den Femuraußenwinkel und den Tibiaaußenwinkel geteilt.

Auf den a.p.-Aufnahmen wurden standardisiert die Achsen bestimmt. Das Patientenkollektiv wurde in drei Gruppen eingeteilt:

- Varus-Gruppe: Tibiofemoral-Winkel ist kleiner als 3° (TFW < 3°)
Mikulicz-Linie medial von der Kniemitte
- Physiologisch-Gruppe: Tibiofemoral-Winkel ist weder kleiner als 3° noch größer als 9° (3° ≤ TFW ≤ 9°)
- Valgus-Gruppe: Tibiofemoral-Winkel ist größer als 9° (TFW > 9°)
Mikulicz-Linie lateral von der Kniemitte

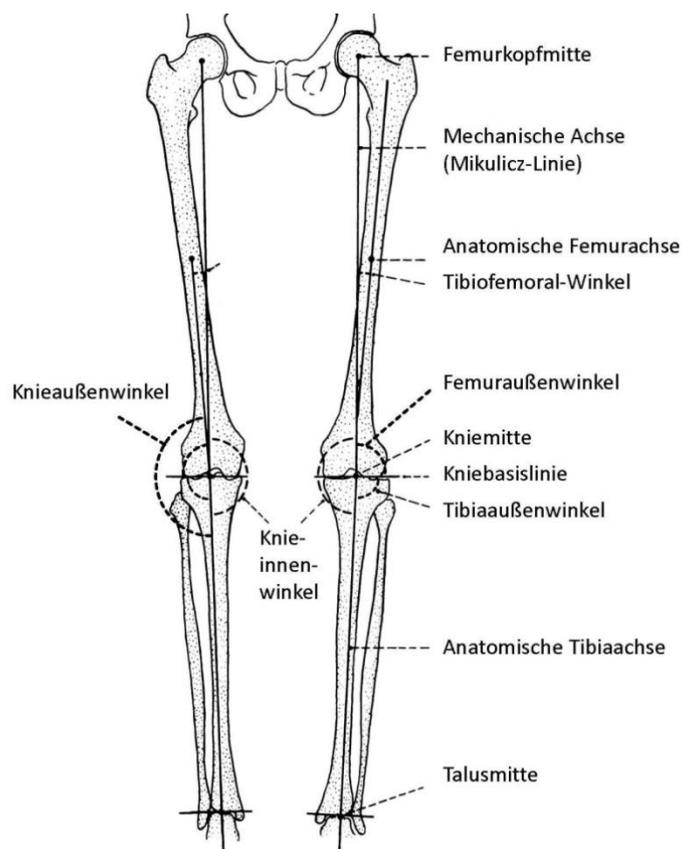


Abb. 2.2 Ganzbeinstandaufnahme nach Moreland (Abbildung aus (60) übersetzt und modifiziert)

2.4.3 Kernspintomographische Messung

2.4.3.1 Prinzip der MRT Bild-Analyse

Im Mittelpunkt dieser Studie steht die Fragestellung, welche der folgenden drei anatomischen Strukturen als intraoperative Landmarke bei der Implantation der Tibia-Komponente eines bikondylären Oberflächenersatz mit mobilen Gleitlagen am besten geeignet ist:

1. Sehne des M. tibialis anterior
2. Tibiavorderkante
3. Intermetatarsalraum I.

Bei der Implantation einer LCS®-Knieprothese wird standardmäßig die horizontale Ausrichtung der Tibia-Komponente durch einen examedullären Ausrichtungsstab intraoperativ überprüft. Um die Tibia-Komponente achsengerecht zu implantieren haben Erkenntnisse über die horizontale Lagebeziehung zwischen den oben genannten Strukturen und der idealen Implantationsachse eine hohe Bedeutung. Für die Bild-Analyse wurde in dieser Studie erst eine virtuelle ideale Implantationslinie durch die Verbindung zwischen dem Mittelpunkt des Tibia-Plateaus und dem des Talus definiert, dann wurde sie anteroposterior

erweitert. Dadurch entstand eine sagittale Ebene, zu der die horizontalen Abstände der einzelnen Strukturen gemessen werden konnten.

2.4.3.2 MRT-Aufnahme und Lagerung der Probanden

Die kernspintomographischen Bilder wurden an einem MAGNETOM Symphony 1,5T ® (SIEMENS) aufgenommen. Die Untersuchung wurde mittels FLASH 3D Sequenzen, einem Field of View von 500mm, einer Bildmatrix von 384, einer Schichtdicke von 1,5mm und einem Schichtabstandfaktor von 20% durchgeführt. Der Aufnahmebereich war definiert durch das Tibia-Plateau und die Aufgabelung zwischen Ossa metatarsalia I und II, um alle drei oben genannten Strukturen und die ideale Implantationsachse zu erfassen.

Die Studienpatienten wurden in Rückenlage gebracht. Die Magnetausrichtung des Kernspintomographen (Z-Achse) wurde annähernd auf die Unterschenkelachse eingestellt. Das Kniegelenk wurde in Streckung im Null-Winkel nach der Neutral-Null-Methode ausgerichtet. Bei Patienten mit einer Beugekontraktur des Kniegelenks wurde die individuelle maximale Streckung erreicht. Im Sprunggelenk wurde der Fuß durch eine standardisierte Schienenlagerung in der Neutralstellung gehalten, so dass die Fußachse senkrecht zum Boden stand.

In dieser Studie wurden die Transversalachse der Aufnahme als X-Achse, die Sagittalachse als Y-Achse und die Magnetausrichtung des Kernspintomographen als Z-Achse definiert (siehe Abb. 2.3.). Die jeweiligen Ebenen wurden nach den Achsen benannt, aus denen die einzelnen Ebenen entstehen (z.B. entsteht die XY-Ebene aus der Ebene, die durch die X-Achse und Y-Achse beschrieben wird).

Somit stimmte die Fußachse mit der Y-Achse der Kernspinaufnahme überein. Im unteren Sprunggelenk wurde eine Neutral-Stellung ohne Supination und Pronation sichergestellt, um eine Rotation bei der Messung vom Intermetatarsalraum I auszuschließen.

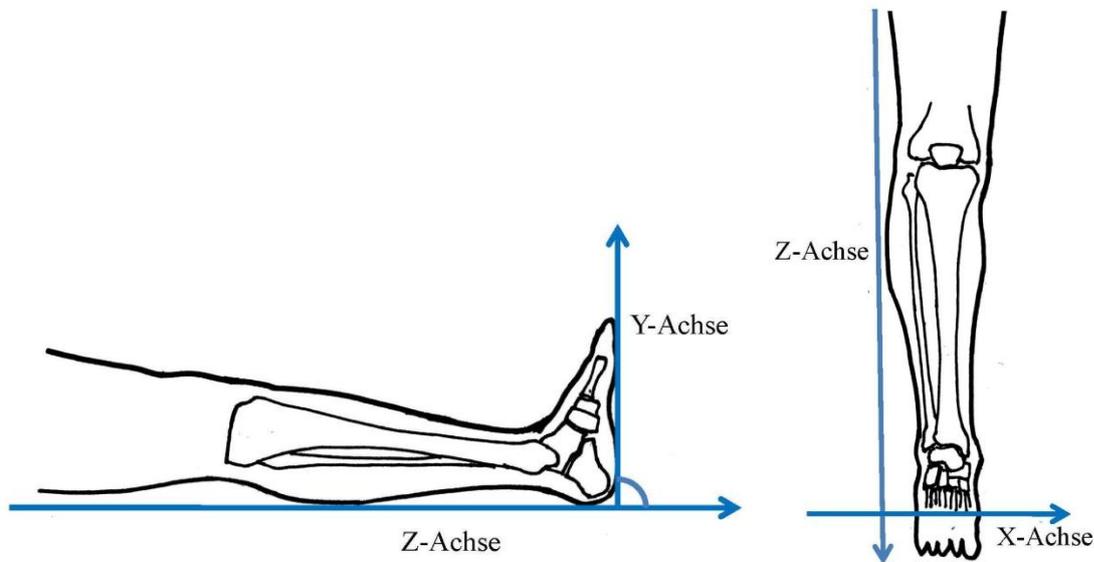


Abb. 2.3 Schematische Darstellung der X-, Y- und Z-Achse bei der MRT-Aufnahme

2.4.3.3 Bild-Analyse

Die 3D-Analyse der gewonnenen MRT-Daten erfolgte mittels einer separaten Workstation Aquarius® Vers. 3.7.012 der Firma Tera Recon Inc..

Im ersten Schritt der Analyse wurde die ideale Implantationsachse bestimmt, die durch eine Verbindungslinie zwischen dem Mittelpunkt des Tibia-Plateaus und dem Mittelpunkt des Talus definiert ist. Bei der Analytik wurde zuerst der Mittelpunkt des Tibia-Plateaus ermittelt. Beim Implantationseingriff der LCS ®-Knieendoprothese findet die Tibiakopf-Resektion generell kniegelenksnah statt. Unter Berücksichtigung dieses Operationsschrittes sollte der Mittelpunkt des Tibia-Plateaus möglichst kniegelenksnah errechnet werden. Zu diesem Zweck dient die kranialste Schicht der XY-Ebene, auf der ausschließlich die knöchernen Struktur der Tibia sichtbar ist. Mit anderen Worten durfte auf der MRT-Schichtaufnahme kein Knorpelgewebe zu sehen sein. Nach der Auswahl der Schicht wurden zuerst vier Tangenten (anterior, posterior, medial und lateral) entlang dem Tibiakopf markiert. Aus diesen vier Tangenten entsteht ein Viereck. Die Länge der einzelnen Seiten des Vierecks wurde gemessen. Aus diesen Werten wurden die Mittelpunkte der jeweiligen Seiten ermittelt. Die Verbindungslinien zwischen den gegenüber liegenden Mittelpunkten der Seiten schneiden sich in einem Punkt. Dieser Punkt entspricht dem Mittelpunkt des Tibia-Plateaus, der in dieser Studie als Punkt T bezeichnet wurde (siehe Abb. 2.4).

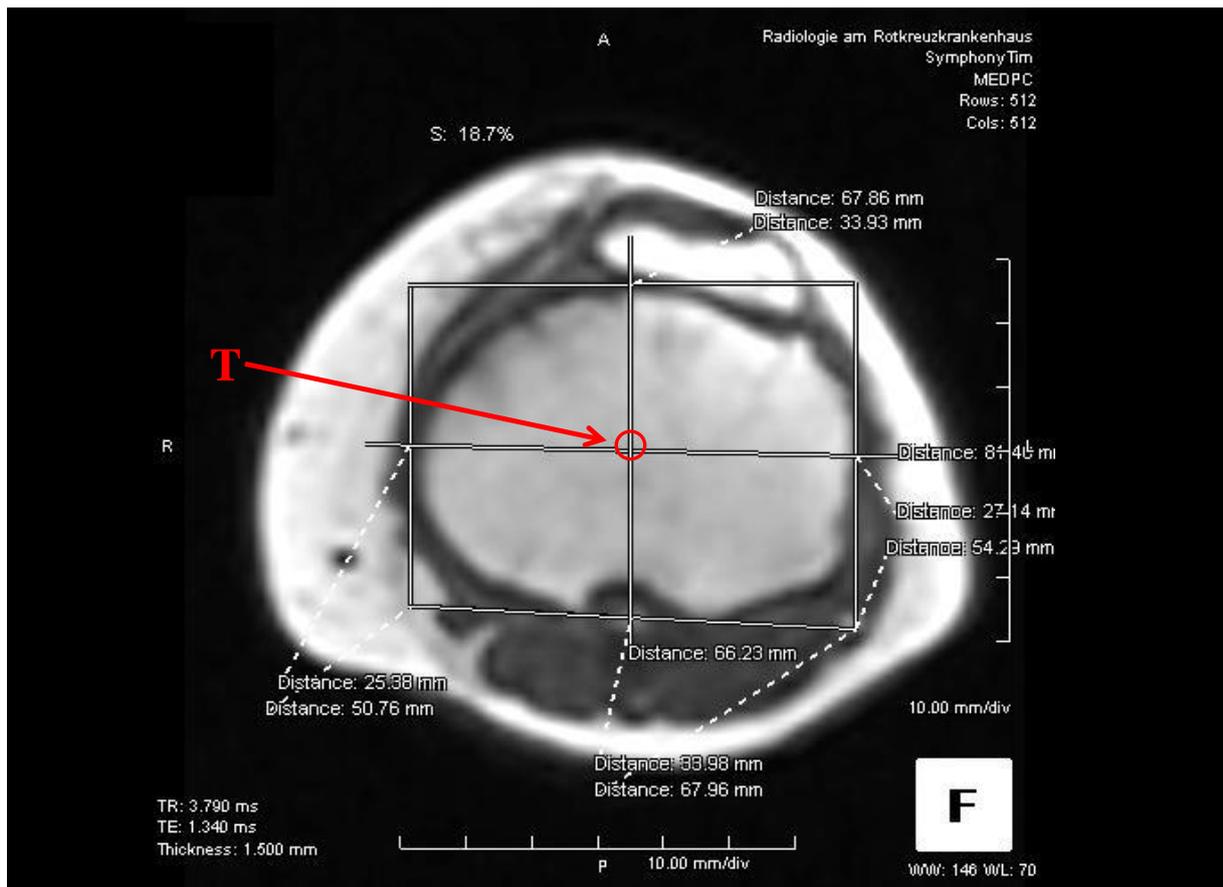


Abb. 2.4 Bestimmung des Mittelpunkts am Tibia-Plateau

Als nächstes wurde der Mittelpunkt des Talus bestimmt. Für diesen Schritt der Analyse wurde die XY-Schicht genutzt, auf der der typische viereckige Talus-Schnitt die größte Fläche aufweist. Zur Ermittlung des Talus-Mittelpunktes (Punkt T') wurden die gleichen Arbeitsschritte wie bei der Bestimmung des Tibia-Plateau-Mittelpunkts (Punkt T) durchgeführt (siehe Abb. 2.5).

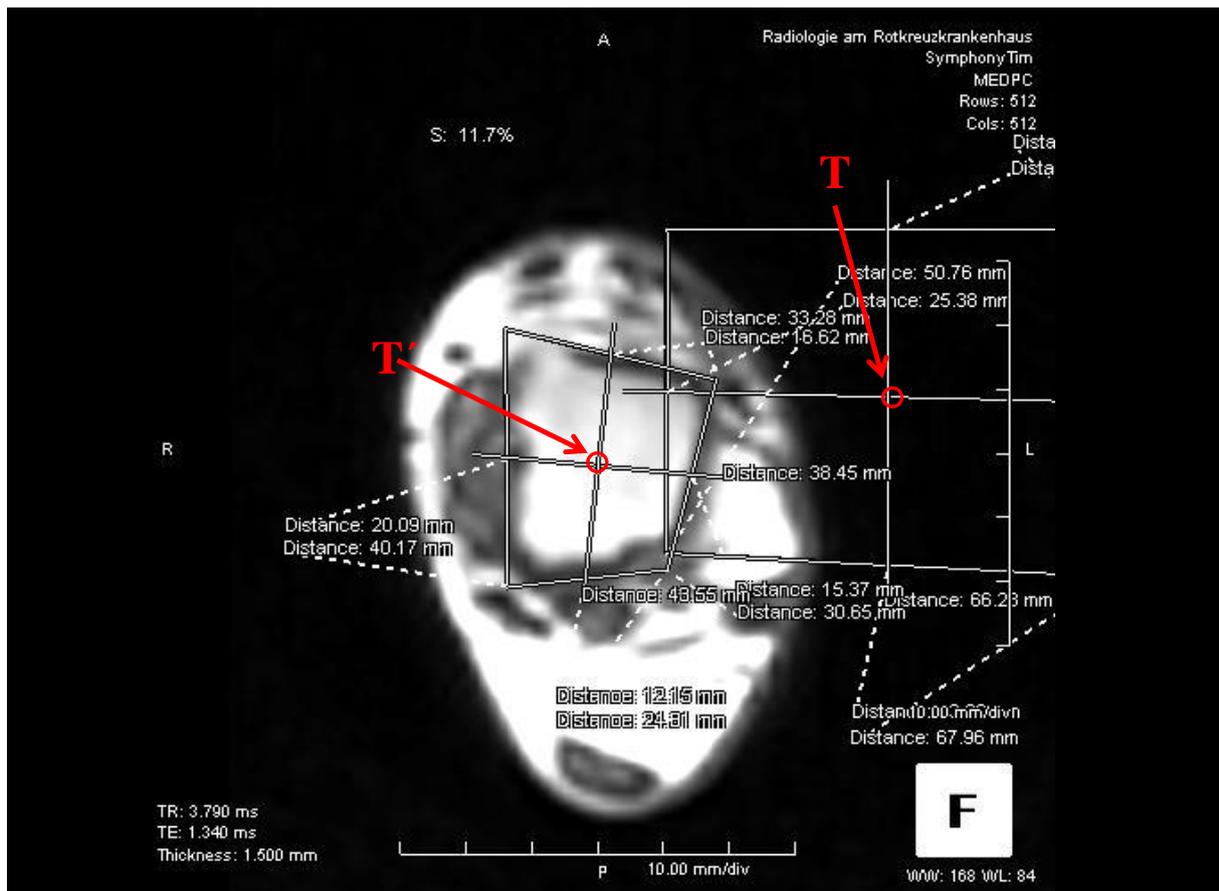


Abb. 2.5 Bestimmung des Mittelpunkts am Talus

Die Verbindungslinie zwischen dem Punkt T (Mitte des Tibiakopfes) und Punkt T' (Talusmitte), die Linie TT' genannt wird, entspricht der in Abschnitt 2.2.2.1 definierten idealen Implantationslinie der Tibia-Komponente.

Im nächsten Schritt der Bild-Analyse wurde der Blickwinkel zur einzelnen MRT-Schicht (die Z-Achse) mit Hilfe des Computerprogramms so gekippt, dass sie mit der idealen Implantationsachse (TT'-Linie) übereinstimmt (siehe Abb. 2.6). Dazu wurde der Punkt T' als Drehpunkt zum Kippen der Z-Achse genutzt. Die gekippte Z-Achse wurde Z'-Achse benannt. Anhand von MRT-Bildern wurde bei diesem Arbeitsschritt sichergestellt, dass die Z'-Achse durch das Kippen der TT'-Linie voll übereinstimmt. Dies ist genau dann der Fall, wenn auf der X'Y'-Schicht die TT'-Linie als Punkt zu sehen ist. Der Grund ist, dass die TT'-Linie bzw. die Z'-Achse der Blickrichtung des Betrachters entspricht (siehe Abb. 2.7).

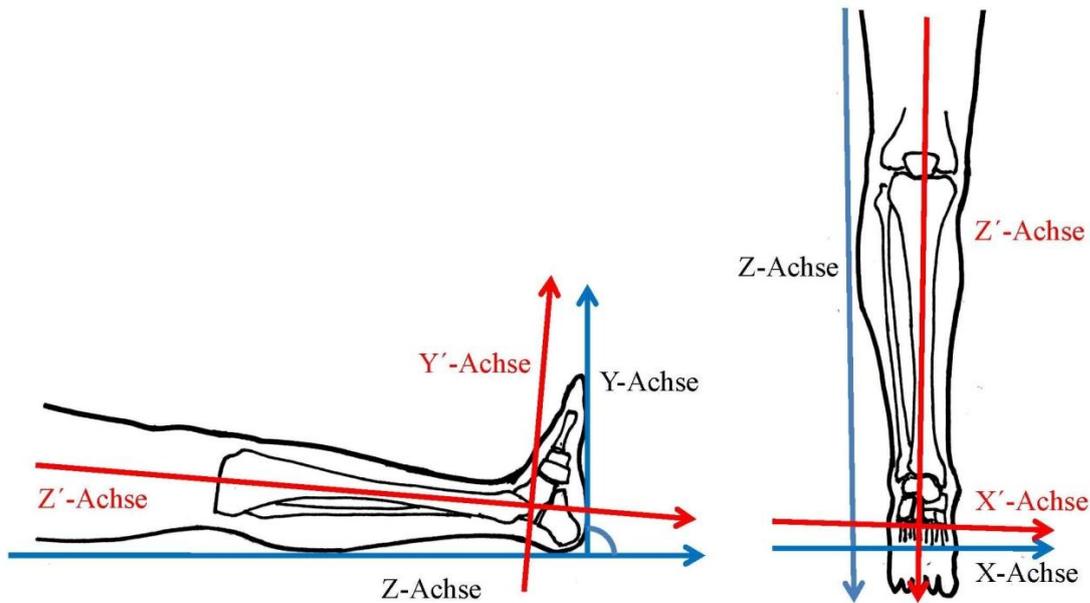


Abb. 2.6 Schematische Darstellung des Kippens der X-, Y- und Z-Achse:
 Die Verbindungslinie zwischen der Mitte des Tibiaplateaus und der Talusmitte (TT'-Linie) stimmt mit der gedrehten Z-Achse (Z'-Achse) überein. Durch die neu definierte Z'-Achse werden die anderen beiden Achsen entsprechend gekippt. So lassen sich die X'- und Y'-Achsen eindeutig definieren.

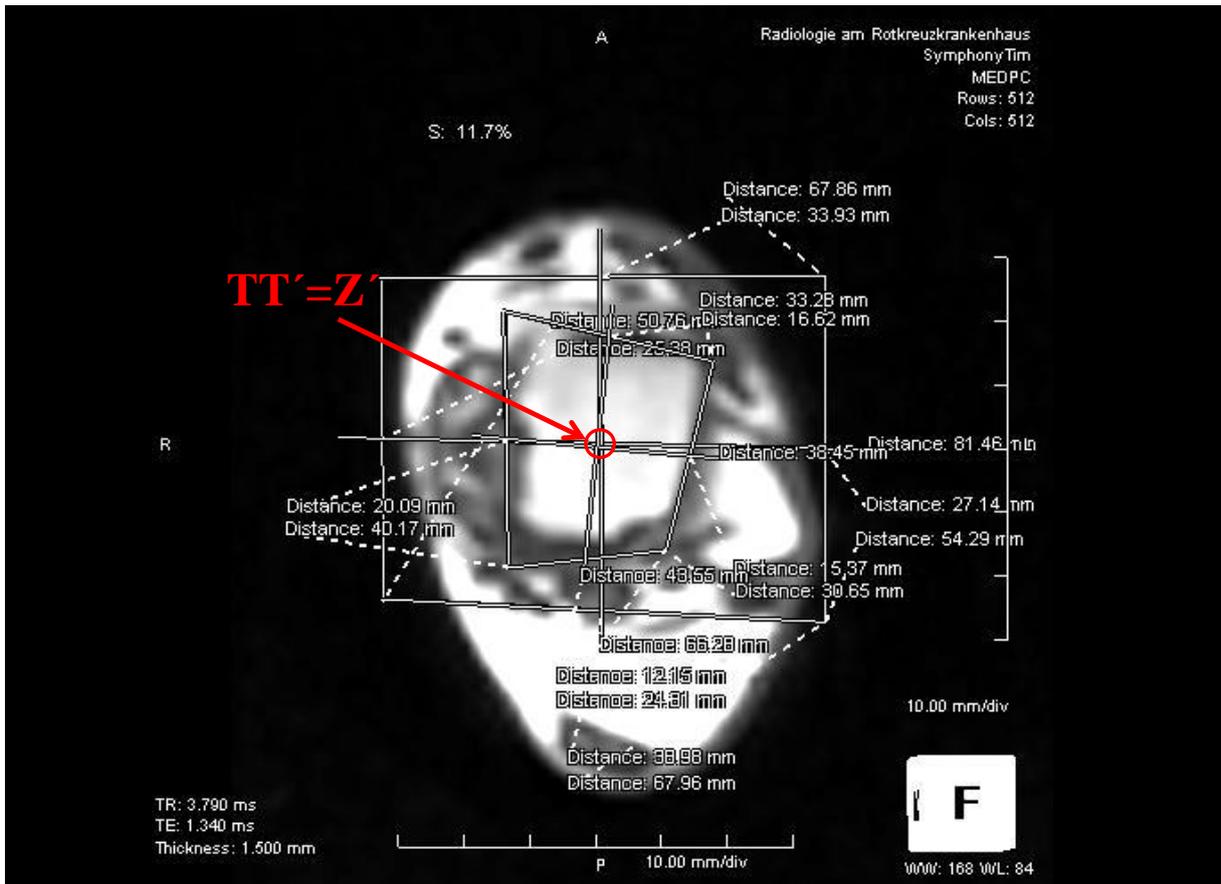


Abb. 2.7 Übereinstimmung der Z'-Achse mit der TT'-Linie in einer X'Y'-Schichtaufnahme

Für die endgültige Bestimmung der in dieser Studie gesuchten Abstände ist es sinnvoll, sich nun noch einmal die operative Vorgehensweise vor Augen zu führen. Operateure nutzen einen Ausrichtungsstab zur Überprüfung der horizontalen Achsenverhältnisse der Implantation. Unter der Annahme, dass eine korrekte Implantationslinie hergestellt wird, muss der Ausrichtungsstab sich zwangsläufig auf der Ebene befinden, die durch die Z' - und Y' -Achse aufgespannt wird. Da die Y' -Achse in den bisherigen Arbeitsschritten nicht gedreht wurde, entspricht die $Y'Z'$ -Ebene der sagittalen Ausweitung der idealen Implantationsachse. Von Interesse ist nun für den Operateur der jeweilige Abstand zwischen der $Y'Z'$ -Ebene und den drei anatomischen Strukturen.

Den Abstand kann man sich auch als Vektor vorstellen, der einen negativen Wert hat, wenn die Zielstruktur im medialen Bereich von der $Y'Z'$ -Ebene liegt, und einen positiven, wenn sie im lateralen Bereich liegt. Der Vektor wird in dieser Arbeit mit $\underline{x'}$ bezeichnet, da er parallel zur X' -Achse verläuft (siehe Abb. 2.8).

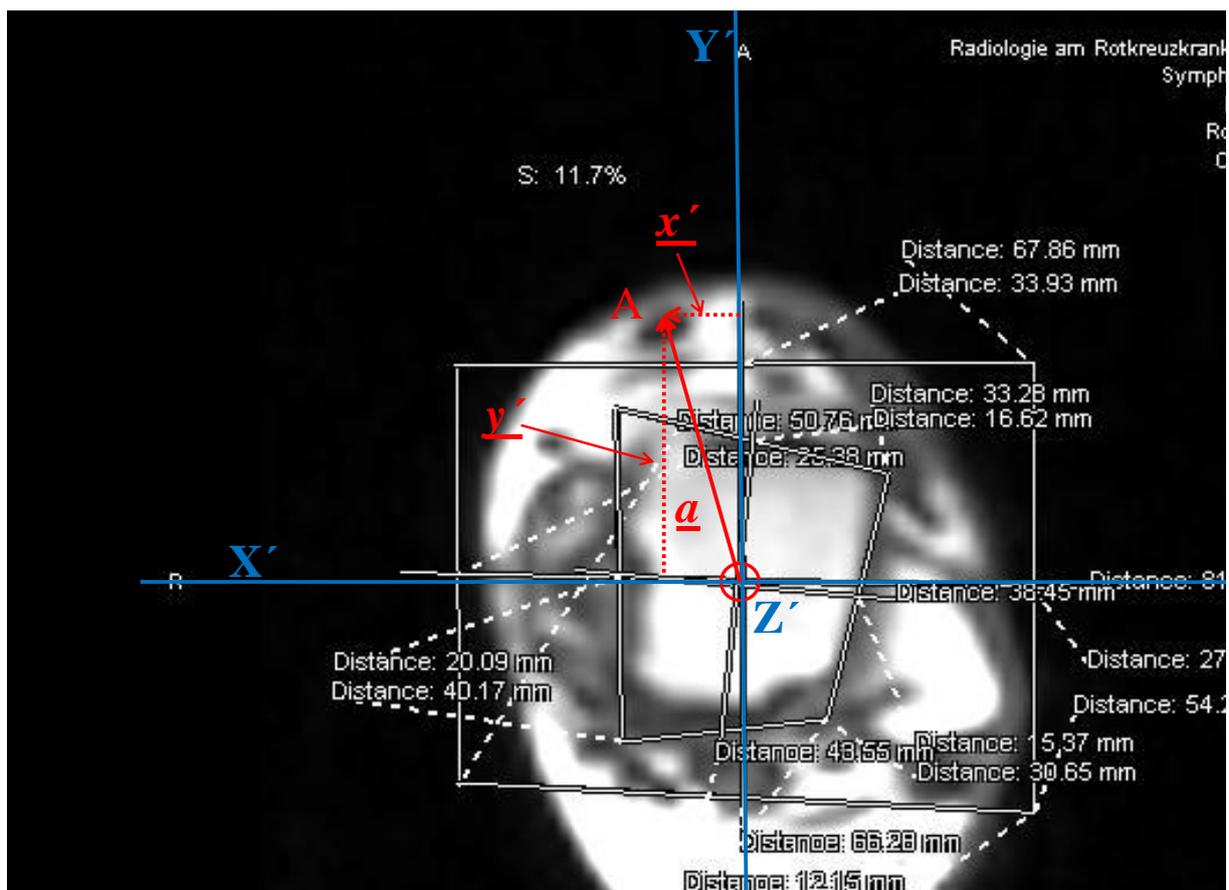


Abb. 2.8 Theoretische Erklärung der Lagebeziehung: In diesem Bild wurden die X' - und Y' -Achsen blau markiert. Die anatomische Zielstruktur wurde als Punkt A eingezeichnet. Der gesuchte Vektor $\underline{x'}$ wurde rot markiert. Der Vektor \underline{a} ist als Messgröße in dieser Studie ungeeignet, da er bei konventioneller Operationstechnik intraoperativ nicht messbar ist.

Für die Bild-Analyse wurde durch die in der Aufnahme nur als Punkt sichtbare Z' -Achse eine Linie in Richtung der Y' -Achse gezogen. Diese Referenzlinie der Implantationsachse, die in den nächsten Schritten für die Messung der x' -Vektoren nötig war, wurde a.p.-Translationslinie genannt. Diese a.p.-Translationslinie in Projektion auf die $X'Y'$ -Ebene stimmt intraoperativ mit der Ebene überein, die durch den Ausrichtungsstab ermittelt wird (siehe Abb.2.9).

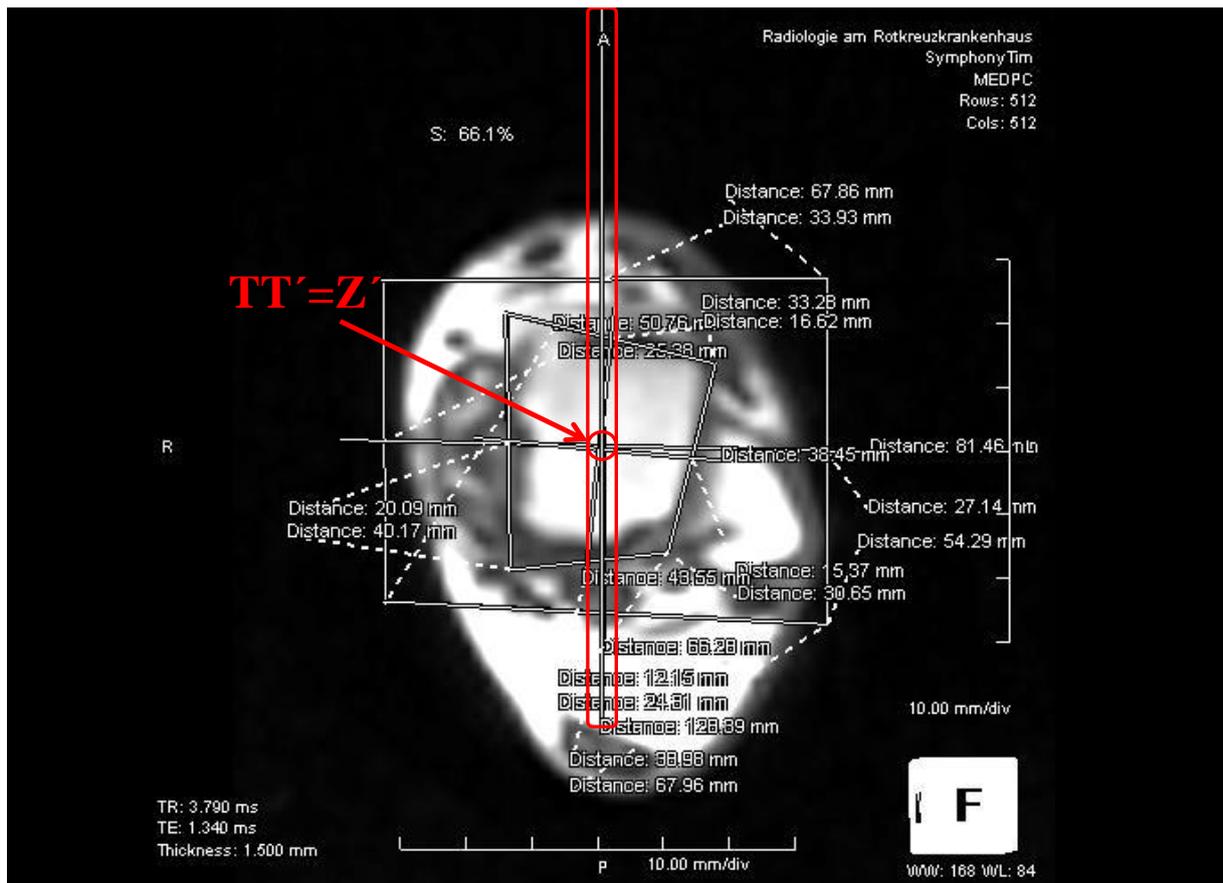


Abb. 2.9 a.p.-Translation der Z' -Achse

Von dieser a.p.-Translationslinie wurden die horizontalen Abstände der drei anatomischen Landmarken gemessen. Um die intraoperative Tastbarkeit zu gewährleisten, erfolgte die Messung der jeweiligen Abstände im hautnahen Niveau der Struktur. Nun wurde der senkrechte Abstand der drei anatomischen Strukturen von der Ebene, die durch die Z' - und Y' -Achsen aufgespannt wurde, gemessen.

Sehne des M. tibialis ant.: Bei der Sehne des M. tibialis anterior wurde der Abstand auf Höhe der medialen Malleolusgabel gemessen. Für die Bild-Analyse wurde die Schichtaufnahme gewählt, die den prominentesten Schnitt des Malleolus medialis der Tibia zeigt (siehe Abb. 2.10).

Tibiavorderkante: Bei der Tibiavorderkante wurde der Abstand an dem Punkt gemessen, an dem in kaudaler Richtung die typische kantige Struktur der Tibia verschwindet. Dies ist an der distalen, gelenknahen Stelle der Tibia der Fall. Für die Bild-Analyse wurde die kaudalste Schichtaufnahme gewählt, auf der die Tibiavorderkante noch zu erkennen war (siehe Abb. 2.11).

Intermetatarsalraum I: Bei dem Intermetatarsalraum I wurde der Abstand an dem Punkt gemessen, an dem die zwei knöchernen Strukturen, Ossa metatarsalia I und II zusammenlaufen. Diese beiden Strukturen waren bei der Bild-Analyse gut erkennbar. Die Messung erfolgte auf der kranialste Schichtebene, in der der Intermetatarsalraum I zu identifizieren war (siehe Abb. 2.12).

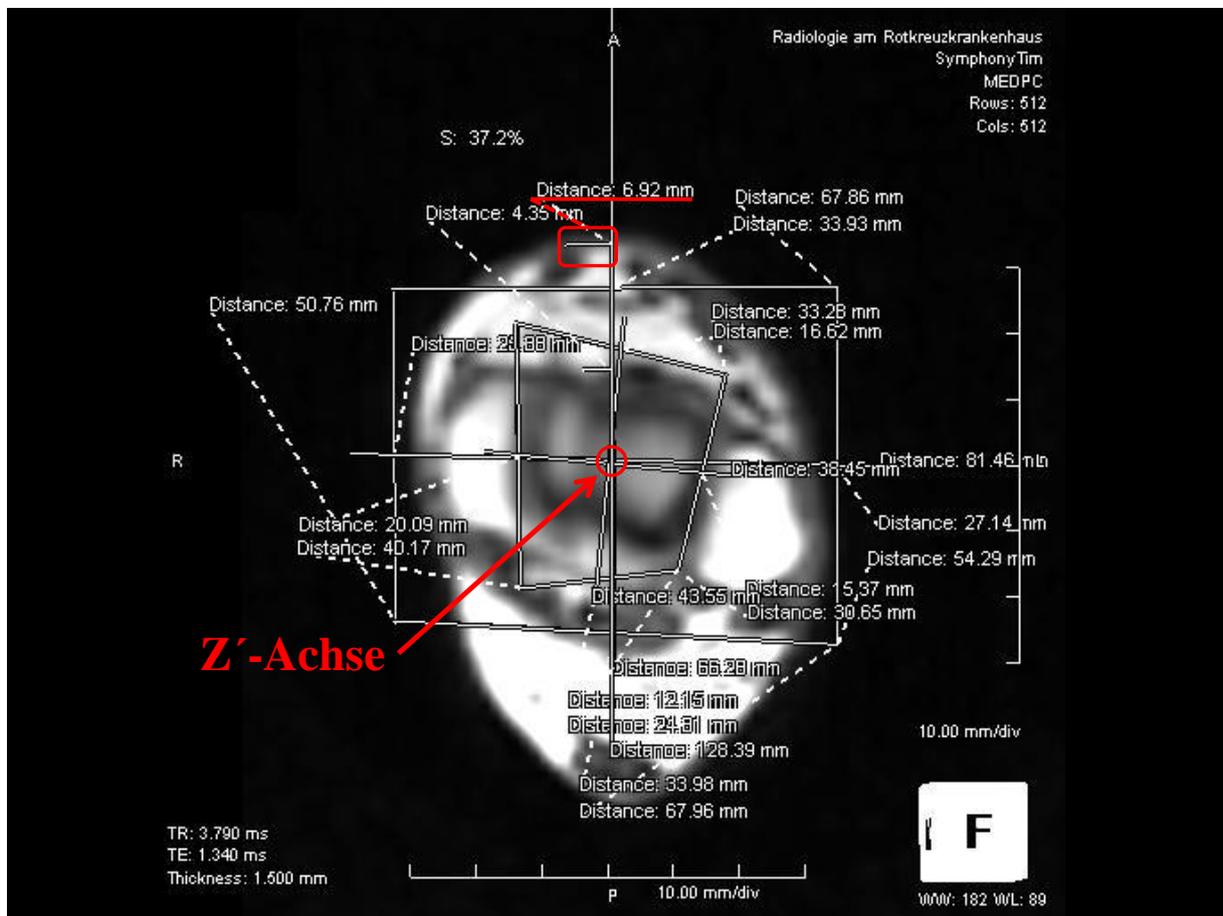


Abb. 2.10 Messung der Sehne des M. tibialis ant.

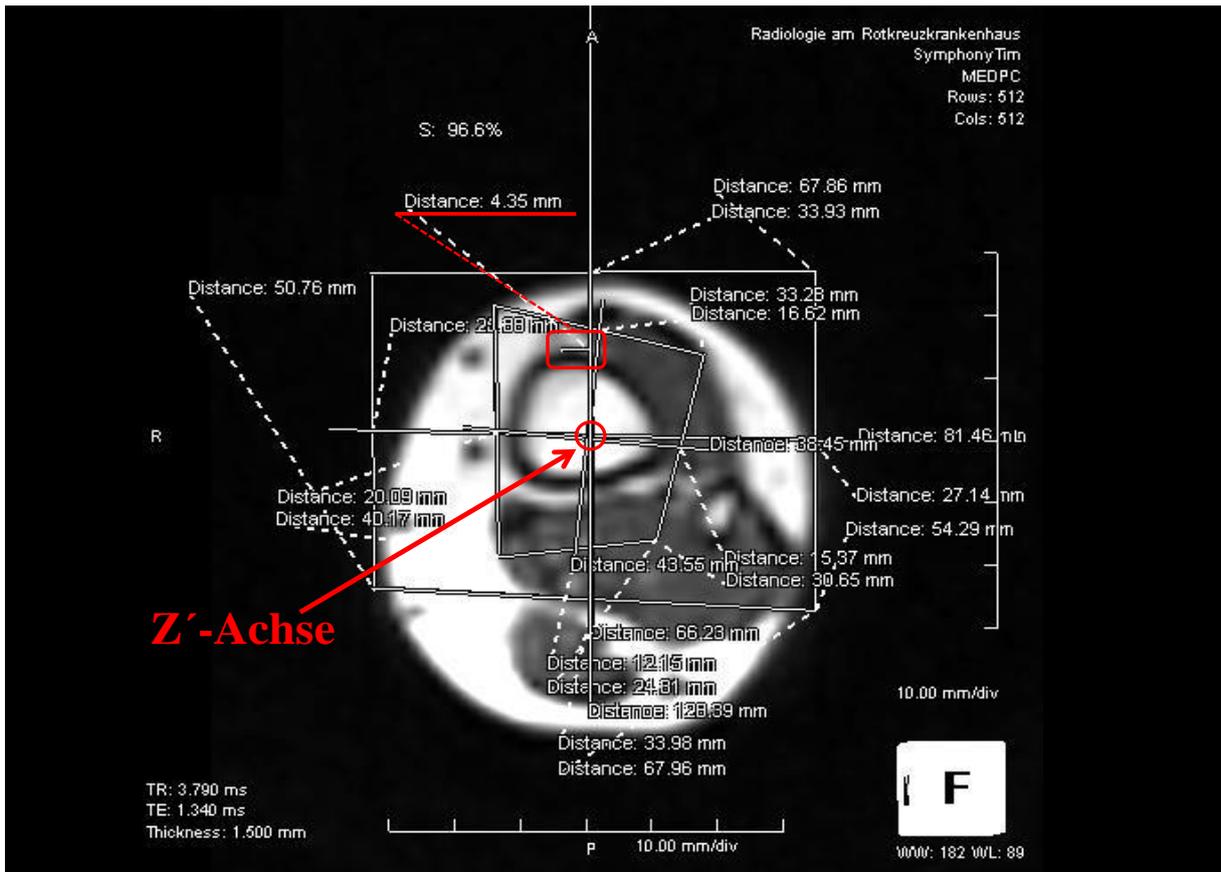


Abb. 2.11 Messung der Tibiavorderkante

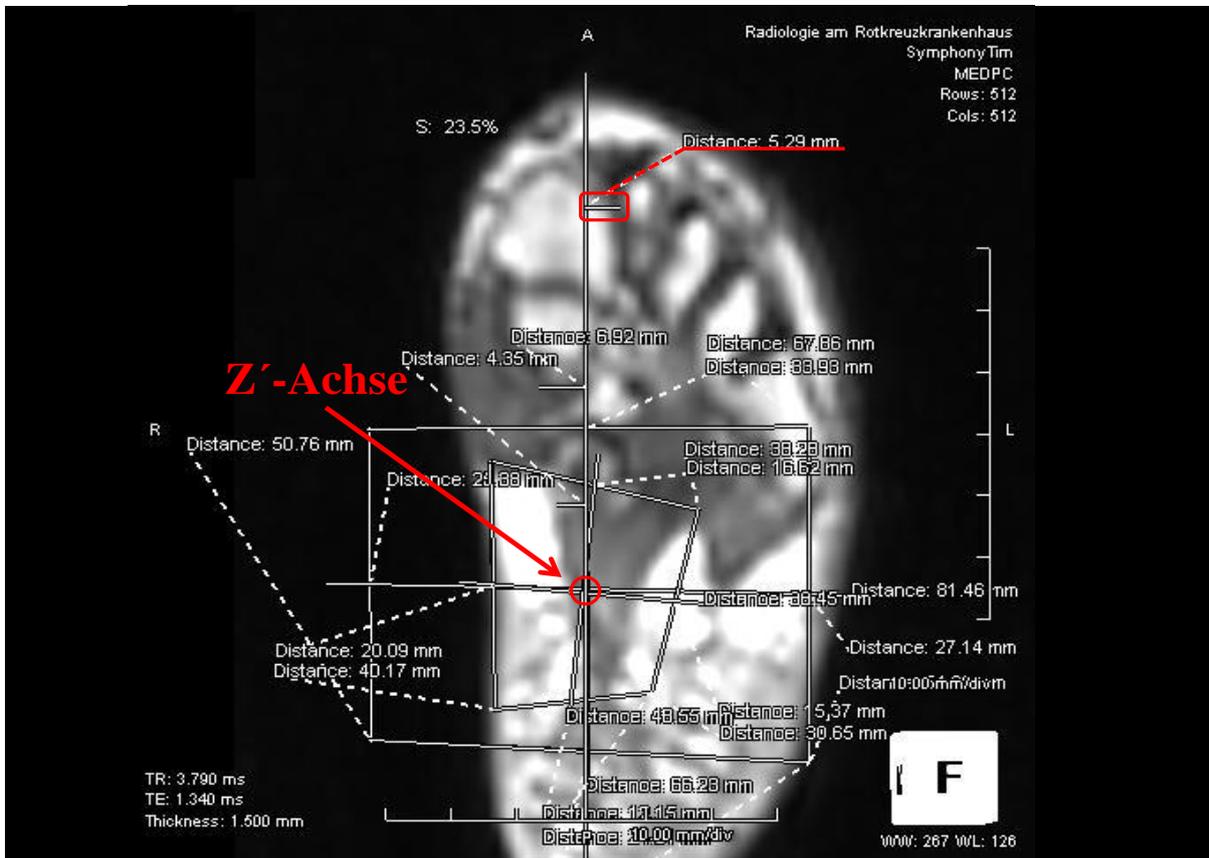


Abb. 2.12 Messung des Intermetatarsalraums I

Die Abstände wurde in Millimetern gemessen, wobei ein negativer Wert angegeben wurde, wenn die Struktur im medialen Bereich von der Translationslinie lag, und ein positiver, wenn sie im lateralen Bereich lag. Um Fehler bei der Messung zu vermeiden, wurden jeweils zwei separate Bild-Analysen pro Aufnahme zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt.

2.5 Operation

Im Rahmen dieser Studie wurden alle Implantationen der LCS®-Knie-Endoprothese durch zwei erfahrene Operateure der orthopädischen Abteilung des Rotkreuzklinikums München durchgeführt. Die LCS-Implantation nach der Tibia-first-Technik erfolgte durch Anwendung eines LCS®-Milestone™-Instrumentarium mit einem anteromedialen Zugang.

Mit Hilfe der jeweiligen Ergebnisse der MRT-Bild-Analyse wurde präoperativ die individuelle Landmarke für die Operation festgelegt, die den geringsten horizontalen Abstand von der kernspintomographisch als ideal identifizierten Implantationslinie besaß. Bei jedem Probanden wurde protokolliert, welche Struktur als Landmarke genutzt wurde. Diese Information diente auch dazu, die Probanden zur späteren statistischen Analyse in drei Gruppen ("Tibialis ant. Sehne"-, "Tibiavorderkante"- und "Intermetatarsalraum I"-Gruppe) einzuteilen.

Intraoperativ wurden die jeweiligen Landmarken palpatorisch durch den Operateur identifiziert. Die Lage der Sehne des M. tibialis ant. wurde auf Höhe der Malleolengabel ausgemacht. Beim Intermetatarsalraum I wurde die proximalste Stelle und bei der Tibiavorderkante die am weitesten distal tastbare Stelle bestimmt. Diese Punkte können als äquivalent zu den in der MRT-Bild-Analyse betrachteten Punkten angesehen werden.

2.6 Postoperative Nachkontrolle

Alle Studienpatienten wurden sechs Monate nach dem operativen Eingriff zur Nachuntersuchung einbestellt. Die standardisierte Nachkontrolle diente der Datengewinnung zur Beurteilung des individuellen Operationserfolges. In diesem Rahmen wurden anamnestische Daten erhoben und eine klinische Untersuchung durchgeführt, um den Vergleich mit den präoperativen Daten zu ermöglichen. Zur Quantifizierung der klinischen Daten diente hier wieder das Knee Society Clinical Rating System nach J.N. Insall (siehe Kapitel 2.4.1 und Tabelle 2.2).

Wie bei der präoperativen Vorbereitung wurde zusätzlich zur Berechnung der klinischen Scores eine a.p.-Ganzbeinaufnahme angefertigt, um die postoperative Achsausrichtung des Beins zu beurteilen. Als Zielwert der postoperativen Beinachse wurden

die physiologischen Werte der Beinachse wie in Kapitel 2.4.2 festgelegt (siehe Kapitel 2.4.2 und Abb. 2.2).

2.7 Statistische Vorgehensweise

Die statistische Analyse verfolgte zwei Fragen:

- (a) Welche anatomische Struktur liegt am nächsten zur idealen Implantationsachse?
- (b) Hat die Entscheidung, welche anatomische Struktur als intraoperative Landmarke genutzt wird, einen Einfluss auf das postoperative Ergebnis? (Klinischer Score und Achsausrichtung bei Nachuntersuchung)

Im Bezug auf Frage (a) wurden die jeweiligen Lagemaße der drei untersuchten Strukturen statistisch verglichen, indem das jeweilige arithmetische Mittel und die Streuung berechnet wurden. Diese Auswertung erfolgte sowohl mit den Gesamtdaten als auch bei den drei einzelnen Untergruppen je nach präoperativer Beinachse. (Varus, Physiologisch und Valgus)

Im Bezug auf Frage (b) wurden die gesammelten Daten der Nachuntersuchungen je nach intraoperativ genutzter Landmarke im Einzelnen ausgewertet. Die Ergebnisse der jeweiligen Landmarke wurden dann miteinander verglichen.

Zur Signifikanz-Berechnung wurde der studentische t-Test nach Gosset verwendet. Zur Überprüfung der statistischen Aussagekraft wurde ein Signifikanz-Niveau von $\alpha < 5\%$ ($p < 0,05$) als kritischer Bereich definiert.

Kapitel 3: Ergebnis

3.1 Präoperative Untersuchungen

Im Rahmen der stationären Aufnahmeuntersuchung am Vortag der Operation erfolgten klinische, radiologische und kernspintomographische Untersuchungen bei allen Patienten.

3.1.1 Präoperativer klinischer Score: Knee Society Clinical Rating System nach Insall

Die präoperativen Durchschnittswerte betragen 62,3 beim Knee-Score und 57,2 beim Functional-Score, woraus sich eine Summe von 119,5 ergab (siehe Tabelle 3.1).

Präoperative Knee-Score	62,3 ± 13,2 (37 – 78)
Präoperative Functional Score	57,2 ± 16,9 (15 – 90)
Summe	119,5 ± 23,0 (73 – 155)

Tabelle 3.1 Durchschnittswerte des präoperativen Knee-Scores

3.1.2 Präoperative a.p.- Ganzbeinaufnahme

Anhand einer a.p.-Ganzbeinaufnahme wurden Knieaußenwinkel (KA), Femuraußenwinkel (FA), Tibiaaußenwinkel (TA) und Tibiofemoral-Winkel (TFW) gemessen. Die Mittelwerte der obengenannten Winkel waren jeweils 178,2° (KA), 84,1° (FA), 94,2° (TA) und 1,8° (TFW) (siehe Tabelle 3.2). Die Einteilung der Studienpatienten in die Gruppen nach Bein-achsentypen erfolgte nach den in Kapitel 2.4.2 erwähnten Kriterien:

- Varus-Gruppe (TFW < 3°) : 16 Probanden
- Physiologische Gruppe (3° ≤ TFW ≤ 9°) : 9 Probanden
- Valgus-Gruppe (TFW > 9°) : 4 Probanden

Diagramm 3.1 stellt die Verteilungsmuster der Tibiofemoral-Winkel aller Probanden dar.

Präoperative Knieaußenwinkel (174°)	178,2° ± 6,1 (193° – 168°)
Präoperative Femuraußenwinkel (81°)	84,0° ± 2,9 (93° – 80°)
Präoperative Tibiaaußenwinkel (93°)	94,2° ± 4,9 (104° – 84°)
Präoperative Tibiofemoral-Winkel (6°)	1,8° ± 6,0 (12° – -10°)

Tabelle 3.2 Durchschnittswerte der präoperativen Beinachse

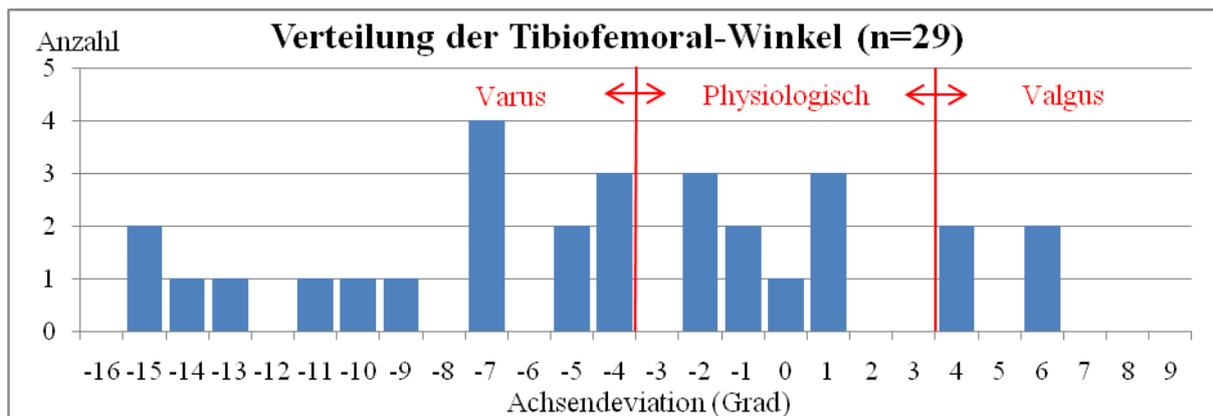


Diagramm 3.1 Präoperative Verteilung der Tibiofemoral-Winkel

3.1.3 Kernspintomographische Bild-Analyse

3.1.3.1 Auswertung der MRT-Bild-Analyse

3.1.3.1.1. Intra-Beobachter-Reliabilität der Messung

Um die Intra-Beobachter-Reliabilität festzustellen, wurde bei den drei Landmark-Strukturen die Intra-Class-Correlation (Intraklassenkorrelation) der zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten ermittelten Messdaten errechnet.¹ Tabelle 3.3 zeigt die Ergebnisse für die drei Strukturen. Es zeigt sich, dass die Sehne des M.tibialis ant. und Intermetatarsalraum I eine hohe Reliabilität aufweisen.

Strukturname	Intraklassenkorrelation (0≤ICC≤1)
Sehne des M. tibialis ant.	0,94
Tibiavorderkante	0,60
Intermetatarsalraum I	0,99

Tabelle 3.3 Intra-Class-Correlation der MRT-Bild-Analyse

¹Hierbei geht es um die Frage, wie hoch die Übereinstimmung zwischen den zu unterschiedlichen Zeitpunkten von einem Untersucher ermittelten Messdaten ist. Für die Quantifizierung dieses Werts wurde die Intraklassenkorrelation (ICC) mit folgender Formel berechnet:

$$ICC = \frac{\text{systematischer Varianz}}{\text{Gesamtvarianz}} = \frac{MS_{\text{zwischen}} - MS_{\text{Sinnerhalb}}}{MS_{\text{zwischen}} + MS_{\text{Sinnerhalb}}}$$

$$MS_{\text{zwischen}} = \frac{\sum_i (e_i - g)^2}{n-1}$$

$$MS_{\text{Sinnerhalb}} = \frac{\sum_{ij} (x_{ij} - e_i)^2}{n}$$

- n: Anzahl der Beobachtungsfälle (Index i)
- x_{ij}: Beobachtungswert von Beobachtungszeitpunkt j im Beobachtungsfall i
- e_i: Mittelwert eines Beobachtungsfall i
- g: Mittelwert aller Beobachtungswerte x_{ij}

ICC=1 bedeutet eine perfekte Reliabilität, d.h. die Messdaten aus den zwei unterschiedlichen Zeitpunkten stimmen voll überein. ICC=0 bedeutet keine Reliabilität, d.h. es gibt keine statistische Korrelation zwischen den beiden Werten.

3.1.3.1.2 Gesamtauswertung der MRT-Bild-Analyse

Bei der Gesamtauswertung zeigte sich, dass sowohl die Sehne des M. tibialis ant. als auch die Tibiavorderkante im medialen Bereich zur idealen Implantationsachse lagen, wobei die Sehne des M. tibialis ant. einen etwas geringeren Abstand aufwies (Sehne des M. tibialis ant.: -1,66mm, Tibia-vorderkante: -1,87mm). Der Intermetatarsalraum I war durchschnittlich am weitesten von der idealen Implantationsachse entfernt (3,01mm). Die Tibiavorderkante hatte die geringste Streuungsbreite (SD = 2,58mm). Danach folgte die Sehne des M. tibialis ant. (SD = 5,73mm). Der Intermetatarsalraum I hatte die weiteste Streuungsbreite (SD = 8,48mm). Beim Signifikanz-Test ergab sich zwischen den Messwerten des Intermetatarsalraums I und denen der beiden anderen Strukturen statistisch signifikante Unterschiede ($\alpha < 5\%$), während der Unterschied zwischen der Sehne des M. tibialis ant. und der Tibiavorderkante nicht signifikant war ($\alpha \geq 5\%$). Mit dem durchschnittlich größten Abstand zur idealen Implantationsachse und einem vergleichsweise hohen Streuungsgrad weist der Intermetatarsalraum I signifikant schlechtere Eigenschaften als Landmarke auf (siehe Tabelle 3.4, 3.5 und Diagramm 3.2).

Strukturname	Abstand \pm SD (mm)
Sehne des M. tibialis ant.	-1,66 \pm 5,73
Tibiavorderkante	-1,87 \pm 2,58
Intermetatarsalraum I	3,01 \pm 8,48

Tabelle.3.4 Gesamtauswertung der MRT-Bild-Analyse

Verglichene Strukturen	T-Wert	P-Wert
Sehne des M. tibialis ant. vs. Tibiavorderkante	0,1800	p = 0,859
Tibiavorderkante vs. Intermetatarsalraum I	2,9648	p = 0,006
Sehne des M. tibialis ant. vs. Intermetatarsalraum I	2,5678	p = 0,016

Tabelle 3.5 Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der Gesamtauswertung

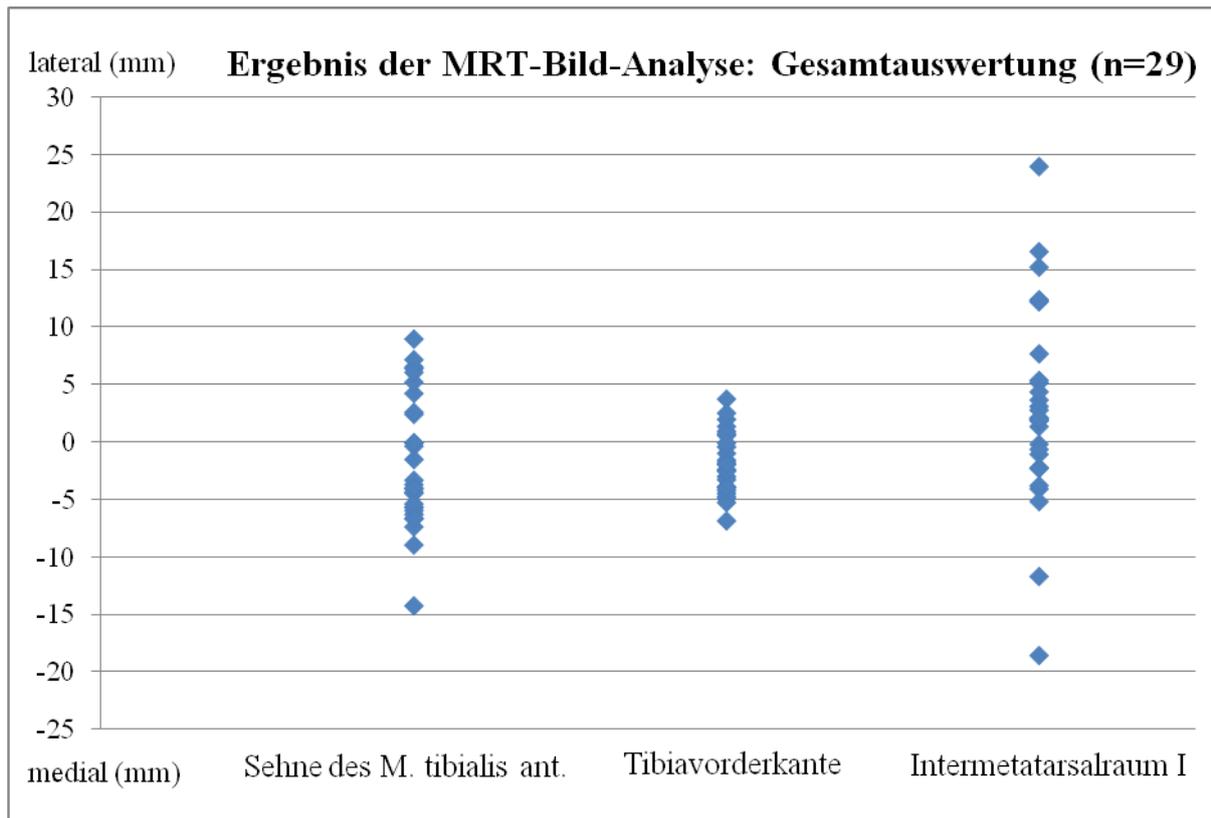


Diagramm 3.2 Gesamtauswertung der MRT-Bild-Analyse

3.1.3.1.3 MRT-Bild-Analyse der Varus-Gruppe

Die Analyse der Varus-Gruppe zeigte ein ähnliches Verteilungsmuster wie bei der Gesamtanalyse. Der Mittelwert der Sehne des M. tibialis ant. war am nächsten von der idealen Implantationsachse ($0,10 \pm 5,37\text{mm}$), während die Tibiavorderkante durchschnittlich medial von der Implantationsachse ($-2,29 \pm 1,78\text{mm}$) lag. Gleichzeitig hatte die Sehne des M. tibialis ant. eine wesentlich größere Streubreite als die Tibiavorderkante. Der Intermetatarsalraum I war durchschnittlich am weitesten entfernt von der idealen Implantationsachse und wies auch die größte Streuung auf ($3,82 \pm 8,59\text{mm}$). Auch beim Signifikanztest der Varus-Gruppe ergab sich ein ähnliches Ergebnis wie bei der Gesamtauswertung: Die Unterschiede zwischen den Messwerten des Intermetatarsalraums I und denen der anderen beiden Strukturen waren signifikant ($\alpha < 5\%$), aber zwischen der Sehne des M. tibialis ant. und der Tibiavorderkante wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt ($\alpha \geq 5\%$). Ähnlich wie bei der Gesamtanalyse wies der Intermetatarsalraum I mit dem größten Abstand zur idealen Implantationsachse und der größten Streuung statistisch schlechtere Eigenschaften auf (siehe Tabelle 3.6, 3.7 und Diagramm 3.3).

Strukturname	Abstand ± SD (mm)
Sehne des M. tibialis ant.	0,10 ± 5,37
Tibiavorderkante	-2,29 ± 1,78
Intermetatarsalraum I	3,82 ± 8,59

Tabelle 3.6 MRT-Bild-Analyse der Varus-Gruppe

Verglichene Strukturen	T-Wert	P-Wert
Sehne des M. tibialis ant. vs. Tibiavorderkante	1,6900	p = 0,113
Tibiavorderkante vs. Intermetatarsalraum I	2,7860	p = 0,015
Sehne des M. tibialis ant. vs. Intermetatarsalraum I	2,4125	p = 0,030

Tabelle 3.7 Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der Varus-Gruppe

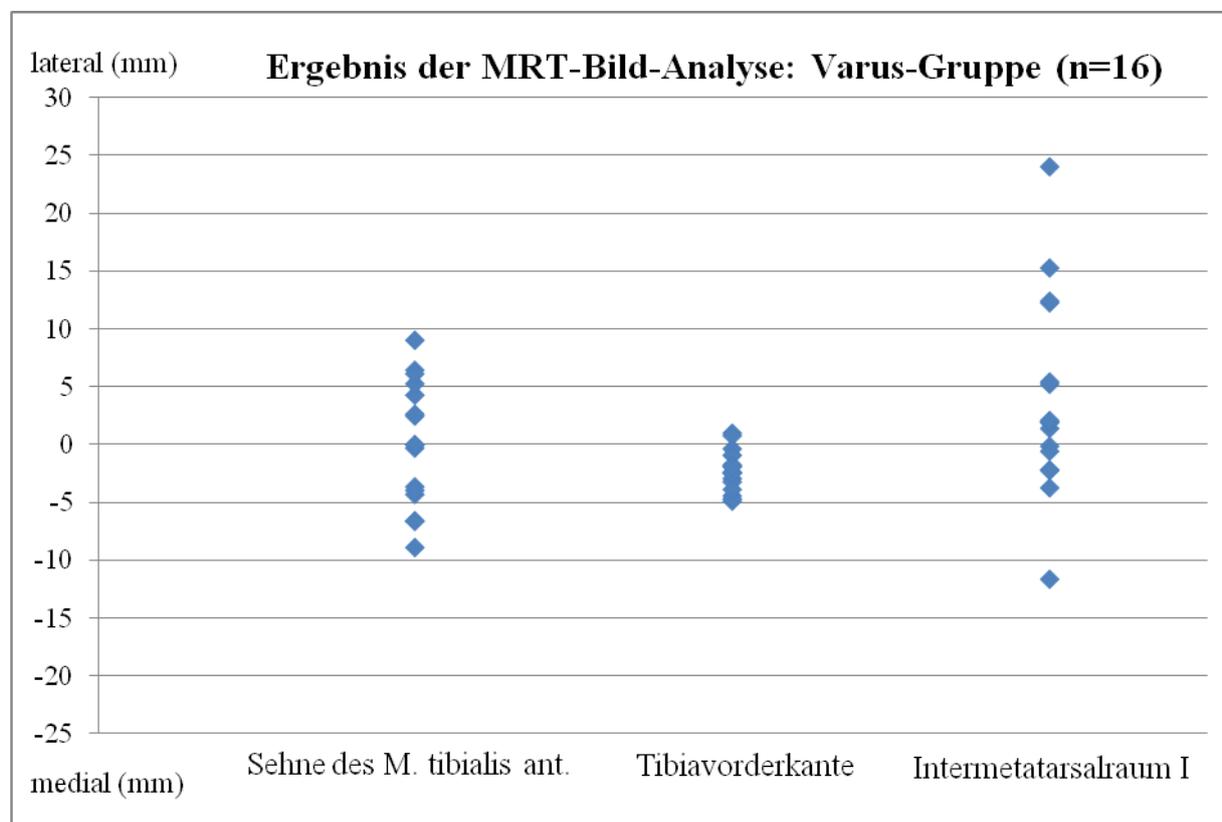


Diagramm 3.3 MRT-Bild-Analyse der Varus-Gruppe

3.1.3.1.4 MRT-Bild-Analyse der physiologischen Gruppe

Die Bild-Analyse der physiologischen Gruppe zeigte, dass das arithmetische Mittel der Tibia-vorderkante den geringsten Abstand zur idealen Implantationsachse hatte ($-2,10 \pm 3,37\text{mm}$). Die Struktur mit der geringsten Streuung war jedoch die Sehne des M. tibialis ant. ($-5,12 \pm 1,67\text{mm}$), die bei allen Probanden auf der medialen Seite der idealen Implantationsachse lag. Auch bei der physiologischen Gruppe hatte der Intermetatarsalraum I

die größte Streubreite ($2,75 \pm 5,34\text{mm}$). Das Signifikanzniveau zwischen den Messwerten der Sehne des M. tibialis ant. und denen der anderen beiden Strukturen reichte für eine statistische Aussage aus ($\alpha < 5\%$). Im Gegensatz zu der Gesamtanalyse und zu der Varus-Gruppe liegt hierbei die Sehne des M. tibialis ant. signifikant medialer als die Tibiavorderkante und der Intermetatarsalraum I. Zwischen der Tibiavorderkante und dem Intermetatarsalraum I bestand jedoch nur ein schwach signifikanter Unterschied ($5\% \leq \alpha < 10\%$). Es kann keine statistisch valide Aussage über die Lagebeziehung dieser beiden Strukturen getroffen werden, obwohl die geringe Streuung der Tibiavorderkante ein Indiz dafür ist, dass diese Struktur als intraoperative Landmarke besser geeignet ist (siehe Tabelle 3.8, 3.9 und Diagramm 3.4).

Strukturname	Abstand \pm SD (mm)
Sehne des M. tibialis ant.	$-5,12 \pm 1,67$
Tibiavorderkante	$-2,10 \pm 3,37$
Intermetatarsalraum I	$2,75 \pm 5,34$

Tabelle 3.8 MRT-Bild-Analyse der physiologischen Gruppe

Verglichene Strukturen	T-Wert	P-Wert
Sehne des M. tibialis ant. vs. Tibiavorderkante	2,4089	$p = 0,047$
Tibiavorderkante vs. Intermetatarsalraum I	2,3042	$p = 0,055$
Sehne des M. tibialis ant. vs. Intermetatarsalraum I	2,6000	$p = 0,035$

Tabelle 3.9 Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der physiologischen Gruppe

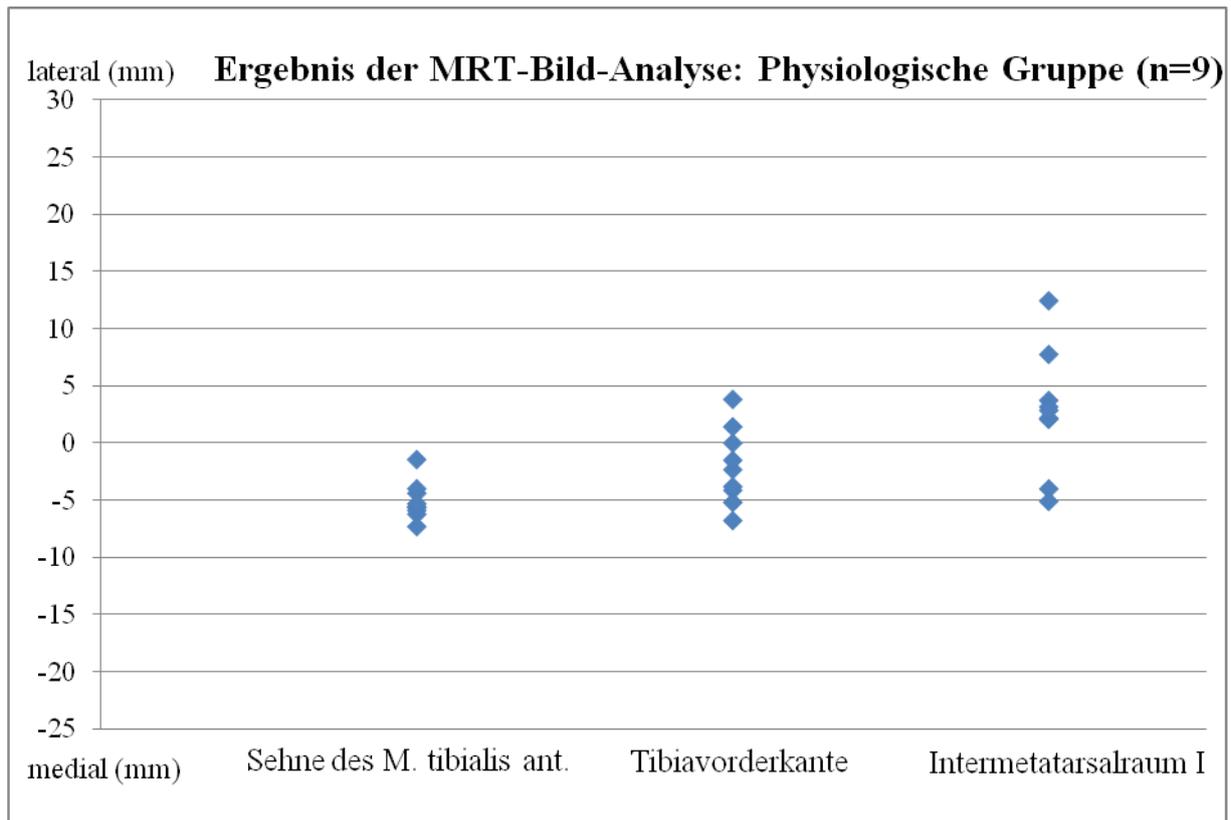


Diagramm 3.4 MRT-Bild-Analyse der physiologischen Gruppe

3.1.3.1.5 MRT-Bild-Analyse der Valgus-Gruppe

Wie bei der Gesamtauswertung und der Varus-Gruppe hatte bei der Valgus-Gruppe die Tibiavorderkante den geringsten Abstand von der idealen Implantationsachse und die geringste Streuung ($0,31 \pm 2,95\text{mm}$). Allerdings kann dieses Ergebnis (siehe Tabelle 3.10, 3.11 und Diagramm 3.5) aufgrund der geringen Probandenzahl ($n=4$) nur als erster Hinweis betrachtet werden. Eine Studie mit größerer Probandenzahl könnte Aufschluss über die statistischen Lagebeziehungen der drei Strukturen bei Patienten mit Valgus-Beinachstellung geben.

Strukturname	Abstand \pm SD (mm)
Sehne des M. tibialis ant.	$-0,93 \pm 10,07$
Tibiavorderkante	$0,31 \pm 2,95$
Intermetatarsalraum I	$0,36 \pm 14,59$

Tabelle 3.10 MRT-Bild-Analyse der Valgus-Gruppe

Verglichene Strukturen	T-Wert	P-Wert
Sehne des M. tibialis ant. vs. Tibiavorderkante	0,2363	p = 0,835
Tibiavorderkante vs. Intermetatarsalraum I	0,0067	p = 0,995
Sehne des M. tibialis ant. vs. Intermetatarsalraum I	0,0056	p = 0,996

Tabelle 3.11 Ergebnis des Signifikanz-Tests bei der Valgus-Gruppe

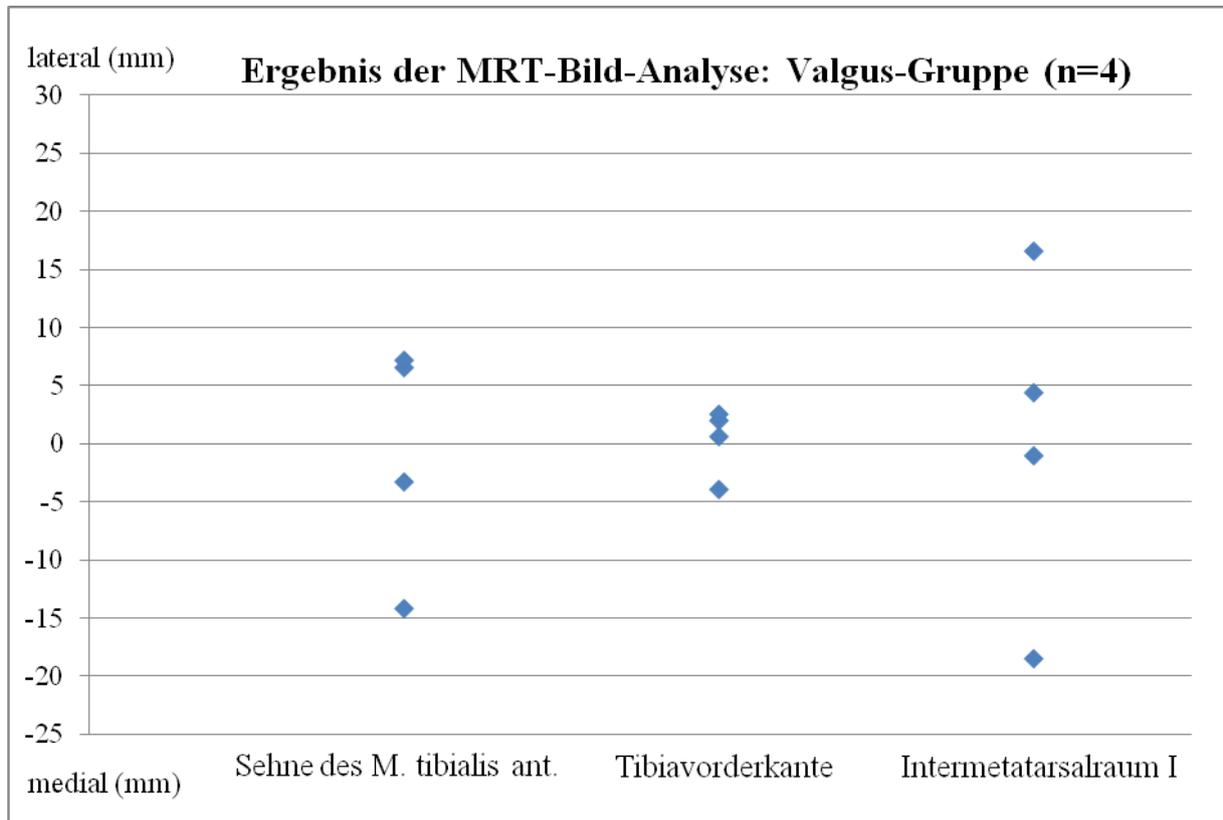


Diagramm 3.5 MRT-Bild-Analyse der Valgus-Gruppe

3.1.3.2. Verhältnis zwischen horizontalem Abstand zur idealen Implantationsachse und der Beinachsendeavation

Die folgenden drei Streudiagramme zeigen das Verhältnis zwischen dem horizontalen Abstand der jeweiligen Strukturen zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachsenausrichtungen der Probanden.

Das Diagramm der Sehne des M. tibialis ant. zeigt, dass diese Struktur bei Probanden mit einer physiologischen Beinachse ausnahmslos im medialen Bereich mit einem Abstand von unter acht Millimetern zur idealen Implantationsachse lag. Außerhalb des physiologischen Bereichs zeigt sich jedoch eine größere Streuung im Abstand zur idealen Implantationsachse. Außerdem weist die Tendenzlinie darauf hin, dass mit größerer Varus-Achsendeavation die Sehne des M. tibialis ant. zunehmend lateral von der Implantationsachse liegt (siehe Diagramm 3.6).

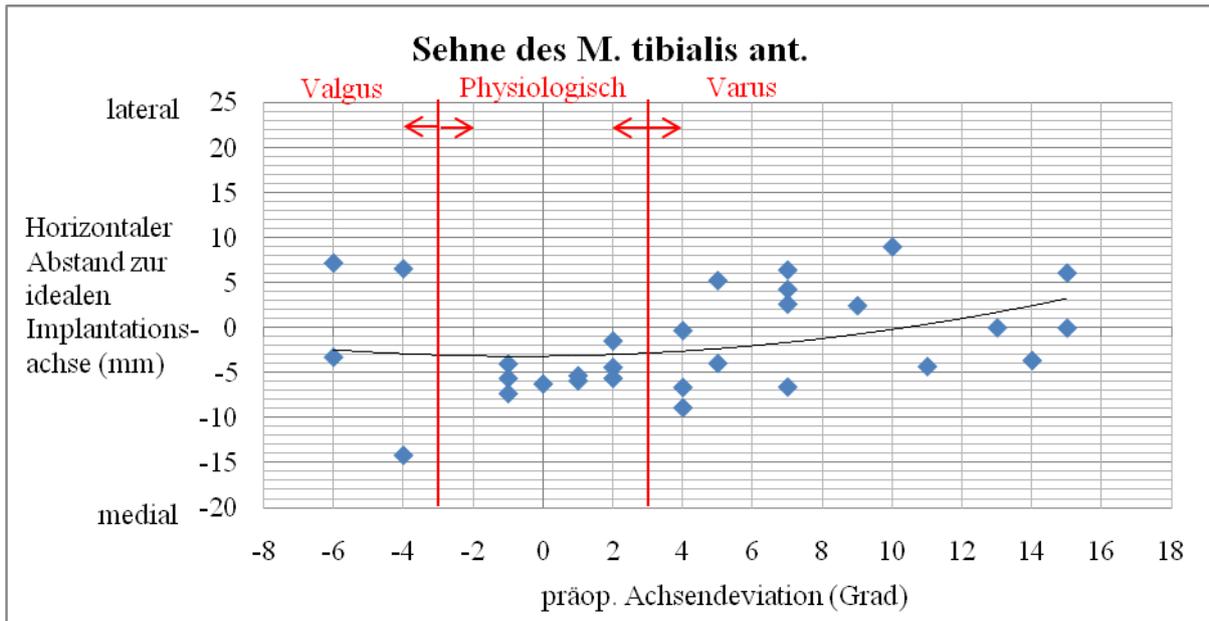


Diagramm 3.6 Verhältnis zwischen horizontalem Abstand der Sehne des M. tibialis ant. zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachse

Entsprechend der Ergebnisse aus Abschnitt 3.1.3.1 zeigt das Diagramm der Tibiavorderkante insgesamt eine vergleichsweise geringe Streuung im horizontalen Abstand zur idealen Implantationsachse. Die Tendenzlinie der Tibiavorderkante liegt in weiten Bereichen medial zu der idealen Implantationslinie. Das Diagramm zeigt weiterhin, dass die Beinachsene deviation kaum mit dem horizontalen Abstand zwischen Tibiavorderkante und idealer Implantationsachse korreliert (siehe Diagramm 3.7).

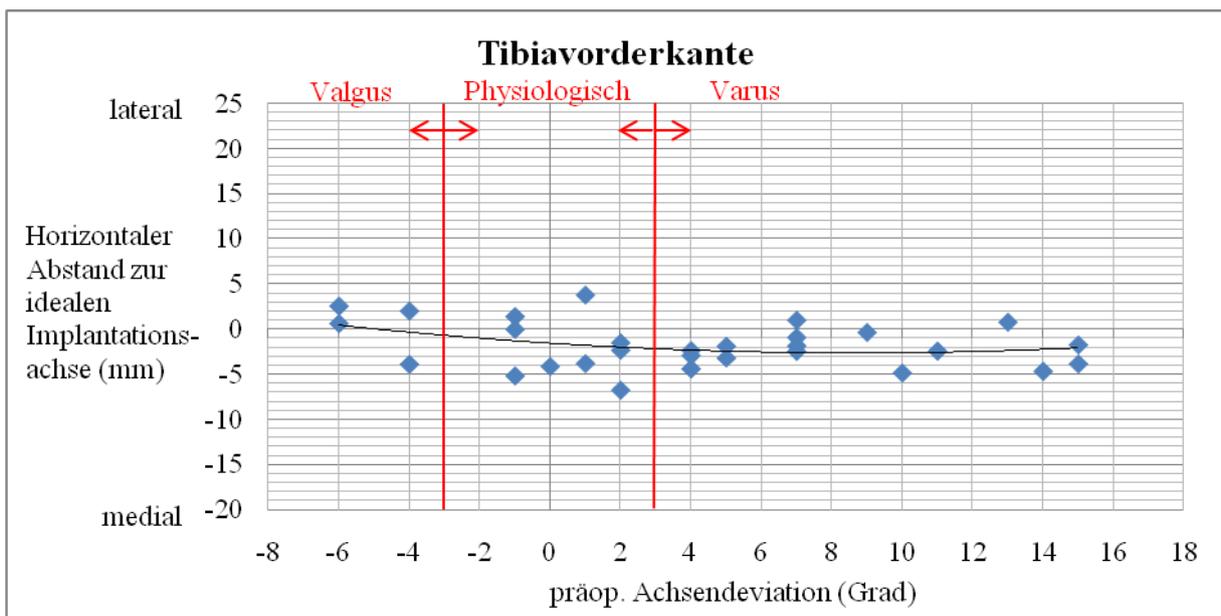


Diagramm 3.7 Verhältnis zwischen horizontalem Abstand der Tibiavorderkante zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachse

Der Intermetatarsalraum I liegt eher lateral von der idealen Implantationsachse mit zunehmender Tendenz bei Patienten mit Varus-Beinachse. Jedoch zeigt sich in Diagramm 3.8 um die Tendenzlinie eine große Streuung im horizontalen Abstand zur idealen Implantationsachse. Deshalb kann keine eindeutige Aussage darüber getroffen werden, auf welcher Seite des Ausrichtungsstabs diese Struktur bei der Operation liegen sollte (siehe Diagramm 3.8).

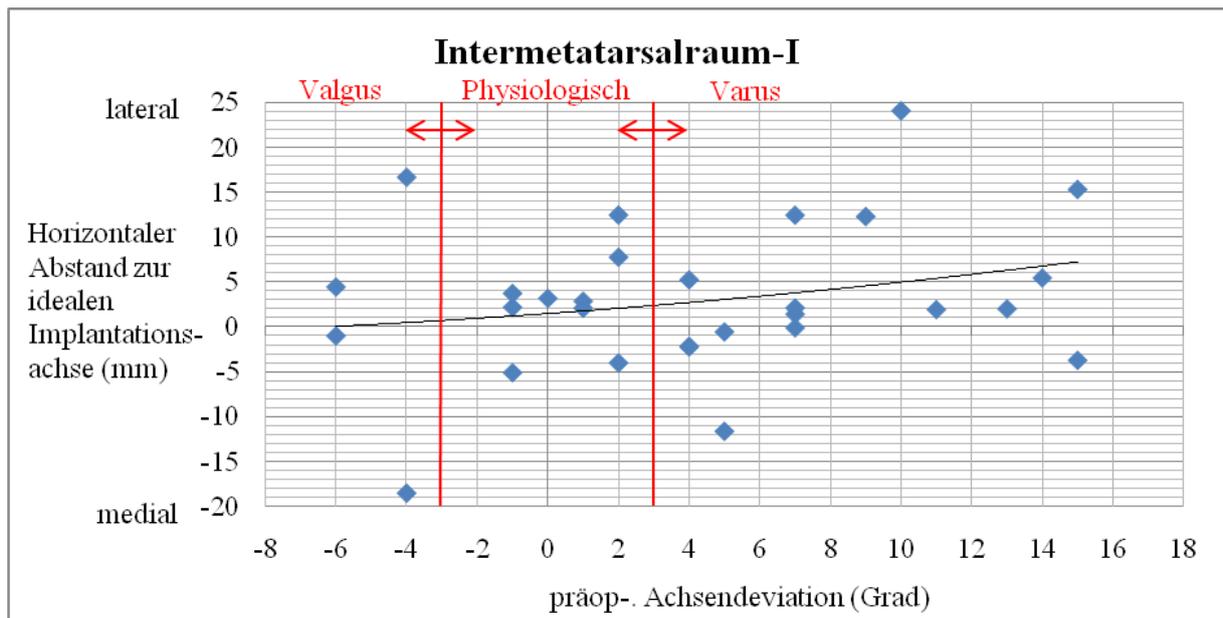


Diagramm 3.8 Verhältnis zwischen horizontalem Abstand des Intermetatarsalraums I zur idealen Implantationsachse und der präoperativen Beinachse

Der Vergleich der drei obengenannten Diagramme verdeutlicht, dass der horizontale Abstand zwischen der Tibiavorderkante und der idealen Implantationsachse die geringste Korrelation mit der präoperativen Beinachseneviation aufweist. Die Sehne des M. tibialis ant. scheint nur im physiologischen Bereich ähnlich stabile Eigenschaften als Landmarke zu besitzen. Weder bei der Sehne des M. tibialis ant. noch bei dem Intermetatarsalraum I konnte ein klares Verhältnis zwischen der Lagebeziehung der Struktur zur idealen Implantationsachse und der Beinachseneviation gezeigt werden.

3.2 Einteilung der Operationen nach den genutzten anatomischen Landmarken

Je nach individueller Landmarkenstruktur, die intraoperativ genutzt wurde, konnten die Studienpatienten in folgende Gruppen eingeteilt werden:

- „Tibialis ant. Sehne“ Gruppe: 6 Probanden
- „Tibiavorderkante“ Gruppe: 14 Probanden

- „Intermetatarsalraum I“ Gruppe: 9 Probanden

3.3 Postoperative Nachkontrolluntersuchungen

Bei 27 der 29 Studienpatienten wurden Nachkontrolluntersuchungen durchgeführt. Davon verweigerte eine Patientin bei der Nachkontrolluntersuchung die Ganzbeinstandaufnahme. Zwei Patienten brachen den Kontakt ab und konnten nicht ausfindig gemacht werden.

3.3.1 Postoperativer klinischer Score: Knee Society Clinical Rating System nach Insall

Die Durchschnittswerte der klinischen Scores nach Insall sind in der Tabelle 3.11 dargestellt. Der postoperative Durchschnittswert betrug durchschnittlich 179,8 Punkte und lag 55,5 Punkte über dem präoperativen Wert. In den Teilaspekten des Bewertungssystems betrug der durchschnittliche Knee-Score 88,2 und der Functional-Score 91,7, wobei diese Werte 25,9 bzw. 26,4 Punkte über den präoperativen Werten lagen. Diese Unterschiede zwischen den prä- und postoperativen Scores waren statistisch höchstsignifikant. ($\alpha < 0,1\%$)

	Anzahl	Mittelwert	Differenz	T-Wert	P-Wert
Knee-Score	27	89,3 ± 10,7	27,0 ± 18,0	7,794	P < 0,001
Functional Score	27	91,9 ± 13,4	32,4 ± 20,0	8,418	P < 0,001
Gesamtwert	27	181,1 ± 21,7	59,4 ± 34,4	8,972	P < 0,001

Tabelle 3.12 Durchschnittswerte der postoperativen Scores und die Differenz zu den präoperativen Scores

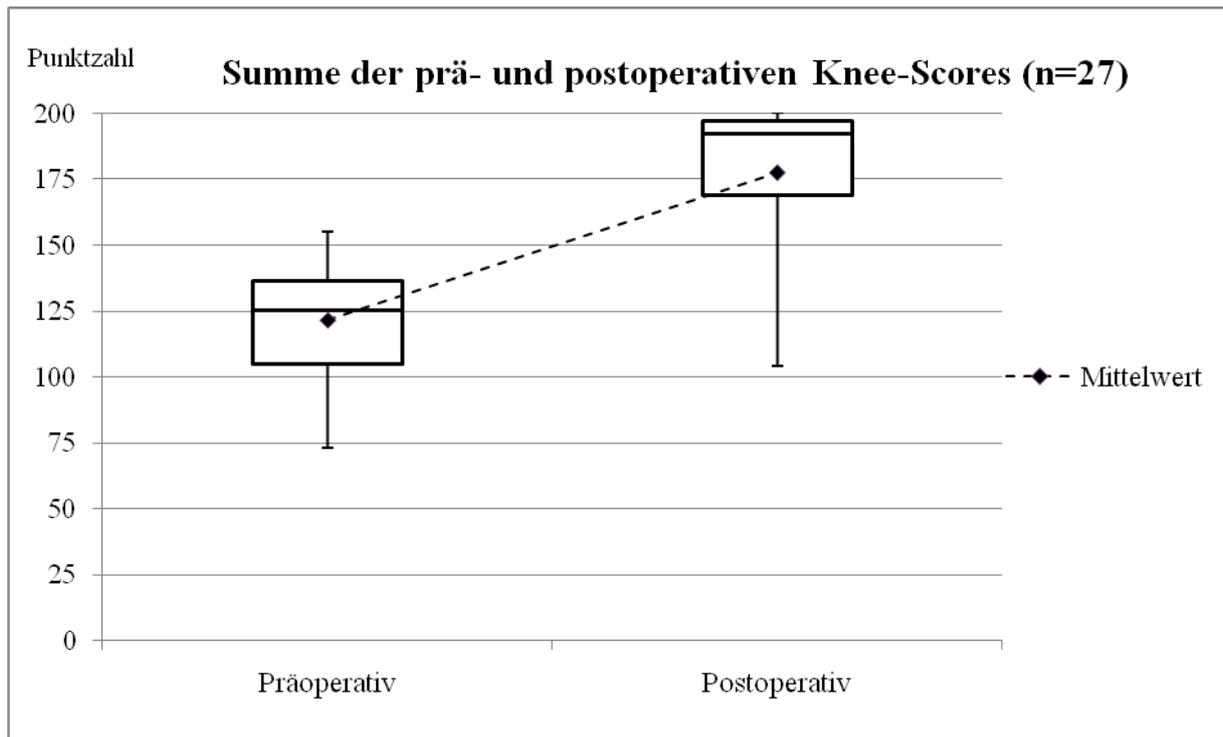


Diagramm 3.9 Vergleich der prä- und postoperativen klinischen Scores

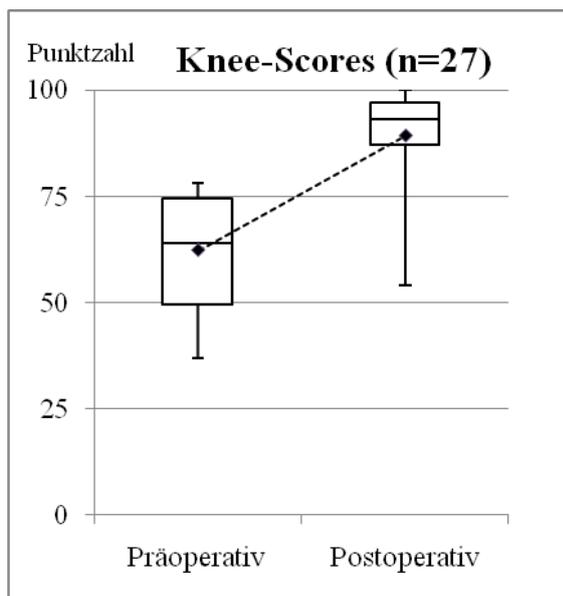


Diagramm 3.10 Vergleich der prä- und postoperativen Knee-Scores

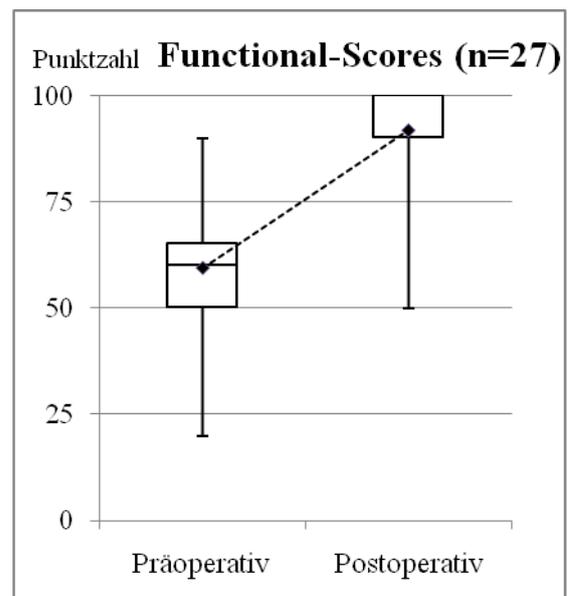


Diagramm 3.11 Vergleich der prä- und postoperativen Functional-Scores

3.3.2 Korrelation zwischen den postoperativen Knee-Scores und dem Body-Mass-Index

Bei Gegenüberstellung des postoperativen Knee Scores und des präoperativen Body-Mass-Index zeigt sich eine regrediente Tendenz der Werte, wie im Diagramm 3.12 dargestellt. Diese Tendenz ist bei den beiden Unter-Scores ebenso zu beobachten. Interessanterweise sind die Regressions-grade der Punktzahl in den beiden Unter-Scores vergleichbar groß.

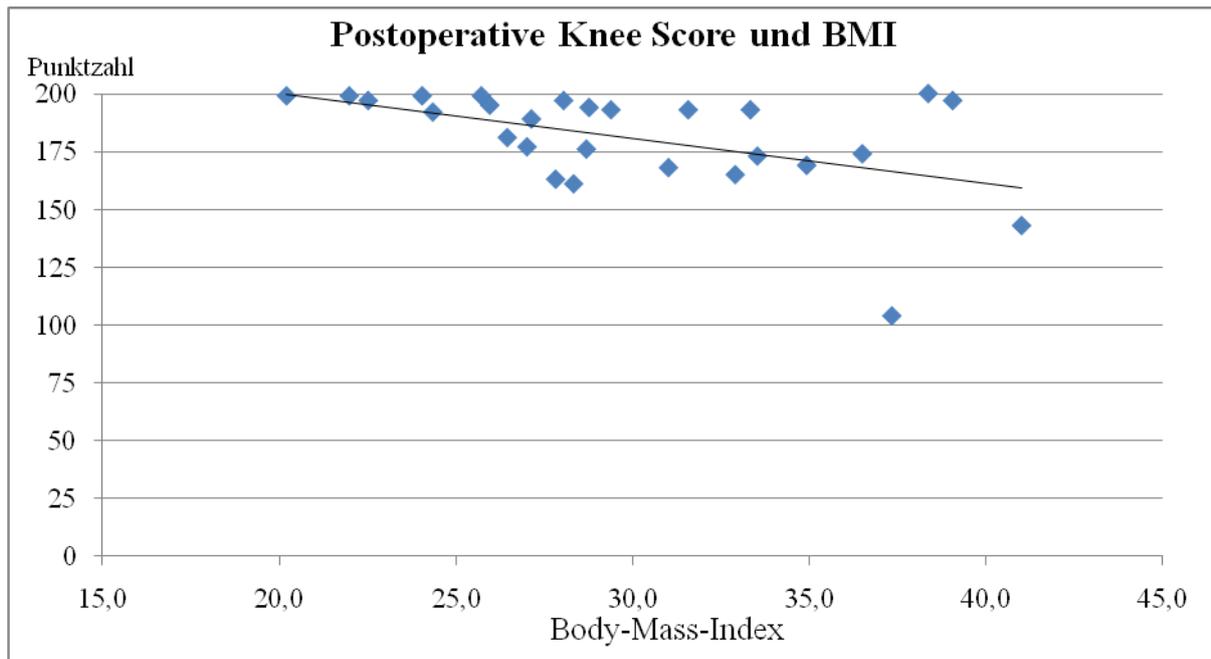


Diagramm 3.12 Verhältnis zwischen postoperativen Knee-Score und dem BMI

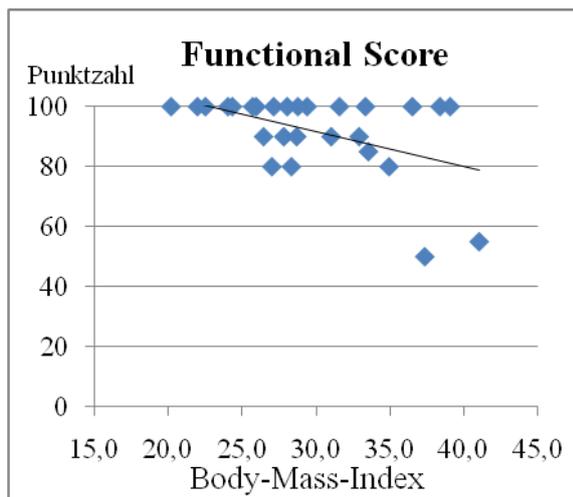


Diagramm 3.13 Verhältnis zwischen Functional-Score und dem BMI

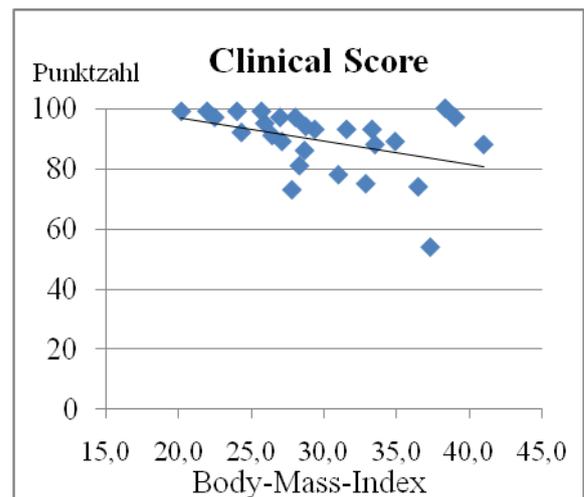


Diagramm 3.14 Verhältnis zwischen Clinical-Scores und dem BMI

3.3.3 Postoperative a.p.-Ganzbeinaufnahme

3.3.3.1 Gesamtauswertung der postoperativen Beinachse

Die Durchschnittswerte der postoperativen Beinachsenausrichtung sind in der Tabelle 3.7 aufgelistet. Von den insgesamt 26 Probanden, die an der Nachkontrolluntersuchung teilnahmen, hatten 22 Probanden „gute“ Operationsergebnisse, bei denen die postoperative Achsendeviation nicht mehr als 3 Grad betrug. Die Verteilung der Tibiofemoral-Winkel zeigt eine eingipflige Verteilungstendenz mit einem arithmetischen Mittel von $5,2^\circ$ (siehe Tabelle

3.15 und Diagramm 3.9).

Anzahl der Achsendeviation $\leq 3^\circ$	22 / 26 (84,6%)
postoperative Knieaußenwinkel (174°)	$174,7^\circ \pm 3,1$ ($180^\circ - 165^\circ$)
postoperative Femuraußenwinkel (81°)	$84,9^\circ \pm 1,6$ ($88^\circ - 81^\circ$)
postoperative Tibiaaußenwinkel (93°)	$89,9^\circ \pm 2,1$ ($93^\circ - 83^\circ$)
postoperative Tibiofemoral-Winkel (6°)	$5,2^\circ \pm 2,9$ ($15^\circ - 0^\circ$)

Tabelle 3.13 Durchschnittswerte der postoperativen Beinachse

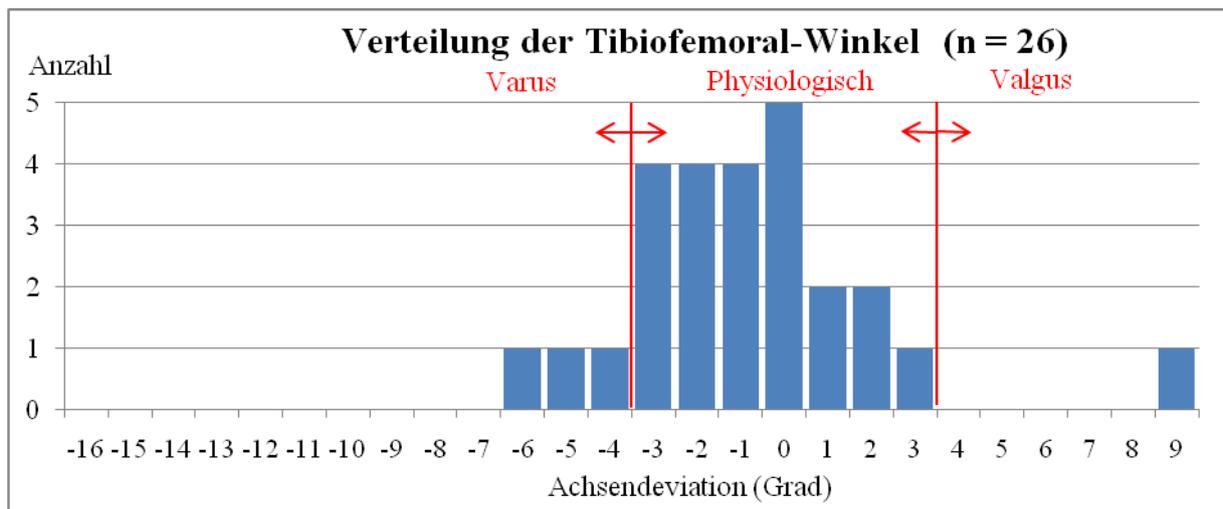


Diagramm 3.15 Verteilung der postoperativen Tibiofemoral-Winkel

3.3.3.2 Vergleich der postoperativen Beinachse in Abhängigkeit von der intraoperativen Landmarke

Der Vergleich der postoperativen Tibiofemoral-Winkel zeigt bei den Ergebnissen der drei Operationsgruppen keine wesentlichen Unterschiede. Die durchschnittliche postoperative Achsendeviation lag bei allen Gruppen im Bereich von $2,3^\circ$ (siehe Tabelle 3.14). Die Sehne des M. tibialis ant. war die einzige Landmarkenstruktur, mit der bei allen Probanden postoperativ „gute“ Ergebnisse im Zielkorridor von unter 3° erreicht wurden, wobei hierbei die geringe Probandenzahl zu beachten ist.

	Deviation $< 3^\circ$	TFW	Deviation
Gruppe "Tibialis ant."	6/6 (100%)	$5,2^\circ \pm 2,4^\circ$	$2,17^\circ \pm 0,98^\circ$
Gruppe "Tibiavorderkante"	10/13 (77%)	$4,2^\circ \pm 2,3^\circ$	$2,15^\circ \pm 1,95^\circ$
Gruppe "Intermetatarsalraum I"	6/7 (85%)	$7,1^\circ \pm 3,7^\circ$	$2,00^\circ \pm 3,21^\circ$
Gesamt	22/26 (84,6%)	$5,2^\circ \pm 2,9^\circ$	$2,2^\circ \pm 2,1^\circ$

Tabelle 3.14 Postoperative Beinachse nach der Gruppeneinteilung

Verglichene Gruppen	T-Wert	P-Wert
Tibialis ant. vs. Tibiavorderkante	0,0235	p = 0,982
Tibiavorderkante vs. Intermetatarsalraum I	0,1310	p = 0,898
Tibialis ant. vs. Intermetatarsalraum I	0,1242	p = 0,905

Tabelle 3.15 Signifikanz-Test der postoperativen Beinachsene deviation nach Gruppenteilung

3.3.3.3. Korrelation zwischen dem präoperativen Body-Mass-Index und der postoperativen Achsausrichtung

Zuletzt wurde der Zusammenhang zwischen präoperativem Body-Mass-Index und post-operativer Achsausrichtung analysiert. Das Ergebnis ist in Diagramm 3.16 dargestellt. Darin ist der Bereich der physiologischen Beinachse von ± 3 Grad durch die beiden rot markierten Linien abgegrenzt. Bei dieser Analyse waren die Patientenfälle von besonderem Interesse, die eine starke post-operative Abweichung von der idealen Achsausrichtung aufwiesen. Die Auswertung ergab jedoch kein Korrelat zwischen Body-Mass-Index und postoperativer Achsausrichtung.

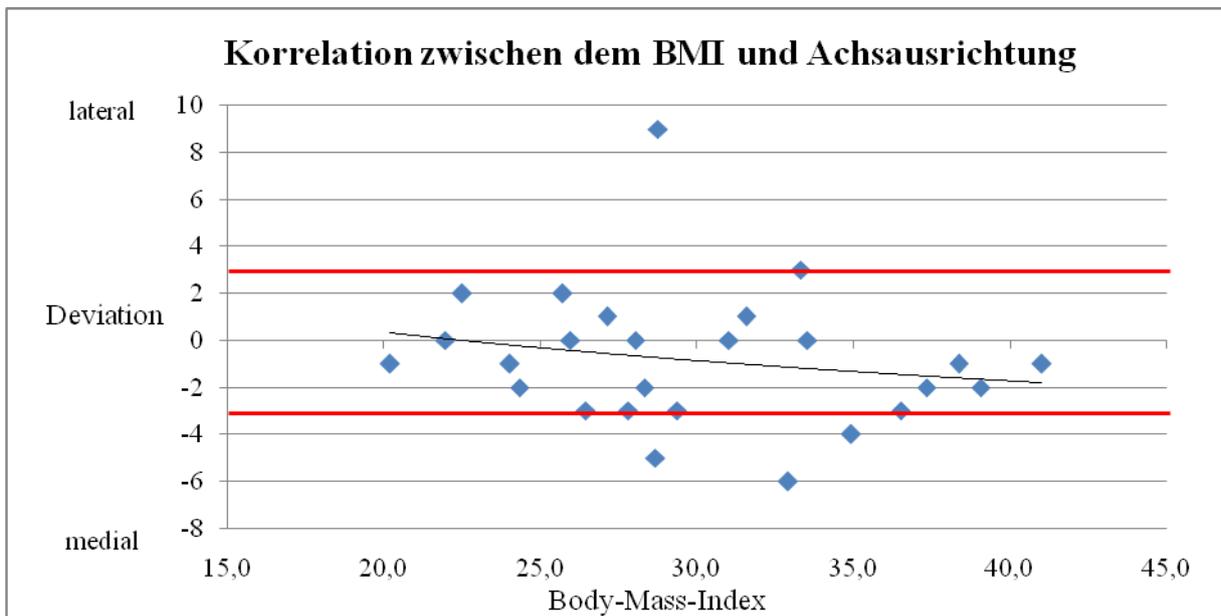


Diagramm 3.16 Korrelation zwischen dem präoperativen BMI und der postoperativen Achsausrichtung

Kapitel 4: Diskussion

4.1. Einordnung der Studienergebnisse in die aktuelle Literatur

Die wissenschaftliche Diskussion über die Verwendung intra- oder extramedullärer Ausrichtinstrumentarien wird sowohl im Hinblick auf die Femur- als auch auf die Tibiaseite geführt. Femurseitig scheint dabei die intramedulläre Ausrichtung von den meisten Wissenschaftlern bevorzugt zu werden (61-65). Tibiaseitig wird bis heute diskutiert welche Ausrichtungshilfe letztlich am geeignetsten ist. In einer Studie von Teter et al zeigte sich eine leichte Überlegenheit der extramedullären Ausrichtung gegenüber der intramedullären Ausrichtung (66). Auch eine Studie von Dennis et al bestätigte dieses Ergebnis (15). Interessant ist die Aussage von Yang et al, der zeigte, dass intra- und extramedulläre Instrumentarien hinsichtlich der Ausrichtung des tibialen Resektionsblocks vergleichbar sind, vorausgesetzt es liegt bei der intramedullären Ausrichtung kein Crus varum vor. (67)

Gerade in den Studien, die sich mit der extramedullären Ausrichtung befassten war der distale Ausrichtpunkt nicht explizit herausgestellt worden, wodurch die Vergleichbarkeit dieser Studie letztlich nicht gegeben ist. Auch fehlt es an anatomischen Studien mit Hilfe derer sich das Taluszentrum am besten darstellen lässt (66,68-72).

Erst kürzlich wurde die erste anatomische Studie von Schneider et al verfasst, die sich mit den distalen Landmarken bei einer extramedullären Ausrichtung beschäftigt (73). In dieser anatomisch-kernspintomographischen Studie zeigte sich, dass die Sehne des M. extensor hallucis longus die anatomisch beste Leitstruktur darstellt da sie direkt über die Talusmitte verläuft. Problematisch war jedoch die Sehne des M. extensor hallucis longus aufzufinden, gerade bei adipösen Probanden.

Unabhängig von diesem Ergebnis wurden in der vorliegenden Studie die von den Implantatherstellern am häufigsten vorgeschlagenen Landmarken nämlich die Sehne des Tibialis anterior, die Tibiavorderkante und der Intermetatarsalraum I detailliert untersucht, um festzustellen, welcher dieser drei Parameter am besten zur Bestimmung der Talusmitte geeignet ist. Der Bestimmung der Talusmitte kommt dabei eine besondere Bedeutung zu, da diese unbedingt notwendig ist, um eine möglichst genaue mechanische Achsausrichtung zu ermöglichen. Diese sollte sich idealerweise in dem bereits beschriebenen Zielkorridor von ± 3 Grad Varus/Valgus Abweichung befinden.

4.2 Schlussfolgerungen aus der MRT-Bild-Analyse

Basierend auf der statistischen Analyse aus Kapitel 3 (insbesondere Abschnitt 3.1.3) werden die Strukturen im Folgenden anhand von drei Kriterien auf ihre Eignung als intraoperative Landmarke bewertet und gegenübergestellt:

- Streuung
- Intra-Beobachter-Reliabilität
- Lage der Struktur in Abhängigkeit zur präoperativen Beinachsenstellung

4.2.1 Streuung der Einzeldaten der MRT-Bildanalyse

Bei der konventionellen Implantationstechnik ist die Struktur als Landmarke zu bevorzugen, die eine möglichst geringe Streuung im horizontalen Abstand zur idealen Implantationsachse aufweist. Die MRT-Bild-Analyse dieser Studie zeigte, dass der Intermetatarsalraum I in diesem Punkt deutlich schlechter abschneidet als die anderen beiden Strukturen. Der Intermetatarsalraum I hatte sowohl bei der Gesamtauswertung als auch bei den beiden statistisch validen Untergruppen (Physiologisch- und Varus-Gruppen) eine vergleichsweise große Streuungsbreite. Zwischen der Sehne des M. tibialis ant. und der Tibiavorderkante konnte kein statistisch signifikanter Unterschied in der Streuungsbreite ermittelt werden.

Um die vergleichsweise große Streuung bei den Messwerten des Intermetatarsalraums I theoretisch zu erklären, scheint die physiologische Laxheit des Talus ausschlaggebend, auf die in mehreren Studien aufmerksam gemacht wird (74,75). Wilkerson et al beobachteten eine durchschnittliche Laxheit im unverletzten Sprunggelenk von 1,07 Grad bei Männern und 3,20 Grad bei Frauen (76). Eine solche Talus-Laxheit wirkt sich auf die horizontale Lage der Strukturen im Fuß aus. Je distaler vom Sprunggelenk die Zielstruktur im Fuß liegt, desto größer ist die Auswirkung auf den horizontalen Abstand zur idealen Implantationsachse durch die Talus-Laxheit. Diese Überlegung legt den Schluss nahe, dass sprunggelenknahe Strukturen, die mit dem Unterschenkel direkt oder über einen Muskel verbunden sind, als intraoperative Landmarke zu bevorzugen sind. Die Analyse in dieser Studie bekräftigt diese Folgerung. Aufgrund der großen Streuungsbreite in den Messwerten wird der Intermetatarsalraum I im folgenden Abschnitt nicht weiter berücksichtigt.

4.2.2 Intra-Beobachter-Reliabilität

Eine hohe Intra-Beobachter-Reliabilität ist eine weitere wichtige Eigenschaft für die Beurteilung einer Struktur auf ihre Eignung als intraoperative Landmarke. Wie im Abschnitt

3.1.3.1.1 gezeigt wurde, hatte die Sehne des M. tibialis ant. eine deutlich höhere Intra-Beobachter-Reliabilität von 0,94 als die Tibiavorderkante mit 0,60. Dies mag daran liegen, dass bei der Tibiavorderkante die Messung des horizontalen Abstands in der Bild-Analyse erschwert wird, da die ventrale Ecke der Tibia auf den Schichtaufnahmen schleichend verschwindet. Der distalste Punkt der Tibiavorderkante kann deshalb nicht eindeutig bestimmt werden.

4.2.3 Lage der Struktur in Abhängigkeit zur präoperativen Beinachsenstellung

In der statistischen Auswertung wurde analysiert, ob der horizontale Abstand der jeweiligen Struktur mit der präoperativen Beinachse korreliert. Dies gibt darüber Aufschluss, ob die Landmarkstruktur in Abhängigkeit der Achsstellung des Patienten gewählt werden sollte. Im Folgenden werden nur die Physiologisch- und Varus-Gruppen betrachtet, da die Probandenzahl mit Valgus-Achsstellung zu gering war. (nur vier Fälle)

Wie in Abschnitt 3.1.3.2. gezeigt wurde, lag die Sehne des M. tibialis ant. bei einer physiologischen Beininstellung medial von der idealen Implantationsachse. Dieses Ergebnis bekräftigt die Empfehlung des Implantat-Herstellers, bei der Operation die Implantationsachse so zu setzen, dass sie leicht lateral von der Sehne des M. tibialis ant. verläuft. Mit zunehmender Varusstellung lag die Sehne des M. tibialis ant. eher lateral zur idealen Implantationsachse und wies eine höhere Streuung im horizontalen Abstand auf.

Im Gegensatz dazu zeigt die Tibiavorderkante eine von der Beinachse relativ unabhängige Lage leicht medial von der idealen Implantationsachse. Bei Patienten mit Varus-Beininstellung scheint die Tibiavorderkante als intraoperative Landmarke deshalb besser geeignet zu sein. Im physiologischen Bereich zeichnet sich die Sehne des M. tibialis ant. jedoch für ihre geringe Streubreite auf der medialen Seite zur idealen Implantationsachse aus (siehe Diagramm 3.6 und 3.7).

Der Intermetatarsalraum I zeigt unabhängig von der präoperativen Beinachse stets eine hohe Streuung, wie in Diagramm 3.8 dargestellt. Dieses Ergebnis bestätigt seine vergleichsweise schlechte Eignung als intraoperative Landmarke.

4.3 Folgerungen aus den postoperativen Ergebnissen

4.3.1 Postoperative Knee-Score

Wie in Abschnitt 3.3.1 dargestellt, zeigten die postoperativen Knee-Scores der Studienpatienten eine deutliche Verbesserung von den präoperativen Scores. Im Vergleich zu

den bestehenden Studien, die auf konventionellen Knieersatzoperationen ohne Navigationstechnik basieren, scheint diese Studie ähnliche – wenn nicht sogar bessere – klinische Resultate zu erreichen. Wie Tabelle 4.1 zeigt, weisen die Studienpatienten schon bei der frühen Follow-Up-Untersuchung nach sechs Monaten vergleichsweise hohe klinische Scores von 89,3 Punkte in Knee-Score und 91,9 Punkte in Functional Score auf. In der Studie von Stuhlberg et al wurden zum ähnlichen Zeitpunkt der Follow-Up Untersuchung wesentlich geringere klinische Scores festgestellt (Knee Score von 84,6 Punkte und 62,0 Punkte von Functional Score) (77). Allerdings ist hierbei zu erwähnen, dass die postoperativen klinischen Zustände nicht allein von der achsengerechten Implantation abhängig sind. Auch die Anschlussheilbehandlung und Therapien wie beispielsweise eine Reha, eine Frühmobilisation und eine konsequente Krankengymnastik spielen eine nicht zu vernachlässigende Rolle (34). Einige Autoren vermuten weiterhin dass Faktoren wie Allgemeinzustand, Esszustand, Gangform oder die persönliche Erwartung des Patienten einen Einfluss auf das klinische Ergebnis haben (78-80). Insgesamt lassen die klinischen Ergebnisse aber auf die therapeutische Qualität der Implantationsmethode mit MRT-Bild-Analyse schließen. Es kann davon ausgegangen werden, dass für die teilnehmenden Patienten durch die im Rahmen der Studie zusätzlich durchgeführten Untersuchungen keine Nachteile entstanden.

	Diese Studie	Stuhlberg et al	Huang et al	Kim et al	Callaghan et al
Probandenzahl	27	40	495	116	66
Follow Up	6 Monate	6 Monate	10-15 Jahre	6-8 Jahre	9-12 Jahre
Knee-Score	89,3 (54-100)	84,6 (23-100)	87 (53-100)	94.4 (50-99)	90 (63-100)
Functional Score	91,9 (50-100)	62,0 (45-90)	75 (0-100)	93.8 (61-99)	75 (30-100)

Tabelle 4.1 Postoperative klinische Scores im Vergleich (46,50,58,77)

Die analysierten Daten in Abschnitt 3.3.2 zeigen die Tendenz, dass Probanden mit höherem BMI niedrigere klinische Scores erreichten. Dies mag daran liegen, dass die intraoperative Identifizierung der Landmarke durch Tasten aufgrund des erhöhten Weichteilverhältnisses erschwert wurde. Es sind aber auch andere Einflussfaktoren denkbar, insbesondere die Effektivität der postoperative Therapiemaßnahmen wie schmerzadaptierte Frühmobilisation oder rehabilitative physikalische Maßnahmen, bei denen eine aktive Beteiligung der Patienten eine entscheidende Rolle spielt (81). Wie bereits in anderen Studien diskutiert (80), werfen auch die Daten der vorliegenden Studie die Frage auf, ob und wie stark Übergewicht eines Patienten Einfluss auf den klinischen Ausgang einer operativen Therapie mit Kniegelenkersatz hat. Insbesondere vor dem Hintergrund der

soziomedizinischen Tendenz, dass immer mehr übergewichtige Patienten in Behandlung sind, wären an dieser Stelle weitere differenzierte Studien wünschenswert.

4.3.2 Postoperative Achsenbestimmung

Wie in Abschnitt 3.3.2.2 dargestellt, erfolgte eine achsengerechte Implantation mit einer Achsenabweichung von unter drei Grad bei 22 der 26 Probanden (84,6%), bei denen eine Nachkontrolluntersuchung erfolgte. Dieses postoperative Ergebnis ist im Vergleich zu anderen Studien überdurchschnittlich gut. Bei der Metanalyse von Bächli et al wurden von insgesamt 865 konventionell operierten Knien 654 achsengerechte Implantationen (75,6%) festgestellt, wobei ebenfalls die drei Grad Grenze als Beurteilungsmaßstab herangezogen wurde (82). Somit ist die Rate der achsengerechten Prothesenimplantation in dieser Studie um über 10% höher als in den Ergebnissen der Metaanalyse. Es lässt sich deshalb vermuten, dass eine präoperative Operationsplanung auf Basis einer individuellen anatomischen Analyse zur achsengerechten Implantation beitragen kann. Diese Vermutung kann auf Basis der vorliegenden Studie jedoch nicht endgültig bestätigt werden, da darin kein randomisierter Vergleich mit einer Kontrollgruppe ohne MRT-Zusatzdiagnostik gezogen wurde. Sollte eine solche Vergleichsstudie ebenfalls eine signifikant höhere Rate der achsengerechten Implantation aufzeigen, würde das bedeuten, dass noch Verbesserungspotential bei der konventionellen Implantationstechnik im Forschungsfeld der LCS®-Knie-Totalendoprothese vorhanden ist. Dies ist insbesondere vor dem Hintergrund bedeutsam, dass einige Studien in Frage stellen, ob die Computer Navigation überhaupt zur Verbesserung der Achsausrichtung bei der Implantation beiträgt (24,25).

Trotz geringer Fallzahl ist bemerkenswert, dass der Patientengruppe, bei der die Sehne des M. tibialis ant. als Landmarke genutzt wurde, alle Knie achsengerecht implantiert wurden. Dies mag daran liegen, dass die Sehne des M. tibialis ant. im Vergleich zu den anderen beiden Strukturen besonders gut als intraoperativer Marker geeignet ist. Sie ist als eine oberflächlich liegende Struktur im Verlauf gut tastbar, so dass die Stelle, die der MRT-Bild-Analyse zugrunde liegt, leicht intraoperativ ermittelt werden kann. Dazu kommt, dass die horizontale Lage der Sehne wenig durch die Talus-Laxheit beeinflusst wird. Es wäre daher interessant zu überprüfen, ob sich die Sehne des M. tibialis ant. auch in einer Studie mit größerer Probandenzahl als besonders robuster intraoperativer Marker erweist.

In vier Patientenfällen lagen die postoperative Achsabweichung außerhalb des Zielkorridors von ± 3 Grad. Diese starken Deviationen wurden möglicherweise durch präformierte Faktoren beeinflusst. Die Analyse in Abschnitt 3.3.3.3. sprach allerdings gegen die Vermutung, dass eine ausgeprägte Adipositas die Abweichungen in dieser Studie erklärt.

In der Analyse konnte keine Korrelation zwischen Body-Mass-Index und postoperativer Achsausrichtung festgestellt werden. Dennoch bleibt festzuhalten, dass die Erkennung der einzelnen anatomischen Strukturen, vor allem die Tibiavorderkante, durch eine Adipositas erschwert wird (siehe auch die Ausführungen im nächsten Abschnitt).

Der Zielkorridor von ± 3 Grad wird, wie im Einleitungsteil beschrieben, von den meisten Experten als wesentlicher prädiktiver Indikator für die erfolgreiche Implantation angesehen. Allerdings sollte an dieser Stelle darauf hingewiesen werden, dass eine neue Studie von Parratte et al diese vorherrschende Sicht unter Berücksichtigung von langfristigen klinischen Ergebnissen in Frage stellt. In der Studie konnte kein signifikanter Unterschied in der 15 Jahr-Implantat-Überlebensrate zwischen achsengerecht implantierten Prothesen und den Outliern außerhalb des Zielkorridors von ± 3 Grad festgestellt werden (80). Basierend auf diesem Ergebnis beurteilen Mont und Mahoney die Nutzung der Computernavigation zur Wiederherstellung einer möglichst präzisen mechanischen Achse als möglicherweise zu teuer und zeitraubend (83). Um die Frage der Eignung des Zielkorridors von ± 3 Grad als prädiktiver Indikator zu klären, sind weitere Studien mit hohem Evidenzgrad wünschenswert. Sollte das Ergebnis von Parratte et al dadurch Bestätigung finden, wäre es sinnvoll, nach einem klinisch aussagekräftigeren Indikator zu suchen.

4.4 Intraoperative Reproduzierbarkeit

In dieser Studie wurden die Daten über die anatomische Lagebeziehung aus der MRT-Bild-Analyse während den Operationen durch die händische Messung der Operateure nachvollzogen, wobei kein zusätzliches radiologisches Hilfsmittel angewendet wurde. Die Reproduktion der gemessenen Daten war also von den intraoperativen Entscheidungen der Operateure abhängig. Dabei stellte sich heraus, dass die Identifikation der in der MRT-Bild-Analyse gemessenen Stelle der Tibiavorderkante teilweise schwierig war. Bei der MRT-Bild-Analyse war die Messung an der am weitesten distal identifizierbaren dreieckigen Knochenkontur der Tibia erfolgt. In diesen Arbeitsschnitt blieb jedoch die Weichteilsituation der Probanden unberücksichtigt. Insbesondere bei stark adipösen Patienten konnte deshalb nicht sichergestellt werden, dass die radiologisch identifizierte Tibiavorderkante mit der intraoperativ ermittelten Stelle übereinstimmte. Im Vergleich dazu war die intraoperative Identifikation der beiden anderen Strukturen wesentlich leichter, da sowohl die Sehne des M. tibialis ant. als auch der Intermetatarsalraum I oberflächlich unter dem Hautniveau liegen. Diese Beobachtung machten auch Schneider et al in ihren Studien (73).

4.5 Kosten- und Zeitaufwand

Wie die Diskussion im Einführungsteil dieser Arbeit zeigt, ist die Anwendung der Computer Navigation mit hohen Kosten und zeitlichem Aufwand durch verlängerte Operationszeit verbunden. Unter Berücksichtigung dieser Problematik ist es von großem praktischem Interesse, den Aufwand der in dieser Studie durchgeführten MRT-Zusatzdiagnostik abzuschätzen und kritisch zu reflektieren, vor allem da ein etwa 19% besseres klinisches Ergebnis erreicht wurde als in vergleichbaren Studien mit konventioneller Technik. Nach Erlangen ausreichender Vertrautheit mit der Methode und den Analysenschritten und der daraus resultierenden Routine dauerte die Durchführung einer 3D-Bild-Analyse circa 20 Minuten. Die Operationszeit wurde nicht wesentlich beeinflusst, da die Bild-Analyse lediglich dazu diente, die Struktur zu bestimmen, die intraoperativ für die Ausrichtung der Prothese genutzt werden sollte. Die wesentlichen Operationsschritte wurden dadurch also in keinster Weise verändert.

Um eine grobe Kostenabschätzung für die kernspintomographische Untersuchung zu machen, kann die aktuelle deutsche Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) herangezogen werden. Danach wird eine MRT-Aufnahme einer Extremität mit Darstellung von mehr als zwei Gelenken mit 233,15 EUR vergütet. Dieser Betrag liegt deutlich unter den in der Literatur angegebenen Zusatzkosten für die Computer Navigation von 1.500 US Dollar pro Operation. (29)

Sowohl zeitlicher als auch finanzieller Aufwand der in dieser Studie angewandten Methode sind somit wesentlich niedriger als bei der Computer Navigation. Allerdings sollte durch weitere Studien kritisch geprüft werden, ob sich unter Berücksichtigung von Langzeitergebnissen die Zusatzkosten durch die kernspintomographische Untersuchung gegenüber der konventionellen Technik ohne Zusatzdiagnostik klinisch und finanziell rentieren.

4.6 Limitationen der Studie

Der wichtigste limitierende Faktor dieser Studie ist die geringere Probandenzahl. Die statistische Gesamtauswertung konnte auf Basis der Daten von 29 Probanden durchgeführt werden. Bei den Analysen zu den Untergruppen je nach präoperativer Beinachsenstellung oder je nach intraoperativer gesetzter Landmarke fiel die Datenbasis jedoch entsprechend kleiner aus. Die Ergebnisse aus den Analysen der Untergruppen sollten daher nur als vorläufige Hinweise betrachtet werden.

Ein weiterer limitierender Faktor ist die mögliche Ungenauigkeit in der Messung der mechanischen Achse durch die a.p.-Ganzbeinaufnahme. Die Beinachsenstellung wurde sowohl für die präoperative Einteilung der Probanden in Varus-, Physiologisch- oder Valgus-Gruppe als auch zur Beurteilung der Operationsergebnisse genutzt. In der Fachliteratur wird allerdings von Messfehlern von $\pm 2^\circ$ bis $\pm 4^\circ$ bei der Bestimmung der Beinachse berichtet (1,84). Eine genauere Bestimmung der mechanischen Achse wäre zwar durch eine Messung durch computertomographische Daten möglich, aber in der vorliegenden Studie wurde darauf verzichtet, um die Probanden nicht unnötig viel Strahlenbelastung auszusetzen.

4.7 Desiderata /Forschungsperspektiven

Aus dieser Studie ergeben sich zwei Hauptbereiche, in denen weitere Forschungsprojekte sinnvoll erscheinen. Erstens wäre es wünschenswert durch ein größer angelegtes Projekt mit höherer Probandenzahl die Ergebnisse der vorliegenden Studie zu vertiefen und zu verfeinern, um klare Handlungsempfehlungen für den klinischen Alltag zu entwickeln. Insbesondere sollte der Frage weiter nachgegangen werden, ob bei der konventionellen Operationstechnik die intraoperative Landmarke in Abhängigkeit der jeweiligen Beinachsstellung der Patienten gewählt werden kann und sollte.

Zweitens sollte überprüft werden, inwiefern die in dieser Studie durchgeführte individuelle Operationsplanung anhand der MRT-Bild-Analyse zu besseren Behandlungsergebnissen führt und ob sich der damit verbundene Aufwand lohnt. Dazu könnte eine Vergleichsstudie durchgeführt werden, in der eine Patientengruppe mit MRT-Zusatzuntersuchung, die andere ohne behandelt wird. Weiterhin wäre es interessant einen Vergleich zwischen der Computer Navigation und der MRT-basierten Operationsplanung anzustellen. Möglicherweise bietet die in dieser Studie entwickelte Vorgehensweise eine sinnvolle Alternative zur Computer Navigation, da der zeitliche und finanzielle Aufwand geringer ist. Wie in der Einleitung beschrieben, könnte dies insbesondere bei Krankenhäusern mit kleiner Operationszahl der Fall sein, da sich die Computer Navigation mit ihrem hohen Fixkostenanteil (z.B. Anschaffungs- und Wartungskosten) hier in der Regel nicht rentiert.

Kapitel 5: Zusammenfassung der Studie

Diese prospektive radiologisch-klinische Studie vergleicht die Eignung dreier anatomischer Strukturen (Sehne des M. tibialis ant., Tibiavorderkante und Intermetatarsalraum I) als intraoperative Landmarke bei der Implantation der Tibia-Komponente eines bikondylären Oberflächenersatzes mit einer mobilen Gleitlage. Eine möglichst genaue mechanische Achsausrichtung trägt laut Fachliteratur nicht nur zur langen Standzeit des Implantats bei, sondern führt auch zu einer früheren Rehabilitation und somit zu besserer klinischer Funktion des operierten Knies. Im Rahmen der Studie wurden insgesamt 29 Patienten rekrutiert, die zur Implantation einer LCS® Prothese (DePuy, Warsaw, USA) anstanden. Das Studiendesign beinhaltete eine präoperative Body Mass Index und Knee Score Bestimmung, eine Ganzbeinaufnahme und eine 3D-MRT-Bildanalyse. Die präoperative Achseinteilung ergab einen Varuswinkel (Tibiofemoral-Winkel <3 Grad) bei 16 Patienten, einen physikalischen Winkel bei neun Patienten und einen Valguswinkel bei vier Patienten.

In der 3D-Bildanalyse wurde die Lage der drei oben genannten Strukturen zu einer virtuellen kernspintomographisch darstellbaren mechanischen Achse verglichen. Diese Analyse zeigt, dass die Sehne des M. tibialis ant. im Mittel die ideale Implantationsachse am ehesten reflektiert (Abstand zur idealen Achse: $-1,66 \pm 5,73\text{mm}$), gefolgt von der Tibiavorderkante ($-1,87 \pm 2,58\text{mm}$; $p=0,859$) und dem Intermetatarsalraum I ($3,01 \pm 8,48\text{mm}$; $p= 0,006$). Insgesamt weist die Sehne des M. tibialis ant. die besten Eigenschaften als Landmarke auf, da sie den durchschnittlich kleinsten Abstand zur idealen Implantationsachse bei vergleichsweise geringer Streuung und hoher Intra-Beobachter-Reliabilität zeigt. Eine Ausnahme bilden Patienten mit starker Varusstellung in der präoperativen Beinachse. Die differenzierte Analyse in Abhängigkeit der präoperativen Beinachse legt nahe, dass hier die Tibiavorderkante aufgrund ihrer geringen Streuung im Abstand zur idealen Implantationsachse als Landmarke vorzuziehen ist, obwohl sie eine niedrigere Intra-Beobachter-Reliabilität als die Sehne des M. tibialis ant. hat.

Literaturverzeichnis

- (1) Kinzl L, Gebhard F, Keppler P -Kniegelenkendoprothetik. Navigation als Standard-
Chirurg 2004;75:976-981
- (2) Homepage der Bundesgeschäftsstelle der Qualitätsmanagement: http://www.bqs-outcome.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/knie_tep_erst
- (3) Buckelwater JA, Saltzman C, Brown T -The impact of osteoarthritis: Implications for research- *Clin Orthop Relat Res* 2004 Oct;(427 Suppl):6-15
- (4) Bourne RB, Masonis J, Anthony M -An analysis of rotating-platform total knee replacements- *Clin Orthop Relat Res* 2003 May;(410):173-180
- (5) Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M -Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030- *J Bone Joint Surg Am* 2007 Apr;89(4):780-785
- (6) Statistisches Bundesamt (2002) Fachserie 12, Reihe 6.2. -Diagnosedaten der Krankenhauspatientinnen und -patienten-
- (7) Whiteside LA, Arima J -The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty- *Clin Orthop Relat Res.* 1995;321:168-172
- (8) Lustig S, Lavoie D, Selmi TA, Servien E, Neyret P -Relationship between the surgical epicondylar axis and the articular surface of the distal femur: An anatomic study- *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:674–682
- (9) Poilvache PL, Insall JN, Scuderi GR, Font-Rodriguez DE -Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty- *Clin Orthop Relat Res* 1996;331:35-46
- (10) Stoeckl B, Nogler M, Krismer M, Beimel C, Moctezuma de la Barrera JL, Kessler O - Reliability of the transepicondylar axis as an anatomical landmark in total knee arthroplasty- *J of Arthroplasty* 2006;21(6):878-882
- (11) Talbott S, Bartlett J -The anterior surface of the femur as a new landmark for femoral component rotation in total knee arthroplasty- *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:258–262
- (12) Sawant MR, Murty A, Ireland J -A clinical method for locating the femoral head centre during total knee arthroplasty- *The Knee* 2004;11:209-212

- (13) Akagi M, Oh M, Nonaka T, Tsujimoto H, Asano T, Hamanishi C -An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty- *Clin Orthop Relat Res* 2004 Mar;420:213-219
- (14) Cobb JP, Dixon H, Dandachli W, Iranpour F -The anatomical tibial axis: Reliable rotational orientation in knee replacement- *J Bone Joint Surg Br* 2008 Aug;90(8):1032-1038
- (15) Dennis DA, Channer M, Susman MH, Stringer EA -Intramedullary versus extramedullary tibial alignment systems in total knee arthroplasty- *J of Arthroplasty* 1993 Feb;8(1):43-47
- (16) Jerosch J, Heisel J -Kapitel 9 Grundzüge der Operationstechnik "Knieendoprothetik Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung"- Springer Verlag 1998 P.154
- (17) Bächli H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J -Alignment in total knee replacement: A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique- *J Bone Joint Surg Br* 2004;86-B:682-687
- (18) Langlotz F, Nolte LP, Tannast M -Grundlagen der computerassistierten Chirurgie- *Orthopäde* 2006;35:1032–1037
- (19) Langlotz F, Nolte LP -Technical approaches to computer-assisted orthopedic surgery- *Eur J Trauma* 2004;30:1-11
- (20) Chauhan SK, Scott RG, Bredahl W, Beaver RJ -Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique: A randomised, prospective trial- *J Bone Joint Surg Br* 2004;86-B:372-377
- (21) Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, Banzer D, Zink A -Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support: A prospective, randomized study- *J Bone Joint Surg Br* 2003 Aug;85-B:830-835
- (22) Matziolis G, Kroker D, Weiss U, Tohtz S, Perka C -A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty. Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation- *J Bone Joint Surg Am* 2007 Feb;89(2):236-243
- (23) Cheng T, Zhang G, Zhang X -Imageless navigation system does not improve component rotational alignment in total knee arthroplasty- *Journal of Surg Res* 2010;24:1-11

- (24) Kim YH, Kim JS, Yoon SH -Alignment and orientation of the components in total knee replacement with and without navigation support- *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:471-476
- (25) Kim YH, Kim JS, Choi Y, Kwon OR -Computer-assisted surgical navigation does not improve the alignment and orientation of the components in total knee arthroplasty- *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:14-19
- (26) Delp SL, Stuhlneg SD, Davies B, Picard F, Leitner F -Computer assisted knee replacement- *Clin Orthop Relat Res* 1998;354:49-56
- (27) Hüfner T, Stübiger T, Citak M, Gössling T, Krettk C, Kendoff D -Utility of intraoperative three-dimensional imaging at the hip and knee joints with and without navigation- *J Bone Joint Sug Am* 2009;91:33-42
- (28) Jenny JY -Geschichte und Entwicklung der computerassistierten Chirurgie in der Orthopädie - *Orthopäde* 2006 Oct;35(10):1038-1042
- (29) Novak EJ, Silverstein MD, Bozic KJ -The cost-effectiveness of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty- *J Bone Joint Surg Am* 2007;89:2389-2397
- (30) Slover JD, Tosteson ANA, Bozic KJ, Rubash HE, Malchau H -Impact of hospital volume on the economic value of computer navigation for total knee replacement- *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:1492-1500
- (31) Lavernia CJ -Navigation in total knee arthroplasty: Is it worth it?- *J of Arthroplasty* 2008;23(2):328
- (32) Lüring C, Grifka J -Die navigierte Knieendprothetik: Fortschritte und aktueller Stand- *Orthopäde* 2006;35:1031
- (33) Longstaff LM, Sloan K, Stamp N, Scaddan M, Beaver R -Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function- *J of Arthroplasty* 2009;24(4):570-578
- (34) Ritter MA, Faris PM, Keating M, Meding JB -Postoperative alignment of total knee replacement: Its effect and survival- *Clin Orthop Relat Res* 1994;299:153-156
- (35) Tew M, Waugh W -Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement- *J Bone Joint Surg Br* 1985;67:551-556
- (36) Jeffery RS, Morris RW, Denham RA -Coronal alignment after total knee replacement- *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:709-714
- (37) Lörer I, Plitz WS -Tibial Malalignment bei Mobile-bearing Prothesen: Eine Simulatorstudie- *Orthopäde* 2003;32:296-304

- (38) Catani F, Biasca N, Ensini A, Leardini A, Bianchi L, Digennaro V, Giannini S - Alignment deviation between bone resection and final implant positioning in computer -navigated total knee arthroplasty- *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:765-771
- (39) Tigani D, Busacca M, Moio A, Rimondi E, Del Piccolo N, Sabbioni G -Preliminary experience with electromagnetic navigation- *Knee* 2009 Jan;16(1):33-38
- (40) Mancuso CA, Ranawat CS, Esdaile JM, Johanson NA, Charlson ME -Indications of total hip and total knee arthroplasties: Results of orthopedic survey- *J of Arthroplaty* 1996;(11)1:34-46
- (41) Radke S, Radke J -Total knee arthroplasty in combination with a one-stage tibial osteotomy: A technique for correction of a gonarthrosis with a severe (>15 degrees) tibial extra-articular deformity- *J of Arthroplasty* 2002;17(5):533-537
- (42) Beverland D -Management of the severe varus and valgus knee using the low contact stress rotating platform- *Orthopedics* 2006;29(9 Suppl):60-63
- (43) Claus A, Scharf HP -"Ligament balancing" bei Varusgonarthrose- *Orthopäde* 2007;36(7):643-4, 646-9
- (44) Hamelynck KJ -The history of mobile-bearing total knee replacement systems- *Orthopedics* 2006 Sep;29(9 Suppl):7-12
- (45) Crossett L -Evolution of the Low Contact Stress (LCS) complete knee- *Orthopedics* 2006 Sep;29(9 Suppl):17-22
- (46) Ostermeier S, Nowakowski A, Stukenborg-Colsman C -Dynamic in vitro measurement of pressure and movement with the LCS prosthetic system- *Orthopäde* 2003 Apr;32:296-304
- (47) Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN -Rationale of the knee society clinical rating system- *Clin Orthop Relat Res* 1989 Nov;248:13-14.
- (48) Huang CH, Ma HM, Lee YM, Ho FY -Long-term results of Low Contact Stress mobile bearing total knee replacement- *Clin Orthop Relat Res* 2003 Nov Vol.416:265-270
- (49) Pellengahr C, Refior HJ, Qvivk M, Jansson V -Bikondylärer Kniegelenkersatz: Eine mittelfristige Bewertung der Genesis Prothese- *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1998 Jul-Aug;136(4):343-349
- (50) Callaghan JJ Squire MW, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC -Cemented rotating-platform total knee replacement: A nine to twelve-year follow-up study- *J Bone Joint Surg Am* 2000 May;82:705-711

- (51) Aglietti P, Buzzi R, De Felice R, Giron F -The Insall-Burstein total knee replacement in osteoarthritis- *J of Arthroplasty* 1999;14:560-565
- (52) Emerson RH, Higgins LL, Head WC -The AGC total knee prosthesis at average at 11 years- *J of Arthroplasty* 2000;15:418-423
- (53) Ewald FC, Wright RJ, Poss R, Thomas WH, Mason MD, Sledge CB -Kinematic total knee arthroplasty: A 10- to 14-year prospective follow-up review- *J of Arthroplasty* 1999;14:473-480
- (54) Gill GS, Joshi AB -Long-term results of retention of the posterior cruciate ligament in total knee replacement in rheumatoid arthritis- *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:510-512
- (55) Gill GS, Joshi AB, Mills DM -Total condylar knee arthroplasty- *Clin Orthop and Relat Res* 1999;367:210-215
- (56) Ritter MA, Warland R, Saliski J, Helphenstine JV, Edmondson KL, Keating EM, Faris PM, Medin JB -Flat-on-flat, nonconstrained, compression molded polyethylene total knee replacement- *Clin Orthop* 1995;321:79-85
- (57) Schwitalle M, Salzman G, Eckardt A, Heine J -Spätergebnisse nach Implantation des PFC-Modular-Kniesystems- *Z Orthop* 2001;139:102-108
- (58) Aglietti P, Baldini A, Buzzi R, Indelli PF -Patella resurfacing in total knee replacement: Functional evaluation and complications- *Knee Sur, Sports Trauma, Arthrosc* 2001;9 Suppl 1:27-33
- (59) Kim YH, Kook HK, Kim JS -Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasties- *Clin Orthop* 2001;392:101-115
- (60) Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ -Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity- *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:745-749
- (61) Cates HE, Ritter MA, Keating EM, Faris PM -Intramedullary versus extramedullary femoral alignment systems in total knee replacement- *Clin Orthop* 1993;286:32-39
- (62) Engh GA, Petersen TL -Comparative experience with intramedullary and extramedullary alignment in total knee arthroplasty- *J of Arthroplasty* 1990;5:1-8
- (63) Laskin RS -Alignment of total knee components- *Orthopedics* 1984;7:62
- (64) Tillett ED, Engh GA, Petersen T -A comparative study of extramedullary and intramedullary alignment systems in total knee arthroplasty- *Clin Orthop* 1988;230:176-181
- (65) Uematsu O, Hsu HP, Kelley KM, Ewald FC, Walker PS -Radiographic study of kinematic total knee arthroplasty- *J Arthroplasty* 1987;2:317-26

- (66) Teter KE, Bregman D, Colwell CW Jr. -Accuracy of intramedullary versus extramedullary tibial alignment cutting systems in total knee arthroplasty- *Clin Orthop* 1995 Dec;321:106-10
- (67) Yang SH, Liu TK -Intramedullary versus extramedullary tibial alignment guides in total knee arthroplasty- *J Formos Med Assoc.* 1998 Aug;97(8):564-568
- (68) Bertin KC -Instrumentation: Tibial preparation technique "*Knee Surgery*" vol.2 Lippincott Williams & Wilkins Verlag 1994;Seite 1307
- (69) Burke DW, O'Flynn H -Primary total knee arthroplasty "*Chapman's orthopedic surgery*" 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins Verlag 2001;Seite 2885
- (70) Insall JN -Surgical techniques and instrumentation in total knee arthroplasty "*Surgery of the knee*" 2nd ed. Churchill Livingstone Verlag 1993;Seite 760
- (71) Maestro A, Harwin SF, Sandoval MG, Vaquero DH, Murcia A -Influence of intramedullary versus extramedullary alignment guides on final total knee arthroplasty component position: a radiographic analysis- *J of Arthroplasty* 1998;13:552-558
- (72) Simmons ED Jr, Sullivan JA, Rackemann S, Scott RD -The accuracy of tibial intramedullary alignment devices in total knee arthroplasty- *J of Arthroplasty* 1991;6:45-50
- (73) Schneider M, Heisel C, Aldinger PR, Breusch J -Use of palpable tendons for extramedullary tibial alignment in total knee arthroplasty- *J of Arthroplasty* 2007 Feb;22(2):219-226
- (74) Cox JS, Hewes TF -"Normal" talar tilt angle- *Clin Orthop Relat Res* 1979;140:37-41
- (75) Ahovuo J, Kaartinen E, Slätis P -Diagnostic value of stress radiography in lesions of the lateral ligaments of the ankle- *Acta Radiol* 1988;29:711-714
- (76) Wilkerson RD, Mason MA -Differences in men's and women's mean ankle ligamentous laxity- *Iowa Orthop J* 2000;20:46-48
- (77) Stulberg SD, Yaffe MA, Koo SS -Computer-assisted surgery versus manual total knee arthroplasty: A case-controlled study- *J Bone Joint Surg Am* 2006 Dec;88:47-54
- (78) Hepinstall MS, Rutledge JR, Bornstein LJ, Mazumdar M, Westrich GH -Factors that impact expectations before total knee arthroplasty- *J of Arthroplasty* 2010 Sep;26(6):870-876
- (79) Mahomed NN, Liang MH, Cook EF, Daltroy LH, Fortin PR, Fossel AH, Katz JN - The importance of patient expectations in predicting functional outcomes after total joint arthroplasty- *J Rheumatol* 2002;29(6):1273-1279

- (80) Paratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ -Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacement- *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:2143-2149
- (81) Heisel J -Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz von Hüfte und Knie- *Orthopäde* 2008;37:1217-1232
- (82) Bächli H, Shafiqzadeh S, Paffrath T, Simanski C, Grifka J, Lüring C -Sind navigierte Knieendoprothesen tatsächlich präziser implantiert? Eine Metaanalyse vergleichender Studie- *Orthopäde* 2006;35:1056-1065
- (83) Mont MA et Mahoney OM -Commentary on an article by Sebastian Parratte, MD, PhD et al.: Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacement- *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:e16(1-2)
- (84) Stulberg SD, Loan P, Sarin V -Computer-assisted navigation in total knee replacement: Results of an initial experience in thirty-five patients- *J Bone Joint Surg Am* 2002 Nov;84:90-98

Danksagung

Allen, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben, möchte ich herzlich danken. Mein besonderer Dank richtet sich an Herrn Privat-Dozent Dr. med. Stefan Radke von der orthopädischen Abteilung des Rotkreuzklinikums München. Ohne seine intensive, kritische und zugleich ermutigende Anleitung, hätte mir die vorliegende Forschungsarbeit nicht so viel Freude bereitet.

Entscheidende Unterstützung erhielt ich weiterhin von Herrn Privat-Dozent Dr. med. Christopher Herzog, ebenfalls vom Rotkreuzklinikum, der mir bei der methodischen Aufarbeitung, insbesondere der 3D-Bild-Analyse mit Rat und Tat zur Seite stand. Mit großem Engagement beriet er mich bei der Planung der Datenerhebung und Analyse sowie der anschließenden praktischen Umsetzung.

Großen Dank schulde ich Herrn Professor Dr. med. Maximilian Rudert und Herrn Privat-Dozent Dr. med. Maik Hoberg von der orthopädischen Abteilung am Universitätsklinikum Würzburg für ihren fachkundigen Rat und die konstruktiven Vorschläge in Zusammenhang mit dieser Arbeit.

Für praktische Hinweise und tatkräftige Unterstützung bei der Datenerhebung danke ich den medizinisch-technischen Assistenten der Radiologie des Rotkreuzklinikums München, ganz besonders aber Frau Ute Leppla. Ausdrücklich möchte ich mich bei allen Patienten bedanken, die sich bereit erklärten, an dieser Studie teilzunehmen und sie dadurch erst ermöglichten.

Meine Familie hat mich in meinem Vorhaben, das Medizinstudium in Deutschland zu absolvieren, stets bestärkt und ermutigt. Meinen Eltern, Chizuko und Kazuo Sakaki, möchte ich außerdem dafür danken, dass sie mein Studium in Deutschland ermöglichten. Nicht zuletzt möchte ich meiner Frau, Alexandra Sakaki, für die seelische Unterstützung während der Erstellung dieser Arbeit sowie das Korrektur-Lesen danken.

Akio Sakaki

Düsseldorf, den 19. April 2011