

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Georg Gosheger

**Vergleichsstudie zur Bestimmung von
Beinlängendifferenzen mittels sonographischer
und radiologischer Verfahren**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Gülbahçe, Esma

aus Yozgat, Türkei

2011

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-
Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dieter Rosenbaum

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Michael J. Raschke

Tag der mündlichen Prüfung: 02.02.2011

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Georg Gosheger

Referent: Prof. Dr. Dieter Rosenbaum
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. Michael J. Raschke

ZUSAMMENFASSUNG

Vergleichsstudie zur Bestimmung von Beinlängendifferenzen
mittels sonographischer und radiologischer Verfahren
Gülbahçe, Esma

Radiologische Verfahren finden routinemäßig Anwendung bei der Untersuchung der unteren Extremitäten. Insbesondere für die Diagnose von Fehlstellungen und gegebenenfalls für die präoperative Planung ist eine genaue Bestimmung der die Bein-geometrie beschreibenden Längen- und Winkelparameter unabdingbar. Die mit radio-logischen Untersuchungen grundsätzlich verbundene Strahlenbelastung kommt in besonderem Maß bei Verlaufskontrollen zum Tragen. Daher besteht ein grundsätzliches Interesse an alternativen Messmethoden, die ohne Strahlenbelastung eine präzise Charakterisierung von Bein-geometrien erlauben. Im Rahmen der hier vorgestellten Studie wurde untersucht, inwieweit ein Ultraschallgerät in Kombination mit einem Ortungssystem zur dreidimensionalen Orts- und Lagebestimmung des Schallkopfes eine Alternative zu den etablierten radiologischen Verfahren darstellt. Die mit dem sono-graphischen Verfahren erzielbare Wiederholgenauigkeit und die Reliabilität der Mess-daten wurden durch Mehrfachbestimmungen innerhalb einer ersten Probandengruppe statistisch analysiert. Des Weiteren wurden in einer zweiten Probandengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren Vergleichsmessungen durchgeführt und untersucht, inwieweit die Messergebnisse der beiden unabhängigen Untersuchungs-methoden korrelieren bzw. übereinstimmen. Die Ergebnisse der Studie erlauben eine fundierte Beurteilung der Eignung des sonographischen Verfahrens für den diagnostischen Einsatz.

Tag der mündlichen Prüfung: 02.02.2011

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | Einleitung..... | 1 |
| 2 | Grundlagen | 3 |
| 2.1 | Medizinische Betrachtung von Beinlängendifferenzen..... | 3 |
| 2.1.1 | Ursachen von Beinlängendifferenzen..... | 3 |
| 2.1.2 | Auswirkungen von Beinlängendifferenzen | 4 |
| 2.1.3 | Behandlung von Beinlängendifferenzen..... | 5 |
| 2.2 | Bestimmung von Beinlängendifferenzen..... | 6 |
| 2.2.1 | Klinische Messverfahren | 7 |
| 2.2.2 | Konventionelles Röntgen..... | 8 |
| 2.2.3 | Computertomographie | 10 |
| 2.2.4 | Sonographie | 11 |
| 2.2.5 | Kriterien der Methodenwahl..... | 17 |
| 3 | Material und Methoden..... | 18 |
| 3.1 | Probanden | 18 |
| 3.2 | Sonographisches Verfahren | 19 |
| 3.2.1 | Gerätetechnik..... | 19 |
| 3.2.2 | Messdatenerfassung..... | 21 |
| 3.2.3 | Auswertung der Messdaten..... | 25 |
| 3.3 | Radiologisches Messverfahren | 30 |
| 3.4 | Statistische Verfahren | 31 |
| 4 | Ergebnisse..... | 33 |
| 4.1 | Ergebnisse der Kontrollgruppe | 33 |
| 4.2 | Ergebnisse der Patientengruppe..... | 38 |
| 5 | Diskussion..... | 49 |
| 5.1 | Beurteilung der Längenmessungen..... | 49 |
| 5.2 | Einführung eines Korrekturfaktors bei der Beinlängenbestimmung | 52 |
| 5.3 | Beurteilung der Winkelmessungen..... | 55 |
| 6 | Zusammenfassung | 58 |
| | Literatur | 60 |

| | |
|--|-----|
| Abbildungsverzeichnis | 67 |
| Tabellenverzeichnis | 69 |
| Danksagung | 70 |
| Lebenslauf..... | 71 |
| Anhang A – Formeln | I |
| Anhang B – Messdaten Kontrollgruppe | II |
| Anhang C – Messdaten Patientengruppe | III |

1 Einleitung

Bei einem großen Teil der Bevölkerung liegt eine Differenz der Beinlängen vor [1], 25, 26]. In verschiedene Studien wurde die Häufigkeit mit der Beinlängendifferenzen auftreten mit 40% [65] bis 70% [68] beziffert. Dabei können Beinlängendifferenzen sehr unterschiedlich ausgeprägt sein und in Abhängigkeit von ihrer Stärke reichen die Folgen von minimalen kosmetischen Effekten bis hin zu ernsthaften funktionalen Störungen des Bewegungsapparates [1, 13, 15, 17, 48, 68]. Sowohl die Auswirkungen von Beinlängendifferenzen als auch ihre Behandlungsbedürftigkeit werden in der Literatur kontrovers diskutiert [23].

Beinlängendifferenzen können mit klinischen Untersuchungsmethoden wie der direkten und indirekten Längenbestimmung mittels eines Maßbandes [1, 71] oder mit Hilfe bildgebender Verfahren wie z.B. der Orthoradiographie- oder Computertomographie ermittelt werden [59]. Der Nachteil der klinischen Verfahren liegt in der methodenbedingten Ungenauigkeit der Messergebnisse [11, 12, 64]. Radiologisch ist zwar mittels einer Achsenstandaufnahme eine genaue Längenbestimmung möglich [34], Röntgenuntersuchungen sind jedoch immer mit einer Strahlenexposition des Patienten verbunden. Sind zudem Verlaufskontrollen indiziert, wird der Patient in kurzen Abständen dieser Strahlenbelastung ausgesetzt [61].

Grundsätzlich ist zwischen dem Nutzen der radiologischen Diagnostik und dem mit ihr verbundenen Risiko abzuwägen. Eine Röntgenuntersuchung ist nur dann indiziert, wenn der diagnostische Nutzen signifikant ist und ihm gegenüber das Strahlenrisiko als verhältnismäßig gering einzuschätzen ist. Die internationale Strahlenschutzkommission geht allerdings von einem linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Wirkung ohne Schwellenwert aus [67]. Das bedeutet, dass auch bei niedrigen Strahlungsdosen Schäden nicht ausgeschlossen werden können. Vor diesem Hintergrund muss es primäres Ziel sein, unnötige Untersuchungen zu vermeiden und die Anzahl von Röntgenuntersuchungen zu minimieren. Der untersuchende Arzt ist daher angehalten, jede Indikation kritisch zu überprüfen. Ebenso ist zu prüfen, ob die notwendige

diagnostische Information auch mit anderen Untersuchungsmethoden ohne Strahlenbelastung zugänglich ist.

Daher ist es wünschenswert, zur Bestimmung von Beinlängen eine Methode zur Verfügung zu haben, die ausreichend genaue Messergebnisse liefert und möglichst keine Strahlenbelastung für den Patienten mit sich bringt. In Anbetracht steigender Kosten im Gesundheitswesen sollte die Methode außerdem kostengünstig durchzuführen sein. Eine sonographische Messmethode könnte diese Anforderungen erfüllen. Im Rahmen dieser Dissertation wurde untersucht, ob ein sonographisches Messverfahren zur Bestimmung von Beinlängendifferenzen geeignet ist und somit eine Alternative zu radiologischen Messmethoden darstellt.

2 Grundlagen

2.1 Medizinische Betrachtung von Beinlängendifferenzen

2.1.1 Ursachen von Beinlängendifferenzen

Für das Auftreten von Beinlängendifferenzen gibt es unterschiedliche Ursachen [31]. Dabei differenziert man zwischen so genannten „funktionellen“ und „reellen“ Beinlängenunterschieden [71]. Bei einer „funktionellen Beinlängendifferenz“ wird der Längenunterschied durch Gelenkkontrakturen wie Beuge-, Adduktions-, Abduktionskontrakturen der Hüfte oder durch Kniebeugekontrakturen hervorgerufen. Auch wenn die Knochen beider Beine gleich lang sind, kann hieraus eine signifikante Beinlängendifferenz resultieren. Von einer „reellen Beinlängendifferenz“ spricht man dagegen, wenn eine Knochenverkürzung oder -verlängerung vorliegt. So können beispielsweise im Erwachsenenalter fehlverheilte Frakturen, Operationen wie z.B. Varisierungsosteotomien, persistierende posttraumatische Hüftgelenksluxationen, Arthrodesen etc. Ursache einer Beinverkürzung sein. Im Kindes- und Jugendalter während der Wachstumsphase können sowohl angeborene als auch erworbene Faktoren zu einer Stimulation oder Schädigung der Wachstumsfugen und damit zu einem Beinlängenunterschied führen [25]. Die Aplasie und Hypoplasie der Fibula gehören zu den häufigsten, angeborenen Ursachen für eine starke Wachstumsverzögerung. Die Poliomyelitis führt zu einer lähmungsbedingten Wachstumsverzögerung und somit ebenfalls zu einer Beinverkürzung. Infektionsbedingte Beinlängendifferenzen können beispielsweise durch eine Osteomyelitis entstehen. Hierbei kann sowohl eine Wachstumsverzögerung im Rahmen der akuten Phase als auch eine Wachstumsstimulation in der chronischen Form auftreten. Eine Wachstumsstimulation kann durch ein vermehrtes Blutangebot bei Gefäßanomalien wie z.B. beim Kippel-Trenaunay-Syndrom oder bei Hämangiomen verursacht werden. Eine andere Form der Wachstumsstimulation stellt die reaktive Hyperämie dar, die z.B. bei chronischen Osteomyelitiden, Frakturen oder Operationen vorkommt. Zu einer

Wachstumsverzögerung kommt es dagegen bei Schädigungen der Epiphysenfuge, die unter anderem durch Verletzungen, Tumore oder eine Osteomyelitis verursacht werden können. Ebenfalls wachstumsverzögernd wirken Durchblutungsstörungen als Folge einer Poliomyelitis oder auch einer länger dauernden Ruhigstellung.

2.1.2 Auswirkungen von Beinlängendifferenzen

Die Folgen einer realen Beinlängendifferenz hängen vom jeweiligen Ausmaß ab und reichen von kosmetischen Auffälligkeiten über Hinken, Beckenschiefstand mit entsprechendem Einfluss auf die Wirbelsäulenstatik bis hin zu funktionellen Änderungen im Bereich der gesamten unteren Extremität, die sich dann auf die obere Extremität ausweiten [23]. Beinlängendifferenzen von nur wenigen Millimetern kommen in der Bevölkerung häufig vor, haben jedoch in der Regel keine klinische Relevanz. Auf das gesamte Bein bezogen sind Längenunterschiede von bis zu 1,5 cm als physiologisch zu bewerten, wenn sie keine Schmerzen verursachen. Im Wachstumsalter sollten Beinlängendifferenzen von mehr als 1 cm ausgeglichen werden, während im Erwachsenenalter noch Längenunterschiede bis ca. 2 cm als tolerabel gelten. Jedoch können posttraumatisch im Erwachsenenalter erworbene Längenunterschiede in der Regel funktionell nicht mehr vollständig kompensiert werden. Daher sollte in diesen Fällen möglichst ein vollständiger Längenausgleich angestrebt werden [54].

Beinlängendifferenzen können zu einer kompensatorischen Spitzfußstellung am kürzeren Bein und einer Kniebeugung am längeren Bein führen [25]. Gerade im Wachstumsalter ist ein solcher Kompensationsmechanismus problematisch, da es zur Umformung der Talusrolle, zur Entstehung von Krallenzehen mit dorsaler Luxation in den Grundgelenken, Hohlfußbildung, Arthrosen im oberen Sprunggelenk sowie muskulären Beschwerden insbesondere an der Trizepsmuskulatur kommen kann. Durch Beinlängendifferenzen kann außerdem an der Hüfte ein Beckenschiefstand hervorgerufen werden, der biomechanische Veränderungen an den Hüftgelenken und an der Wirbelsäule zur Folge hat. Bei einem jahrelang bestehenden Beckschiefstand

kommt es aufgrund der damit verbundenen Schwerpunktverlagerung oftmals zu einer Degeneration des Gelenkknorpels und der Entwicklung einer Arthrose. Des Weiteren kann sich durch Übertragung der ungleichmäßigen Druckverteilung auf das Femorotibialgelenk an diesem eine Überlastungsarthrose entwickeln. Der durch eine Beinlängendifferenz hervorgerufene Beckenschiefstand führt unter Umständen auch zu einer Fehlhaltung an der Wirbelsäule in Form einer Skoliose, deren Konvexität zur Seite des kürzeren Beines gerichtet ist.

2.1.3 Behandlung von Beinlängendifferenzen

Grundsätzlich ist bei der Behandlung von Beinlängendifferenzen zwischen konservativen und operativen Verfahren zu unterscheiden. Verkürzungen bis 2 cm können in der Regel konservativ ausgeglichen werden. Zu den typischen konservativen Behandlungsmethoden gehören orthopädische Schuhe mit eingearbeitetem Längenausgleich oder eingebautem Innenschuh sowie Absatzerhöhungen ggf. in Kombination mit einer zusätzlichen Einlage. Ergänzend können physiotherapeutische Behandlungen durchgeführt werden.

Operative Behandlungsmethoden sind bei größeren Beinlängendifferenzen angezeigt [38]. Hierbei erfolgt der Ausgleich durch eine Verlängerung des kürzeren Beines, durch eine Verkürzung des längeren Beines oder durch eine Kombination beider Vorgehensweisen. Längenausgleiche durch eine Verkürzung des gesunden Beines können funktionell am günstigsten am proximalen Femur erzielt werden. Grundsätzlich gilt, dass Verkürzungen am Femur bis ca. 6 cm und an der Tibia bis ca. 4 cm ohne funktionelle Einbußen vorgenommen werden können [71]. Eine Verlängerung des kürzeren Beines ist durch eine tägliche Distraction in Schaftmitte von ca. 1,5 mm möglich. Dies kann entweder manuell von außen, d.h. mit einem externen Fixateur, oder durch ein vollimplantiertes Gerät motorisch von innen erreicht werden [16, 55]. Mit diesen Verfahren sind Längengewinne an der Tibia von maximal 8 cm und am Femur von 16 cm möglich [71]. Nach Erreichen der gewünschten Verlängerung ist jedoch durch eine weitere operative Maßnahme neben einer Spongiosaauffüllung des

Defektes eine Stabilisierung des Knochens durch eine Plattenosteosynthese oder einen Verriegelungsnagel notwendig.

Werden Beinverlängerungen in dieser Größenordnung angestrebt, findet immer häufiger das Verfahren der internen [20, 21] oder externen [30, 54, 56, 58, 69] Kallusdistraktion Anwendung. Der Knochen wird mit einem Meißel unter Schonung des Periostes und der Markraumgefäße durchtrennt. Die verzögerte Distraction kann durch einen Ringfixateur oder einem unilateralen Fixateur erreicht werden. Der sich bildende Kallus wird hierbei distrahiert [24, 52]. Somit entfallen Sekundäroperationen wie Spongiosaplastiken und Metallentfernung.

Längenunterschiede bis 6 cm können auch durch eine Verkürzung des längeren Beines und eine gleichzeitige Verlängerung des kürzeren Beines ausgeglichen werden [39]. Die Verkürzung des längeren Beines wird am proximalen Ende durchgeführt und der dabei entnommene diaphysär-metaphysäre Knochenzylinder in die distrahierte subtrochantäre Osteotomie des kürzeren Beines eingefügt. Die anschließende Stabilisierung beider Knochen wird mit Hilfe von Winkelplatten erreicht.

2.2 Bestimmung von Beinlängendifferenzen

Die Diagnose von möglichen Wirbelsäulendeformitäten, Haltungsschäden oder eines Beckenschiefstandes erfordert genaue Messmethoden zur Bestimmung der Beinlänge. Gleiches gilt für die Überwachung von bestehenden Beinlängendifferenzen, die Planung von Prothesen, Einlagen und anderen orthopädischen Hilfsmitteln sowie für operative Längenskorrekturen. Heutzutage stehen verschiedenartige Methoden zur Diagnose von Beinlängendifferenzen zur Verfügung [59]. Man unterscheidet zwischen klinischen Messverfahren, dem konventionellen Röntgen, der Computertomographie und den ultraschallbasierten Messverfahren. Jedes der Verfahren hat spezifische Vor- und Nachteile, die bei der Methodenwahl gegeneinander abgewogen werden müssen [34].

2.2.1 Klinische Messverfahren

Bei der direkten Beinlängenmessung werden die Spina iliaca anterior superior und die Spitze des Malleolus lateralis als Bezugspunkte verwendet. Die jeweilige Beinlänge ergibt sich aus der mit Hilfe eines einfachen Maßbandes gemessenen Distanz zwischen diesen Bezugspunkten [1]. Ein wesentlicher Nachteil dieses Messverfahrens ist, dass sich die effektive Beinlänge nicht messen lässt, da das Hüftgelenk der Palpation nicht zugänglich ist. Neben der daraus resultierenden Ungenauigkeit der Messungen liegt eine weitere mögliche Fehlerquelle in einer Verfälschung der Untersuchungsergebnisse bei Flexionskontrakturen der Hüft- oder Kniegelenke. Auf Grund der geringen Messgenauigkeit, die in der Größenordnung von 0,5 bis 1,0 cm liegt, ist die Methode der direkten Beinlängenmessung nur für Routineuntersuchungen, wie z.B. der einfachen Überwachung von Beinlängendifferenzen geeignet.

Eine alternative, ebenfalls technisch einfache und leicht durchzuführende Methode zur Bestimmung von Beinlängendifferenzen ist die indirekte Beinlängenmessung. Hierbei wird am stehenden, von hinten betrachteten Patienten der Fuß des kürzeren Beines mit verschiedenen Brettchen bekannter Höhe unterlegt, bis das Becken horizontal steht [34]. Durch diese Kompensation liegen die beiden Darmbeinkämme und die Spina iliaca posteriores auf gleicher Höhe und der Beinlängenunterschied entspricht der Höhe der Unterlage. Zwar eignet sich dieses Verfahren zur Überwachung bestehender Beinlängendifferenzen, um ggf. eine signifikante Zunahme der Differenz zu erkennen. Ein wesentlicher Nachteil der Methode liegt jedoch in der relativ geringen Messgenauigkeit, die ebenfalls im Bereich von 0,5 bis 1,0 cm liegt.

Somit sind bei der direkten und auch bei der indirekten Beinlängenmessung die erzielbaren Messgenauigkeiten verfahrensbedingt nur gering [11, 12]. Viele diagnostische Fragestellungen erfordern jedoch deutlich genauere Messmethoden. Hierzu gehören sowohl radiologische als auch sonographische Verfahren, die im Folgenden näher diskutiert werden.

2.2.2 Konventionelles Röntgen

Ein etabliertes und weit verbreitetes Messverfahren zur Bestimmung von Beinlängendifferenzen stützt sich auf Röntgenaufnahmen der Beine. Die besondere Stärke der Röntgendiagnostik liegt in einer klaren Abbildung der Knochenstrukturen. Auf Basis dieser Abbildungen können die absoluten Längen der Beinextremitäten und damit mögliche Beinlängendifferenzen bestimmt werden.

Das Röntgenverfahren wurde gegen Ende des 19. Jahrhunderts vom deutschen Physiker Wilhelm Conrad Röntgen entwickelt [57] und ermöglichte erstmals, nicht-invasiv ins Innere des menschlichen Körpers zu sehen. Dies stellte einen wesentlichen Fortschritt für die medizinische Diagnostik dar. Das ursprüngliche Prinzip zur Erzeugung von Röntgenstrahlung findet auch noch heute in modernen medizinischen Geräten Anwendung. Sämtliche medizinischen Röntgenverfahren basieren auf der Tatsache, dass auf den Körper treffende Röntgenstrahlung von verschiedenen Gewebetypen unterschiedlich stark absorbiert wird. So schwächen beispielsweise Knochen oder Zähne die Röntgenstrahlung wesentlich stärker ab als die inneren Organe oder die Haut. Diese Unterschiede im Absorptionsverhalten werden genutzt, um mit der durch den Körper tretenden Strahlung einen Bildkontrast und damit ein Röntgenbild zu erzeugen.

Beim so genannten „analogen Röntgen“ regt die nach dem Durchtritt durch den Körper verbleibende Röntgenstrahlung üblicherweise eine spezielle Folie zum Leuchten im sichtbaren Bereich des elektromagnetischen Spektrums an. Ein nachgeschalteter lichtempfindlicher Schwarz-Weiß-Film wird dadurch mit dem Röntgenbild belichtet und dient nach der Entwicklung als Wiedergabemedium. Bei einer modernen Form des Röntgens, dem so genannten „digitalen Röntgen“ entfällt die Belichtung eines lichtempfindlichen Films. Stattdessen wird ein elektronischer Sensor verwendet. Die auf diesen hochauflösenden CCD (Charged Coupled Device)-Chip treffenden Röntgenquanten werden lokal in elektrische Ladungen umgewandelt und für jeden Bildpunkt durch eine Digitalelektronik ausgelesen. Die weitere Verarbeitung und Darstellung der Messdaten erfolgt mit Hilfe eines Computers. Neben dem Wegfall der aufwendigen, manuellen Filmentwicklung liegt ein weiterer Vorteil des digitalen

Röntgens in einer gegenüber dem analogen Röntgen deutlich reduzierten Strahlenbelastung. Dies wird zum einen durch die Verwendung moderner, hochempfindlicher Detektoren erreicht und zum anderen besteht bei Fehlbelichtungen die Möglichkeit zur Nachbearbeitung der digitalen Bilddaten, so dass oftmals auf eine Wiederholung der Röntgenmessung verzichtet werden kann.

Da mit Hilfe der Röntgentechnik klare Abbildungen der Knochenstrukturen angefertigt werden können, eignet sich die Röntgendiagnostik für eine Längenbestimmung der Beinextremitäten und damit zur Ermittlung von möglichen Beinlängendifferenzen. Für eine präzise Bestimmung der Beinlängen mittels Röntgenaufnahmen ist es erforderlich, messtechnisch bedingte Fehlerquellen zu berücksichtigen und ihren Einfluss weitestgehend zu minimieren.

Es ist grundsätzlich eine stabile, möglichst bewegungsarme Lagerung des Patienten während der Röntgenaufnahme anzustreben, um eine optimale Bildqualität und damit eine hohe Messgenauigkeit zu erzielen. Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass es sich beim konventionellen Röntgen um ein projizierendes Abbildungsverfahren handelt. Um Messfehler, die aus perspektivischen Verzerrungen in den Röntgenaufnahmen resultieren, möglichst gering zu halten, ist auf eine optimale Ausrichtung der Beinextremitäten relativ zur Röntgenquelle zu achten.

Bezogen auf den Arbeitsabstand stellt die Röntgenröhre eine quasi punktförmige Strahlenquelle dar. Somit hängt auf Grund der Strahlendivergenz die Projektionsgröße der zu vermessenden Strukturen auf dem dahinter liegenden Film bzw. Detektor vom Einfallswinkel und vom Abstand ab. Da bei einer Gesamtaufnahme der unteren Extremitäten sowohl der Einfallswinkel der Strahlen als auch – physiologisch bedingt – der Abstand der Knochenstrukturen zum Film bzw. Detektor über die gesamte Beinlänge variieren, kommt es zu einer verzerrten Projektion. Diese Effekte können durch eine Kalibrierung der Messanordnung zumindest teilweise mathematisch korrigiert und die so gewonnen Messdaten anschließend zur Beinlängenbestimmung herangezogen werden.

Bei der erstmals im Jahre 1946 durch Green et al. [19] vorgestellten Methode der so genannten „Orthoröntgenographie“ bzw. „Orthoradiographie“ werden die inhärenten Projektionseffekte des konventionellen Röntgenverfahrens minimiert [50]. Anstatt einer Gesamtaufnahme werden hier drei versetzte Einzelaufnahmen der Beinextremitäten verwendet. Für die drei Einzelbelichtungen wird die Röntgenröhre nacheinander orthogonal gegenüber dem Hüftgelenk, dem Kniegelenk bzw. dem Knöchelgelenk positioniert. Während einer Einzelbelichtung wird jeweils nur eines der drei Gelenke auf dem Film abgebildet. Verschiebbare Metallplatten [19] oder ein Metallzylinder an der Röntgenquelle [18] blenden dabei jeweils die beiden anderen Gelenke aus und verhindern so eine Mehrfachbelichtung des Films. Durch den jeweils senkrechten Strahleneinfall über den für die Beinlängenbestimmung relevanten Strukturen können projektionsbedingte Messfehler minimiert werden. Als mögliche Fehlerquellen sind bei dieser Messmethode Zentrierungsfehler bei den Einzelaufnahmen sowie Eigenbewegungen des Patienten zu beachten. Neben der Beinlängenbestimmung [41, 47, 60] findet die Orthoradiographie auch Anwendung bei anderen Arten der präoperativen Analyse von Beingeometrien [49, 51].

2.2.3 Computertomographie

Die Computertomographie ist ein spezielles bildgebendes Verfahren der Röntgen-diagnostik. Es wurde gegen Ende der sechziger Jahre vom amerikanischen Physiker A. M. Cormack [8, 9] und dem britischen Ingenieur G. N. Hounsfield [1, 2, 29] entwickelt. Ähnlich wie beim konventionellen Röntgen macht man sich auch bei der Computertomographie das Prinzip zu Nutze, dass Röntgenstrahlen beim Durchdringen eines Körpers von verschiedenen Gewebetypen unterschiedlich stark absorbiert werden.

Bei der Computertomographie werden die Röntgenquelle und das gegenüberliegende Detektorsystem auf einer Kreisbahn um den zu untersuchenden Körper bewegt. So wird von einer definierten Körperschicht eine Folge von Röntgenprojektionen aus unterschiedlichen Winkeln digital aufgezeichnet. Die einzelnen Aufnahmen werden anschließend von einem Computer mittels mathematischer Algorithmen zu einem

zweidimensionalen Schnittbild kombiniert. Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen, bei dem üblicherweise nur aus einer festgelegten Richtung eine einzelne Aufnahme angefertigt wird, kommt es bei der computertomographischen Darstellung zu keiner Überlagerung von unterschiedlichen Körperteilen. Eine technische Weiterentwicklung der Computertomographie ist die so genannte „Spiral-Computertomographie“. Hierbei wird simultan zur Rotation der Röntgenquelle und des Detektors die Patientenliege in axialer Richtung verschoben. Dadurch durchfährt der Patient nach und nach die Strahlenebene und ein vollständiger dreidimensionaler Datensatz des relevanten Körperbereichs wird aufgezeichnet. Anschließend können beliebig orientierte Schnittbilder durch den Datensatz gelegt, dreidimensionale Ansichten generiert und diese für die medizinische Diagnostik herangezogen werden [7].

Verglichen mit dem konventionellen Röntgen bietet die Computertomographie eine etwas geringere Ortsauflösung. Für die Diagnose von kleinsten Veränderungen oder Verletzungen der Knochen, wie sie z. B. durch feine Brüche oder Haarrisse verursacht werden, ist das konventionelle Röntgen daher nach wie vor das Mittel der Wahl. Die besondere Stärke der Computertomographie liegt dagegen in der Möglichkeit zur überlagerungsfreien Darstellung von Körperstrukturen. Damit eignet sich das Verfahren der Computertomographie auch zur Bestimmung von Beinlängen bzw. Beinlängendifferenzen [35, 37, 70].

2.2.4 Sonographie

Die Ultraschalldiagnostik bzw. Sonographie ist ein bildgebendes Untersuchungsverfahren, das seit seiner Einführung in den vierziger Jahren durch den Neurologen K. T. Dussik [10] kontinuierlich weiterentwickelt wurde und heutzutage in zahlreichen medizinischen Fachdisziplinen Anwendung findet. Die Vorteile gegenüber anderen diagnostischen Verfahren sind in den vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten, der Wirtschaftlichkeit der Methode sowie der minimalen Belastung für den Patienten zu sehen. Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen und zur Computertomographie, die

prinzipiell immer mit einer Strahlenbelastung des Patienten verbunden sind, ist die Sonographie in der Anwendung unbedenklich und kann beispielsweise auch während der Schwangerschaft eingesetzt werden.

Anstelle von elektromagnetischer Strahlung werden bei der Sonographie für den Körper unschädliche Schallwellen zur Untersuchung verwendet. Als Ultraschall bezeichnet man Schallwellen in dem für den Menschen nicht hörbaren Frequenzbereich von 20 kHz bis 10 GHz. Die für die medizinische Diagnostik verwendeten Ultraschallgeräte arbeiten typischerweise in einem Frequenzbereich von 1 bis 20 MHz. Die relevanten Schallfeldparameter wie Schalldruck bzw. mittlere Schallintensität liegen dabei unterhalb kritischer Grenzwerte, so dass eine Gewebeschädigung durch so genannte „Kavitationseffekte“ oder thermische Effekte weitgehend ausgeschlossen werden kann. Erzeugt werden die Ultraschallwellen im so genannten „Schallkopf“, dessen Hauptkomponente ein piezoelektrischer Kristall ist. Dieser wandelt eine von außen angelegte elektrische Wechselspannung auf Grund des „inversen piezoelektrischen Effektes“ in mechanische Schwingungen um. Die so erzeugten Ultraschallwellen werden durch lokales Aufsetzen des Schallkopfes, d.h. mechanischen Kontakt zwischen dem Ultraschallsender und der Haut des Patienten in die zu untersuchenden Körperstrukturen eingekoppelt. Für eine optimale Einkopplung der Ultraschallwellen ist es erforderlich, vor Beginn der Untersuchungen auf den Schallkopf ein üblicherweise auf Wasserbasis hergestelltes Gel aufzubringen. Dadurch wird sichergestellt, dass es keine unerwünschten Lufteinschlüsse zwischen dem Ultraschallsender und der Haut gibt. Solche Luftspalte würden andernfalls zu einer Reflektion der Ultraschallwellen und damit zu einer Störung der Einkopplung in den Körper führen [4].

In der bildgebenden Ultraschalldiagnostik findet das so genannte Impuls-Echo-Verfahren Anwendung. Hierbei wird mittels eines Hochfrequenzgenerators ein elektrischer Impuls erzeugt, der durch das als Sender fungierende Piezoelement in einen Schallimpuls umgesetzt wird. Trifft dieser vom Schallkopf ausgehende, kurze Wellenzug im Körperinneren auf Inhomogenitäten der Gewebestruktur kommt es insbesondere an Grenzflächen zu einer Streuung bzw. Reflektion der Schallwellen.

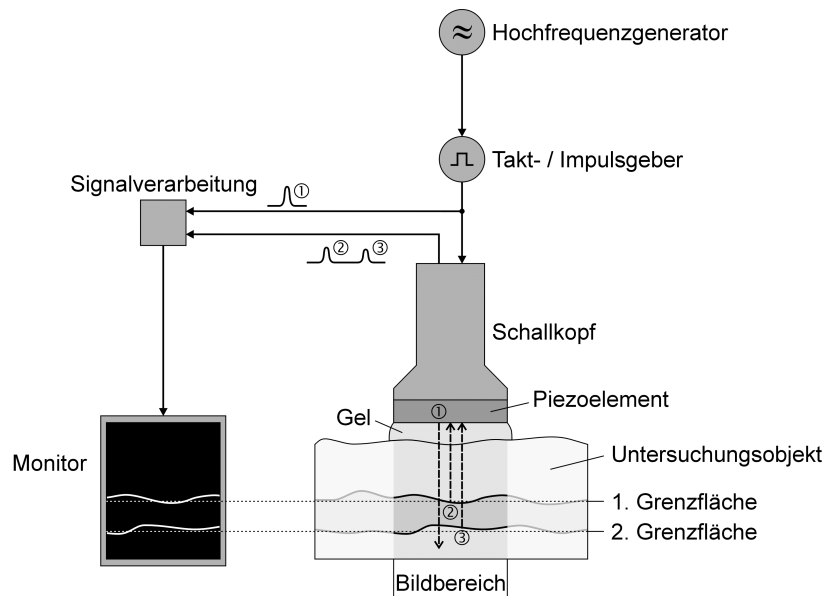


Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau eines mit dem Impuls-Echo-Verfahren arbeitenden Ultraschallgerätes. Der in das Untersuchungsobjekt eingekoppelte Schallimpuls (1) wird an den unterschiedlich tief liegenden Grenzflächen teilreflektiert. Aus den Laufzeitdifferenzen zwischen den zurücklaufenden Schallimpulsen (2), (3) und dem eingekoppelten Schallimpuls (1) kann auf die Tiefe der Strukturen zurückgeschlossen werden. Auf Basis dieser Daten wird ein Abbild der unterhalb des Schallkopfes befindlichen Strukturen generiert und auf dem Monitor dargestellt.

Während ein Teil der eingekoppelten Schallenergie durch Absorption in Wärme umgesetzt wird, trifft der reflektierte Anteil als Echo auf den Schallkopf. Das darin befindliche Piezoelement dient in dieser Messphase als Empfänger und wandelt die mechanischen Schwingungsimpulse auf Grund des piezoelektrischen Effektes in elektrische Signale um. Eine nachgeschaltete Elektronik ermittelt die Zeitdifferenzen zwischen dem Ausgangsimpuls und den vom Körperinneren zurückreflektierten Echosignalen. Die so berechneten Laufzeiten geben Aufschluss über die Tiefe der reflektierenden Strukturen [40].

Auf diesem Grundprinzip basiert die Messung von ortsaufgelösten Ultraschallbildern. Hierzu wird je nach Gerätebauform entweder das piezoelektrische Element im Schallkopf automatisiert mechanisch bewegt oder es finden mehrsegmentige Piezoelemente Anwendung [73]. Beide technischen Varianten erlauben es, Ultraschallimpulse in unterschiedliche Raumwinkel bzw. -bereiche auszusenden und anschließend als Echo zu empfangen. Auf Basis der jeweils gemessenen Laufzeiten und der Intensitäten der empfangenen Echosignale wird computergestützt ein

zweidimensionales Schnittbild des unter dem Schallkopf befindlichen Körperbereichs berechnet. Dabei werden die Intensitäten der Ultraschallechos in der Helligkeit der jeweiligen Bildpunkte kodiert. Die mit diesem so genannten „B-Mode“-Verfahren (abgeleitet vom englischen Begriff „Brightness“) erzeugten Bilder werden quasi in Echtzeit auf einem Monitor dargestellt und liefern dem Arzt Informationen über Größe und Form der untersuchten Strukturen. Darüber hinaus kann der Arzt durch geeignete Bewegung des Schallkopfes, d.h. durch Verschiebung und Abwinkelung gezielt bestimmte Organe oder Gewebe aus verschiedenen Richtungen untersuchen und so eine räumliche Vorstellung erhalten.

In Abhängigkeit von der jeweiligen medizinischen Fragestellung können diverse Parameter des Ultraschallverfahrens für eine optimale Diagnostik eingestellt werden. So hat beispielsweise die verwendete Ultraschallfrequenz einen direkten Einfluss auf die Bildqualität und die Informationstiefe des Verfahrens [73]. Grundsätzlich gilt dabei Folgendes: Je höher die Frequenz der eingekoppelten Ultraschallwellen ist, desto besser ist die Auflösung der Bilddaten in Richtung der Schallwellenausbreitung. Gleichzeitig sinken mit zunehmender Frequenz aber auch die Eindringtiefe der Ultraschallwellen und damit die diagnostische Informationstiefe. Als Konsequenz können tief im Körper liegende Organe oder Gewebestrukturen nur mit vergleichsweise niedrigen Ultraschallfrequenzen und somit relativ geringem räumlichen Auflösungsvermögen untersucht werden. Grundsätzlich gilt, dass für eine optimale Diagnostik die jeweils höchste Ultraschallfrequenz gewählt werden sollte, die noch eine Untersuchung in der gewünschten Tiefe erlaubt.

Des Weiteren wird bei der Sonographie der Bildkontrast maßgeblich durch das so genannte Signal-/Rausch-Verhältnis des Impuls-Echo-Signals bestimmt. Zwar kann das Signal-/Rausch-Verhältnis prinzipiell durch eine Erhöhung der eingekoppelten Ultraschallleistung erhöht, d.h. verbessert werden. Allerdings ist dabei zu beachten, dass bestimmte Grenzwerte nicht überschritten werden dürfen, um eine Gewebeschädigung durch die Ultraschallwellen ausschließen zu können. Bei dem Bestreben einen möglichst hohen Informationsgehalt für die Diagnostik zu erzielen, stellt die Wahl der

eingekoppelten Leistung immer einen Kompromiss zwischen optimalem Bildkontrast und maximaler Patientensicherheit dar.

Neben dem oben genannten „B-Mode“-Verfahren finden weitere Ultraschallverfahren in der medizinischen Diagnostik Anwendung. Zu den wichtigsten gehören das so genannte „M-Mode“- bzw. „TM-Mode“-Verfahren (abgeleitet vom englische Begriff „Time Motion“) sowie diverse Varianten des „Doppler“-Verfahrens. Mit ihrer Hilfe können dynamische Prozesse im Körperinneren wie die Bewegung von Organen (mittels „M-Mode“-Verfahren) oder auch Blutflussgeschwindigkeiten (mittels „Doppler“-Verfahren) untersucht werden [73]. Beide Verfahren werden unter anderem in der Kardiologie eingesetzt. Im Bereich der Orthopädie findet dagegen vorwiegend die Ultraschalldiagnostik mittels „B-Mode“-Verfahren Anwendung.

Da der Bildbereich einer einzelnen Ultraschallaufnahme allerdings nur im Bereich von einigen Zentimetern liegt, können mit dem Standardmessverfahren Extremitäten nicht als Ganzes abgebildet und daher Beinlängen bzw. Beinlängendifferenzen nicht direkt ermittelt werden. Mit Hilfe spezieller, technischer Erweiterungen kann die Sonographie dennoch zur Bestimmung von Beinlängen herangezogen werden. Die Möglichkeit der sonographischen Messung von Beinlängen wurde erstmals von Holst und Thomas 1988 untersucht [27, 28]. In der Folge wurden weitere Studien zur sonographiegestützten Beinlängenbestimmung von Terjesen et al. [66], Konermann et al. [42, 43, 44], Junk et al. [32], sowie von Krettek et al. [45, 46] vorgestellt. All diese Untersuchungen basieren auf weitgehend identischen Messverfahren: Der Schallkopf eines Ultraschallgerätes wird an einer Vorrichtung befestigt, die eine definierte, lineare Verschiebung ermöglicht. Für Untersuchungen an liegenden Patienten findet dabei ein horizontales, bei aufrecht stehenden Patienten ein vertikales Verschiebesystem Anwendung. Bei liegenden Patienten werden mit Hilfe der Messvorrichtung markante Strukturen der Beinanatomie wie z.B. die Gelenkspalte im Hüft-, Knie und Sprunggelenk sequentiell mit dem Schallkopf angefahren und per Ultraschallaufnahme abgebildet. Durch Messung der Verschiebestrecke zwischen den einzelnen Aufnahmen können Femur- bzw. Tibialänge und damit auch die Gesamtbeinlänge bestimmt werden. Alternativ

kann bei stehenden Patienten direkt die Beinlänge durch Abbildung des Femurkopfes und Messung der Höhe des Schallkopfes über dem Boden bestimmt werden.

Motiviert durch die nur relativ geringe Genauigkeit und prinzipielle messtechnische Einschränkungen der bis dahin bekannten sonographischen Verfahren, stellten Keppler et al. im Jahr 1997 ein neues Messkonzept zur Bestimmung von Beingeometrien vor [33, 36]. Die Bewegung des Schallkopfes ist hierbei nicht auf eine lineare Verschiebung eingeschränkt. Die Ultraschallsonde kann vielmehr zur Aufnahme von definierten Referenzebenen am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk frei im Raum positioniert werden. Dies hat den Vorteil, dass die relevanten Beinstrukturen optimal, sonographisch abgebildet werden können. Während der sequentiellen Aufnahme der einzelnen Ultraschallbilder erfasst das Messsystem über ein spezielles Ortungssystem simultan die jeweilige räumliche Position des Schallkopfes.

Die Ortung erfolgt durch Laufzeitmessungen von mehreren Ultraschallsignalen, die von am Schallkopf angebrachten Sendern abgestrahlt und von einem stationär über dem Patienten angebrachten Empfangsmodul erfasst werden. Zusätzlich zu den fest mit der Ultraschallsonde verbundenen Sendern wird für die Dauer der Untersuchung ein weiteres Sendemodul an einer definierten Beinposition, der Tibiavorderkante, angebracht. Das Ortungssystem kann so die räumliche Position der Ultraschallsonde relativ zum Bein bestimmen. Auf Basis dieser Positionsdaten und durch eine softwaregestützte Vermessung der in den Ultraschallbildern zu erkennenden Knochenstrukturen können in einem Arbeitsgang mehrere Längen- und Winkelparameter der Beingeometrie bestimmt werden. Hierzu gehören die Längen und Torsionswinkel von Ober- und Unterschenkel sowie anatomische und mechanische Winkel der Beinachsen.

Da die Positionsbestimmung bzw. Ortung auf Relativmessungen zwischen dem Schallkopf und dem am Bein fixierten Referenzmodul basiert, ist das Messverfahren unempfindlich gegen möglicherweise auftretende Drehbewegungen während der Messung. Dies erweist sich insbesondere bei der Untersuchung von Kindern als vorteilhaft. Auf Grund der Tatsache dass die Referenz- und Projektionsebenen direkt an

markanten Knochenstrukturen definiert werden, ist die Methode darüber hinaus weitgehend unabhängig von der Art der Patientenlagerung. Die Genauigkeit der Messmethode wird maßgeblich durch Qualität der sonographischen Darstellung der relevanten Knochenstrukturen bestimmt. Eine zuverlässige sonographische Bestimmung der Beinlänge und -torsion ist nur dann nicht möglich, wenn die zur Messung notwendigen Strukturen an Hüft-, Knie- oder Sprunggelenk posttraumatisch, degenerativ oder tumorös verändert sind.

2.2.5 Kriterien der Methodenwahl

Die oben genannten klinischen, radiologischen und sonographischen Verfahren zur Bestimmung der Beingeometrie weisen jeweils methodenbedingte Vor- und Nachteile auf. Diese sind bei der Auswahl des Messverfahrens unter Berücksichtigung der jeweiligen klinischen Fragestellung gegeneinander abzuwägen. Die mit den radiologischen Verfahren grundsätzlich verbundene Strahlenexposition ist dabei ebenso zu berücksichtigen wie die Anwendbarkeit und Wirtschaftlichkeit der Untersuchungsmethoden im klinischen Alltag. Sowohl der mit der Durchführung einer Messung verbundene Arbeits- bzw. Zeitaufwand als auch die Anschaffungs- und Unterhaltskosten der benötigten Messgeräte spielen dabei eine Rolle. Bei der Auswahl der Untersuchungsmethode ist als weiteres wesentliches Kriterium die mit den einzelnen Verfahren erzielbare Messgenauigkeit heranzuziehen. Hierbei ist sowohl die absolute Genauigkeit bei der Bestimmung der Längen- und Winkelparameter der Beingeometrie als auch die Wiederholgenauigkeit der Messungen zu berücksichtigen. In den folgenden Kapiteln wird daher auf beide Teilaspekte im Detail eingegangen.

3 Material und Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wurden vergleichende Untersuchungen zur Bestimmung von Beingeometrien mittels eines sonographischen und eines radiologischen Verfahrens durchgeführt. Die experimentellen Details dieser Vergleichstudie und der zu Grunde liegende Probanden- bzw. Patientenstamm werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

3.1 Probanden

Übungsgruppe

Im Vorfeld der eigentlichen Untersuchungsreihe wurde die Bestimmung der Beingeometrie mittels des sonographischen Verfahrens an einer Gruppe von 20 Personen geübt. Die zu dieser so genannten Übungsgruppe gehörenden Probanden wurden willkürlich ausgewählt, das heißt es wurden keine spezifischen Auswahlkriterien angewandt. Ziel der vorbereitenden Messungen war es zunächst, das Messverfahren grundsätzlich zu erlernen. Anschließend sollte durch eine wiederholte, routinierte Anwendung des Verfahrens eine bestmögliche Messgenauigkeit erzielt werden. Die sonographischen Übungsmessungen erfolgten über mehrere Tage verteilt. Bei einigen Probanden wurden Mehrfachuntersuchungen durchgeführt. Da die Untersuchung dieser Probandengruppe primär dem Einüben der sonographischen Messmethode diente, erfolgte keine weitergehende Auswertung der Ergebnisse.

Kontrollgruppe

Nach Abschluss der mit der Übungsgruppe durchgeführten Voruntersuchungen wurden ebenfalls mittels des sonographischen Verfahrens die Beingeometrien von Probanden einer so genannten Kontrollgruppe vermessen. Die Kontrollgruppe umfasste mit drei Frauen und einem Mann insgesamt vier Probanden im Alter zwischen 26 und 33 Jahren. Zum Zeitpunkt der Untersuchungen waren bei keinem der Probanden medizinisch

relevante Anormalitäten der Beingeometrie bekannt. Bei zwei der Probanden wurden an zwei verschiedenen Tagen jeweils drei sonographische Messungen, das heißt insgesamt sechs Einzelmessungen pro Proband durchgeführt. Bei den beiden anderen Probanden wurden am ersten Untersuchungstag drei Messungen und am zweiten Untersuchungstag zwei weitere Messungen und somit insgesamt fünf Einzelmessungen pro Proband durchgeführt. Die wiederholten Messungen innerhalb der Kontrollgruppe dienten dem Ziel, die Reproduzierbarkeit der sonographischen Untersuchungsergebnisse zu überprüfen. Hierzu wurden die Messergebnisse statistisch ausgewertet.

Patientengruppe

Der direkte Vergleich zwischen sonographischem und radiologischem Messverfahren erfolgte durch Untersuchung einer 5 Frauen und 10 Männer umfassenden Patientengruppe. Hierbei handelte es sich um Patienten der Orthopädischen Klinik der Universitätsklinik Münster, die zu einem operativen Eingriff am Bein, in der Regel zu einer so genannten Knie-TEP (Kniegelenk-Totalendoprothesen) Operation in die Klinik einbestellt worden waren. Bei diesen Patienten wurde zur Vorbereitung des Eingriffs am Vortag der Operation eine orthoradiographische Aufnahme der Beine angefertigt. Am selben Tag wurde bei diesen Patienten zwecks Datenerhebung für die Vergleichsstudie zusätzlich eine sonographische Untersuchung der Beingeometrie durchgeführt. Anschließend erfolgte unter Anwendung von statistischen Auswertungsverfahren der Vergleich der mit den beiden unabhängigen Verfahren erhaltenen Messwerte.

3.2 Sonographisches Verfahren

3.2.1 Gerätetechnik

Die in den Untersuchungsreihen verwendete Messanordnung zur sonographischen Bestimmung von Beingeometrien basiert auf dem in Abschnitt 2.2.4 erläuterten

Konzept von Keppler et al. [33, 36]. Die technische Umsetzung des Verfahrens erfolgte durch die Kombination eines konventionellen Sonographiegerätes (Typ „Sonoline Prima“ der Firma Siemens AG) mit einem Ortungssystem (Typ „CMS 70P/4“ der Firma Zebris Medizintechnik GmbH) zur dreidimensionalen Positionsbestimmung des Schallkopfes. Hierzu wurde ein so genanntes Messmarkerkreuz bestehend aus vier Sendemodulen am Schallkopf des Sonographiegerätes angebracht. Durch die feste mechanische Kopplung wurde sichergestellt, dass die räumliche Position der vier Sendemodule relativ zum Schallkopf für die gesamte Dauer der Untersuchungen fixiert blieb. Die Relativpositionierung der Sender am Schallkopf wurde durch eine einmalig vor Beginn der sonographischen Untersuchungen durchgeführte Kalibrierungsmessung erfasst. Diese Kalibrierungsdaten wurden anschließend bei Positionsbestimmungen durch das Ortungssystem berücksichtigt.



Abbildung 3.1: Kombination eines konventionellen Ultraschallgerätes mit dem Ortungssystem der Firma Zebris Medizintechnik GmbH zur dreidimensionalen Bestimmung von Beingeometrien.

Die von den Sendern des Messmarkerkreuzes ausgesandten Ultraschallimpulse wurden durch ein stationär im Raum installiertes Empfangsmodul detektiert. Dieser Messaufnehmer bestand aus vier in definiertem Abstand angebrachten Ultraschallmikrofonen. Die dreidimensionale Positionsbestimmung des Messmarkerkreuzes und damit des Schallkopfes erfolgte durch Laufzeitmessungen von Ultraschallimpulsen zwischen Sendern und Empfängern. Die Messgenauigkeit des Systems liegt laut Herstellerangaben im Bereich von 0,5 mm bis 1,5 mm.

Während der Durchführung der sonographischen Messungen wurden die Patienten auf einer mehrteiligen Spezialliege gelagert, die aus einer Körperauflage, einer Wadenstütze und einem Fußteil bestand. Durch diese Art der Patientenlagerung waren die Kniegelenke von der dorsalen Seite mit dem Ultraschallkopf zugänglich. Gleichzeitig konnten auf der Spezialliege die Sprunggelenke und die Hüfte in eine neutrale Position gebracht werden.

Für die Dauer der Messungen wurde zusätzlich zu dem fest mit der Ultraschallsonde verbundenen Messmarkerkreuz ein weiteres Sendemodul an der Tibiavorderkante des jeweils zu untersuchenden Beines mit einem Klettband angebracht. Die räumliche Position dieses Referenzmarkerkreuzes wurde ebenfalls durch Laufzeitmessungen von Ultraschallimpulsen vom Ortungssystem erfasst. Eventuelle Bewegungen des Patienten während der Messungen konnten so messtechnisch registriert werden. Aus der Kombination der Positionsbestimmungen von Mess- und Referenzmarkerkreuzen wurde die räumliche Position der Ultraschallsonde in Bezug auf das Bein des Patienten bestimmt. Durch diese Art der Relativmessung konnte der Einfluss von unbeabsichtigten Bewegungen der Patienten auf die Untersuchungsergebnisse minimiert werden.

3.2.2 Messdatenerfassung

Die Bestimmung der Beingeometrie erfolgte durch die sequentielle Abbildung von definierten knöchernen Strukturen am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk mit Hilfe des

Ultraschallgerätes. Bei optimaler sonographischer Darstellung der jeweiligen Knochenstruktur wurde durch Betätigung eines Fußschalters das Einlesen der Ultraschallaufnahme über die Videoschnittstelle eines Messcomputers ausgelöst. Die simultan durch das Ortungssystem ermittelten räumlichen Positionsdaten des Schallkopfes wurden ebenfalls vom Messcomputer erfasst und den jeweiligen Ultraschallbildern zugeordnet. Sämtliche Messergebnisse wurden patientenbezogenen in einer Datenbank abgespeichert.

Die Untersuchung eines Patienten umfasste die Messung von zwei Sequenzen von Ultraschallbildern. Zunächst wurde an der Tibiavorderkante des linken Beines das Referenzmarkerkreuz des Ortungssystems angebracht. Anschließend wurden in einer ersten Messreihe insgesamt acht relevante Knochenstrukturen des Beines sonographisch abgebildet. Danach wurde das Referenzmarkerkreuz an die Tibiavorderkante des rechten Beines versetzt. In einem zweiten Messdurchgang wurden analog zu der vorherigen Sequenz acht Einzelmessungen am rechten Bein durchgeführt.

Im Folgenden sind exemplarisch die Einzelaufnahmen einer sonographischen Untersuchungsreihe dargestellt. Die jeweilige Position der abgebildeten Knochenstrukturen ist dabei in den nebenstehenden Schemazeichnungen der unteren Extremitäten markiert. Dargestellt sind hier nur die sonographischen Aufnahmen der zweiten, d.h. am rechten Bein durchgeführten Messesequenz. Analog dazu waren in der ersten Messesequenz die gleichen Strukturen des linken Beines sonographisch erfasst worden.

Der Schallkopf wurde zunächst am proximalen Femur von ventral dem Schenkelhals aufgesetzt und anschließend so lange kranial verschoben bis der Femurkopf und der Trochanter major optimal abgebildet werden konnten.

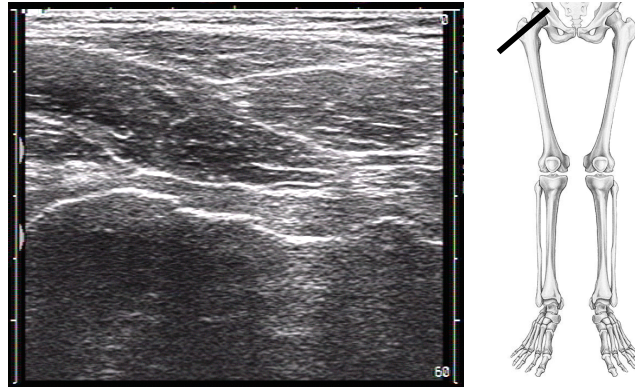


Abbildung 3.2: Ultraschallaufnahme - Femurkopf und Trochanter major von ventral

Ebenfalls am proximalen Femur wurde anschließend quer zur Längsachse der Femurkopf von ventral abgebildet.

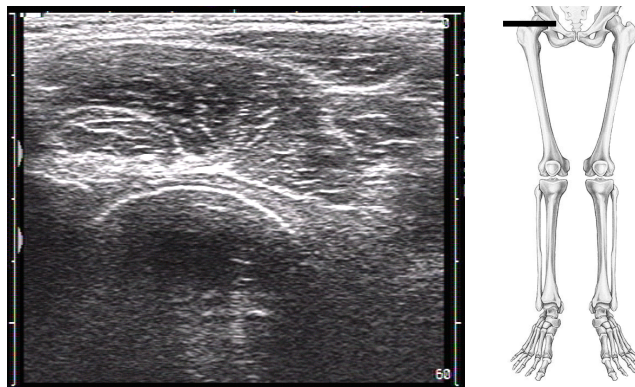


Abbildung 3.3: Ultraschallaufnahme - Femurkopf quer zur Längsachse von ventral

Als dritte Messposition am proximalen Femur wurde schließlich der Hüftkopf durch einen ventralen Längsschnitt dargestellt.

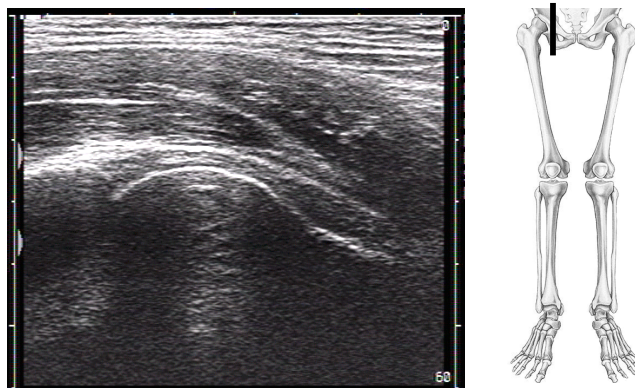


Abbildung 3.4: Ultraschallaufnahme - Femurkopf longitudinal von ventral

An dem distalen Femur wurden die Femurkondylen von dorsal im Querschnitt sonographisch zur Darstellung gebracht.

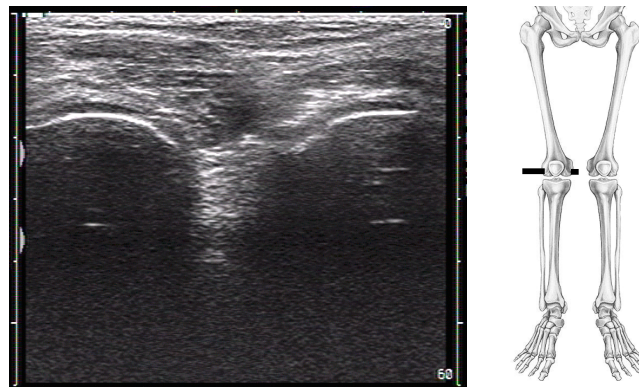


Abbildung 3.5: Ultraschallaufnahme - Femurkondylen von dorsal

Anschließend wurde der Schallkopf weiter nach distal verschoben bis die Eminentia intercondylaris als schräg verlaufende Struktur zur Abbildung kam.

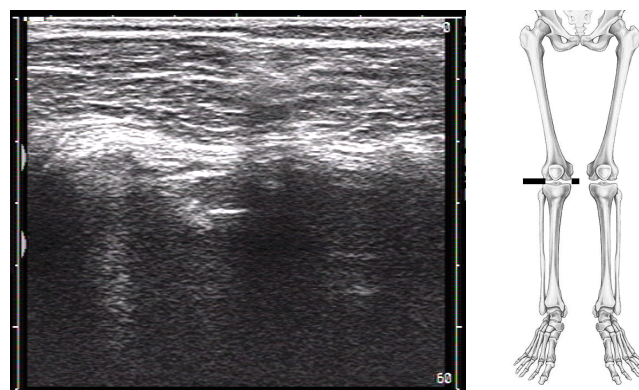


Abbildung 3.6: Ultraschallaufnahme - Eminentia intercondylaris von dorsal

Als dritte Messposition im Bereich des Kniegelenks wurde durch Verschieben des Schallkopfes die proximale Tibia angefahren und dort das Tibiaplateau von dorsal sonographisch dargestellt.

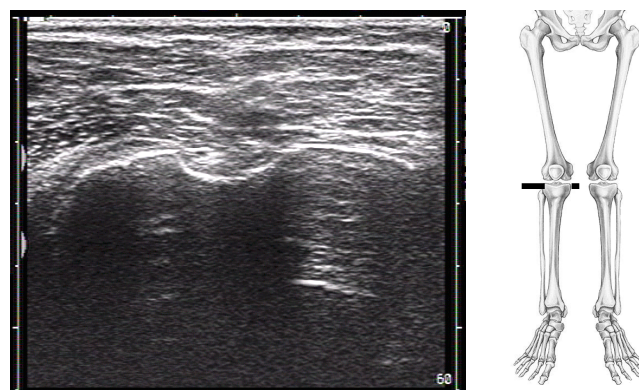


Abbildung 3.7: Ultraschallaufnahme - Tibiaplateau von dorsal

An der distalen Tibia erfolgte anschließend die Darstellung des Talus in Querrichtung von ventral.



Abbildung 3.8: Ultraschallaufnahme - Talus von ventral quer zur Längsachse

Die Messsequenz wurde mit einer sonographischen Aufnahme des ventralen oberen Sprunggelenkspaltes in Längsrichtung abgeschlossen.



Abbildung 3.9: Ultraschallaufnahme - Sprunggelenkspalt von ventral

3.2.3 Auswertung der Messdaten

Nach Abschluss der Untersuchungen erfolgte die Auswertung der Messdaten durch eine softwaregestützte Markierung und Vermessung von definierten knöchernen Konturen in den sonographischen Aufnahmen. Aus der Kombination der so ermittelten Projektions- bzw. Referenzebenen mit den dreidimensionalen Positionsdaten der Ultraschallsonde berechnete die Auswertungssoftware die Längen- und Winkelparameter von Femur und Tibia. Die hierzu erforderlichen Auswertungsschritte werden im Folgenden exemplarisch an Hand eines Datensatzes erläutert.

Die Markierung des Trochanter major erfolgte durch ein Kreuz an der Trochanterspitze und einer Linie, welche den Verlauf von Femurkopf zu Trochanterspitze zeigt.

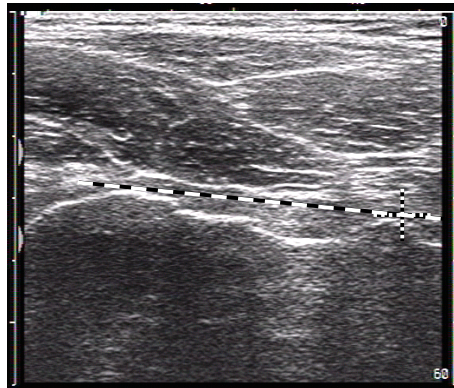


Abbildung 3.10: Auswertung - Femurkopf und Trochanter major von ventral

In der Ultraschallaufnahme des Femurkopfes quer zur Längsachse wurde die Kontur mit einem Kreis markiert.

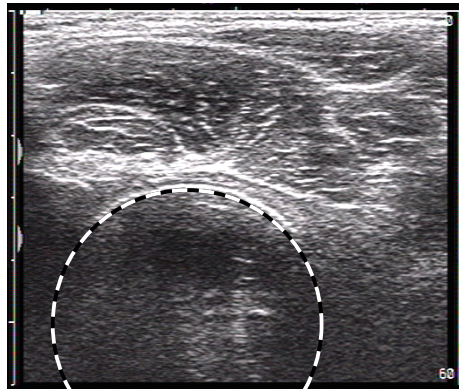


Abbildung 3.11: Auswertung - Femurkopf quer zur Längsachse von ventral

Ebenso wurde in der Aufnahme des Femurkopfes in longitudinaler Richtung die Kontur mit einem Kreis markiert.

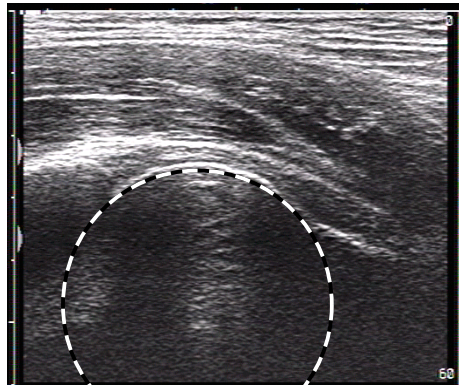


Abbildung 3.12: Auswertung - Femurkopf longitudinal von ventral

Die Markierung der Femurkondylen erfolgte durch eine Linie entlang ihrer Oberkante.

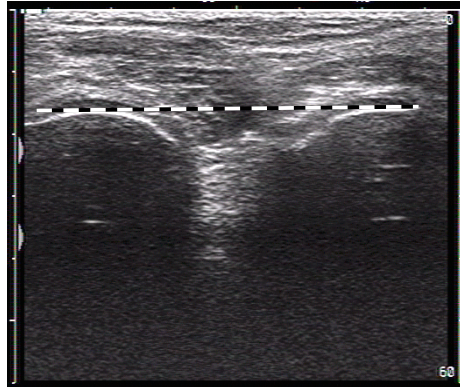


Abbildung 3.13: Auswertung - Femurkondylen von dorsal

Die Position der Eminentia intercondylaris wurde in der jeweiligen sonographischen Abbildung durch ein Kreuz markiert.

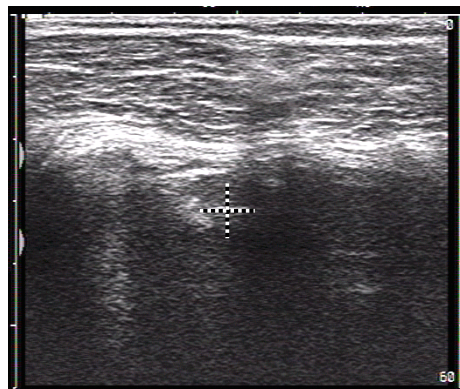


Abbildung 3.14: Auswertung - Eminentia intercondylaris von dorsal

Das Tibiaplateau wurde durch eine Linie in Verlaufsrichtung sowie ein Kreuz in der Mitte des Plateaus markiert.

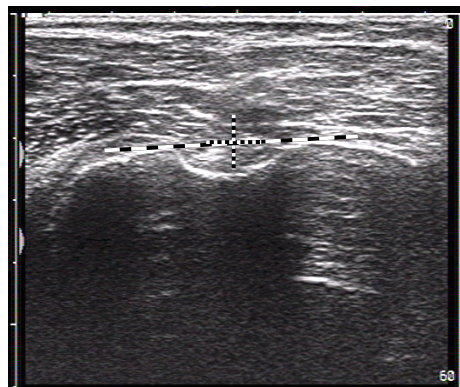


Abbildung 3.15: Auswertung - Tibiaplateau von dorsal

Die beiden Erhebungen des Talus wurden durch eine Verbindungslinie miteinander verbunden und die Mitte durch ein Kreuz markiert.

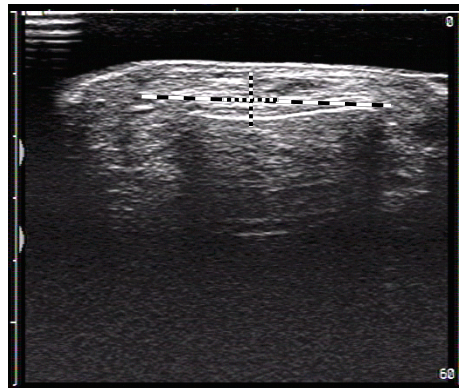


Abbildung 3.16: Auswertung - Talus von ventral quer zur Längsachse

Abschließend wurde die Position des Sprunggelenkspaltes durch ein Kreuz markiert.

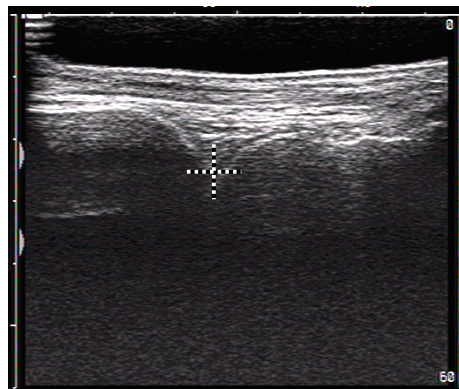


Abbildung 3.17: Auswertung - Sprunggelenkspalt von ventral

Nach Durchführung dieser Markierungsschritte wurden durch die Auswertungssoftware automatisch die für die Beingeometrie relevanten Parameter berechnet. Dabei wurde die Femurlänge als Distanz zwischen dem Zentrum des Femurkopfes und dem Kniegelenkzentrum, das durch die Positionen der Eminentia intercondylaris und des Tibiaplateaus definiert wurde, ermittelt. Die Tibiallänge wurde aus der Distanz zwischen dem Kniegelenkzentrum und dem Zentrum des Sprunggelenks, das durch die Positionen des Talus und des Gelenkspaltes definiert wurde, bestimmt. Auf Basis dieser Positionsdaten konnte außerdem die Gesamtlänge des Beins als Distanz zwischen den Zentren des Femurkopfes und des Sprunggelenks berechnet werden. Des Weiteren wurden die Winkel aLDFW (anatomischer lateraler distaler Femurwinkel) und mLDFW (mechanischer lateraler distaler Femurwinkel) ermittelt. Der Winkel aLDFW zwischen

der Mittelschaftlinie des Femurknochens und der Tangente an die Femurkondylen beschreibt die anatomische Femurachse. Die mechanische Femurachse ist dagegen durch die Verbindungslinie zwischen dem Zentrum des Hüftkopfs und dem Kniegelenkzentrum definiert und bildet mit der Tangente an die Femurkondylen den Winkel mLDFW [14, 53, 63].

In einem weiteren Auswertungsschritt wurden die Torsionsparameter der Beingeometrie bestimmt. Hierzu wurden ausgehend von den sonographisch dargestellten Knochenstrukturen die erforderlichen Referenz- bzw. Projektionsebenen festgelegt. Die Oberschenkelebene wurde aus den Positions- und Vektor-Markierungen in den Ultraschallbildern des Femurkopfes mit Trochanter major, der Femurkondylen und der Eminentia intercondylaris ermittelt. Damit ergab sich die Femurtorsion als Winkel zwischen der Oberschenkelebene und dem durch den Femurkopf und dem Trochanter major definierten Vektor. Des Weiteren wurde durch Auswertung der Ultraschallbilder der Eminentia intercondylaris, des Tibeaplateaus und des Sprunggelenkspaltes die Unterschenkelebene definiert. Die Tibiatorsion berechnete sich damit als Winkel zwischen der Unterschenkelebene und dem auf dem Talus eingezeichneten Vektor.

Insgesamt konnte auf Basis der sonographischen Messdaten jeweils ein Satz von neun die Beingeometrie beschreibenden Längen- bzw. Winkelparametern ermittelt werden:

1. Femurlänge
2. Tibialänge
3. Gesamtbeinlänge
4. Winkel aLDFW
5. Winkel mLDFW
6. Mechanische Achse
7. Femurtorsion
8. Tibiatorsion
9. Gesamtbeintorsion

Von diesen wurden die Femurlänge, die Tibialänge, die Gesamtbeinlänge sowie die Winkel aLDFW und mLDFW für den Vergleich mit den Ergebnissen radiologischer Untersuchungen herangezogen.

3.3 Radiologisches Messverfahren

Die radiologische Bestimmung von Längen- und Winkelparametern der Beingeometrie erfolgte durch direkte, geometrische Auswertung von Röntgenaufnahmen der unteren Extremitäten.



Abbildung 3.18: Röntgenaufnahme der unteren Extremitäten

Vom Zentrum des Femurkopfes wurde eine Gerade zum Mittelpunkt der Femurkondylen gezogen und mittels eines Lineals die Femurlänge bestimmt. Danach wurde die Breite des Kniegelenkspaltes als Distanz zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau in den Röntgenaufnahmen ausgemessen. Schließlich wurde die Tibiallänge als Distanz zwischen dem Tibiaplateau und den Malleolen am distalen Ende der Tibia bestimmt.

Bei der Ermittlung der Längenparameter wurde grundsätzlich ein Skalierungsfaktor angewandt, um Projektionseffekte auf Grund der divergenten Röntgenstrahlen zu berücksichtigen. In erster Näherung wurde dabei von einem linearen Zusammenhang ausgegangen. Die in einer Referenzmessung angefertigte Röntgenaufnahme eines

definierten Längenmaßstabes wurde herangezogen, um einen Korrekturfaktor zur linearen Skalierung der Längenmessungen zu ermitteln.

Des Weiteren wurden auf Basis der Röntgenaufnahmen und unter Verwendung eines Winkellineals die Beinachsenparameter aLDFW und mLDFW bestimmt. Definitionsgemäß erfolgte hierbei die Messung der Winkel zwischen der Tangente an die Femurkondylen und der Mittelschaftlinie des Femur (aLDFW) bzw. der Verbindungslinie zwischen dem Zentrum des Hüftkopfes und der Kniegelenksmitte (mLDFW).

3.4 Statistische Verfahren

Die statistische Auswertung der Messdaten erfolgte unter Verwendung der Tabellenkalkulation Microsoft Excel 2003 sowie des Statistikprogramms SPSS 12.0. Für eine zusammenfassende und übersichtliche Darstellung der Untersuchungsergebnisse wurden verschiedene Maßzahlen der deskriptiven Statistik berechnet. Zur Beschreibung der zentralen Tendenz einer Häufigkeitsverteilung wurden als so genannte Lagemaße arithmetische Mittelwerte, Mediane sowie Quantilen herangezogen. Die Streuung bzw. Dispersion einer Verteilung wurde durch die Berechnung von Streumaßen wie absoluten und relative Standardabweichungen bzw. Variationskoeffizienten und Interquartilsabständen deskriptiv erfasst.

Um von den im Rahmen dieser Arbeit erfassten Stichproben, das heißt den untersuchten Probanden- bzw. Patientengruppen verallgemeinernde Schlussfolgerungen ableiten zu können, wurden Methoden der analytischen Statistik angewandt. Hierzu gehört der so genannte Wilcoxon-Test, der als nicht-parametrischer Test verwendet wurde, um zwei verbundene Stichproben quantitativer Merkmale zu vergleichen. Dabei wurde ein Signifikanzniveau von 5% zu Grunde gelegt.

Ergänzend zu den oben genannten Auswertungsmethoden der deskriptiven und analytischen Statistik wurde die Intraklassen-Korrelation (ICC, engl. Intra-Class-Correlation) analysiert [3, 62]. Es handelt sich dabei um ein statistisches Verfahren, mit dessen Hilfe die Übereinstimmung zwischen mehreren Beobachtern bzw. zu verschiedenen Beobachtungszeitpunkten bezüglich einer Gruppe von Beobachtungsgrößen quantifiziert werden kann. Dabei wird als Maß für die so genannte Interrater-Reliabilität der Intraklassen-Korrelationkoeffizient berechnet.

4 Ergebnisse

Die im Folgenden dargestellten Messdaten resultieren aus Untersuchungen von zwei unterschiedlichen Probandengruppen: Zunächst werden die Resultate der sonographischen Messungen innerhalb der Kontrollgruppe erläutert. Die statistische Auswertung dieser Untersuchungen dient der Überprüfung der Wiederholgenauigkeit des sonographischen Messverfahrens. Anschließend werden die Ergebnisse der Patientengruppe, das heißt der vergleichenden Messungen per sonographischem und radiologischem Verfahren zusammenfassend dargestellt. Die Auswertung dieser Messdaten mittels statistischer Verfahren erlaubt einen quantitativen Vergleich der beiden unabhängigen Messmethoden.

4.1 Ergebnisse der Kontrollgruppe

Bei jedem der vier zur Kontrollgruppe gehörenden Probanden wurden nach dem in Kapitel 3.2 beschriebenen Verfahren mehrfach sonographische Untersuchungen durchgeführt. Die anschließende softwaregestützte Auswertung der Messungen lieferte neun, die Beingeometrie charakterisierende Parameter (siehe Anhang B), von denen fünf, nämlich die Femurlänge, die Tibialänge, die Gesamtbeinlänge sowie die beiden Winkel $aLDFW$ und $mLDFW$ zur weiteren Auswertung herangezogen wurden. Der aus den Mehrfachbestimmungen resultierende Datensatz wurde statistisch ausgewertet und dabei insbesondere die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse und damit die Wiederholgenauigkeit der sonographischen Messmethode analysiert. Hierzu wurden getrennt für jeden Probanden und jede Messgröße der arithmetischen Mittelwert sowie die zugehörige Standardabweichung berechnet. Da die Wiederholungsmessungen in kurzen zeitlichen Abständen durchgeführt wurden, ist von keinen signifikanten Veränderungen der Beingeometrie zwischen den Einzelmessungen auszugehen. Das bedeutet, dass die eigentliche Messgröße für den jeweiligen Patienten in guter Näherung als konstant angesehen werden kann. Die Streuung der Messdaten um den arithmetischen Mittelwert ist somit ausschließlich auf methodenbedingte Messunsicher-

heiten zurückzuführen. In den folgenden Abbildungen ist die Standardabweichung der jeweiligen Messgröße als Fehlerbalken dargestellt.

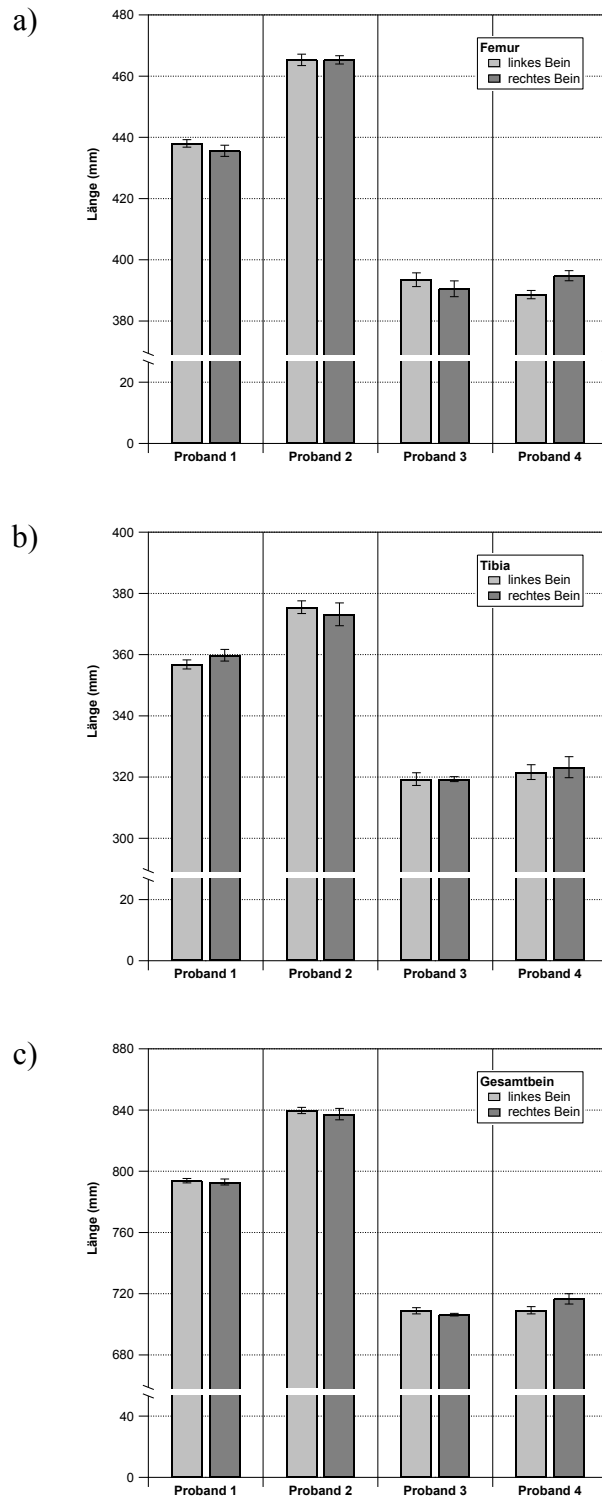


Abbildung 4.1: Mittelwerte sowie Messunsicherheiten a) der Femurlänge, b) der Tibialänge und c) der Gesamtbeinlänge innerhalb der Kontrollgruppe.

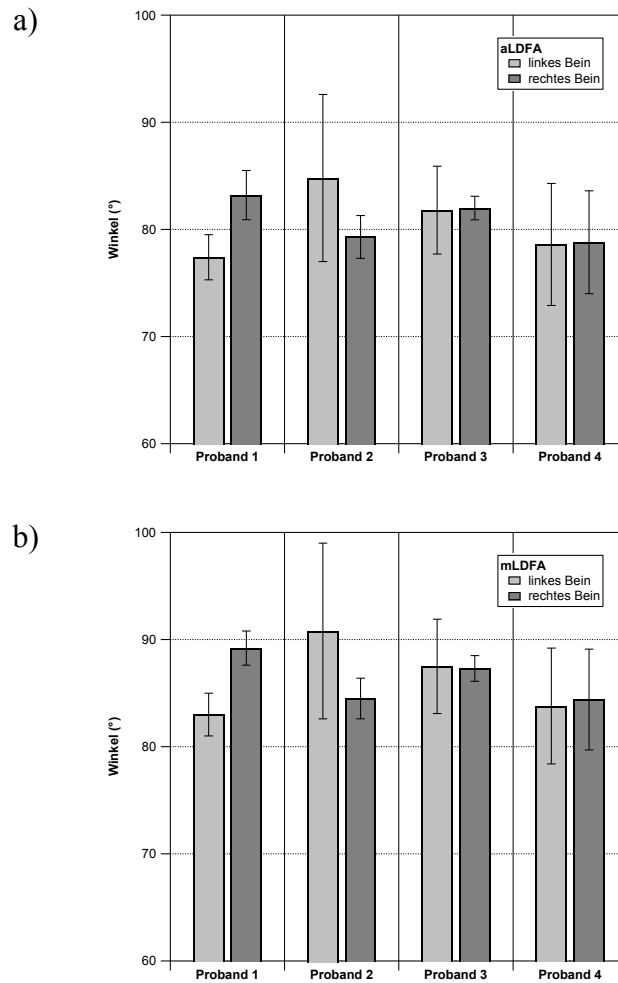


Abbildung 4.2: Mittelwerte sowie Messunsicherheiten a) des Winkels aLDFW und b) des Winkels mLDFW innerhalb der Kontrollgruppe.

An Hand der Fehlerbalken in Abbildung 4.1 ist zu erkennen, dass die Messunsicherheiten bei Längenmessungen, das heißt bei den Parametern Femurlänge, Tibiallänge sowie Gesamtbeinlänge relativ gering sind. Dagegen zeigen die in Abbildung 4.2 dargestellten Ergebnisse der Winkelbestimmungen aLDFW und mLDFW bei Wiederholungsmessungen eine wesentlich stärkere Streuung.

In Tabelle 4.1 sind die absoluten und relativen Standardabweichungen der fünf Messparameter zusammengefasst. Die relative Standardabweichung wird auch als Variationskoeffizient bezeichnet und berechnet sich als Quotient aus absoluter Standardabweichung und dem arithmetischen Mittelwert. Auf Basis dieser Normierung ist es möglich, die Varianzen der einzelnen Messgrößen zu vergleichen und so zu einer

ersten Einschätzung der Wiederholgenauigkeit des sonographischen Messverfahrens zu gelangen.

| | Proband 1 | | Proband 2 | | Proband 3 | | Proband 4 | |
|------------------------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|--------|
| | links | rechts | links | rechts | links | rechts | links | rechts |
| Einzelmessungen | 5 | 5 | 6 | 6 | 6 | 6 | 5 | 5 |
| Femurlänge | 1,2 mm | 1,8 mm | 1,9 mm | 1,4 mm | 2,3 mm | 2,6 mm | 1,3 mm | 1,6 mm |
| | 0,3 % | 0,4 % | 0,4 % | 0,3 % | 0,6 % | 0,7 % | 0,3 % | 0,4 % |
| Tibiallänge | 1,5 mm | 1,9 mm | 2,1 mm | 3,7 mm | 2,1 mm | 0,8 mm | 2,4 mm | 3,4 mm |
| | 0,4 % | 0,5 % | 0,6 % | 1,0 % | 0,6 % | 0,3 % | 0,7 % | 1,1 % |
| Gesamtbeinlänge | 0,8 mm | 3,5 mm | 2,4 mm | 2,4 mm | 1,7 mm | 1,9 mm | 1,3 mm | 3,5 mm |
| | 0,1 % | 0,4 % | 0,3 % | 0,3 % | 0,2 % | 0,3 % | 0,2 % | 0,5 % |
| aLDFW | 2,1 ° | 2,3 ° | 7,8 ° | 2,0 ° | 4,1 ° | 1,1 ° | 5,7 ° | 4,8 ° |
| | 2,7 % | 2,7 % | 9,2 % | 2,5 % | 5,0 % | 1,3 % | 7,3 % | 6,0 % |
| mLDFW | 2,0 ° | 1,6 ° | 8,2 ° | 1,9 ° | 4,4 ° | 1,2 ° | 5,4 ° | 4,7 ° |
| | 2,4 % | 1,8 % | 9,0 % | 2,2 % | 5,0 % | 1,4 % | 6,5 % | 5,6 % |

Tabelle 4.1: Anzahl der pro Proband durchgeführten Einzelmessungen sowie absolute und relative Standardabweichungen der fünf sonographischen Messparameter innerhalb der Kontrollgruppe.

Die relativen Standardabweichungen der drei Längenparameter liegen in einem Bereich von minimal 0,3 % und maximal 1,1 %. Bei den beiden Winkelmessungen liegen die relativen Standardabweichungen deutlich höher im Bereich zwischen 1,3 % und 9,2 %. Die über alle Probanden gemittelten relativen Standardabweichungen bzw. Variationskoeffizienten der fünf Messparameter sind in Tabelle 4.2 zusammengefasst.

| Femurlänge | Tibiallänge | Gesamtbeinlänge | aLDFW | mLDFW |
|------------|-------------|-----------------|--------|--------|
| 0,43 % | 0,65 % | 0,63 % | 4,59 % | 4,24 % |

Tabelle 4.2: Gemittelte relative Standardabweichungen der fünf sonographischen Messparameter innerhalb der Kontrollgruppe.

Wie der Tabelle zu entnehmen ist ergaben sich bei den Mehrfachbestimmungen der drei Längenparameter sehr geringe Variationskoeffizienten. Der mittlere Variationskoeffizient liegt bei lediglich 0,57 %. Bei der Winkelbestimmung von aLDFW und mLDFW wurde dagegen eine deutlich stärkere Streuung der Messwerte beobachtet. Hier liegen die Variationskoeffizienten über 4 %.

Für eine weitergehende Beurteilung der Messergebnisse wurde die Berechnungsmethode der so genannten Intraklassenkorrelation (ICC, engl. Intra-Class-Correlation) herangezogen. Dieses statistische Auswertungsverfahren erlaubt insbesondere eine differenzierte Analyse der Wiederholgenauigkeit. Für die innerhalb der Kontrollgruppe durchgeführten Mehrfachmessungen wurden die in Tabelle 4.3 zusammengefassten ICC-Koeffizienten ermittelt.

| Femurlänge | Tibiallänge | Gesamtbeinlänge | aLDFW | mLDFW |
|------------|-------------|-----------------|-------|-------|
| 0,997 | 0,993 | 0,998 | 0,216 | 0,270 |

Tabelle 4.3: Intraklassen-Korrelationskoeffizienten der fünf sonographischen Messparameter innerhalb der Kontrollgruppe.

Die nahe an eins liegenden ICC-Koeffizienten der Femurlänge, Tibiallänge und Gesamtbeinlänge belegen eine hohe Wiederholgenauigkeit des sonographischen Verfahrens bei der Beinlängenbestimmung. Die Winkelmessungen von aLDFW und mLDFW weisen dagegen nur geringe ICC-Koeffizienten auf.

Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient ist ein geeignetes Maß zur Beurteilung der Wiederholgenauigkeit der sonographischen Untersuchungsergebnisse. Dabei werden insbesondere statistisch zufällige Messfehler berücksichtigt. Allerdings erlaubt diese Art der Analyse keine Rückschlüsse auf möglicherweise auftretende, systematische Messfehler. Solche können beispielsweise durch eine fehlerhafte Kalibrierung des Messgerätes oder durch systematische Fehler bei der Durchführung oder Auswertung der sonographischen Untersuchungen verursacht werden. Diese die Gesamtgenauigkeit der Messungen beeinflussenden Faktoren können nur durch vergleichende Messungen mit einer unabhängigen Untersuchungsmethode erfasst und analysiert werden. Die Ergebnisse einer solchen Vergleichsstudie sind im folgenden Kapitel zusammenfassend dargestellt.

4.2 Ergebnisse der Patientengruppe

Unter Anwendung der in Kapitel 3 beschriebenen Mess- und Auswertungsmethoden wurden bei jedem der 15 zur Patientengruppe gehörenden Probanden sowohl mittels sonographischem als auch radiologischem Verfahren Messungen der Beingeometrie durchgeführt. Es wurden mit beiden Untersuchungsmethoden jeweils die Femurlänge, Tibiallänge, Gesamtbeinlänge sowie die Winkel α LDFW und m LDFW bestimmt. Die beiden daraus resultierenden Datensätze wurden mittels statistischer Verfahren ausgewertet und einer Vergleichsanalyse unterzogen. Auf Basis der Untersuchungsergebnisse konnten schließlich Rückschlüsse auf die absolute Messgenauigkeit der beiden unabhängigen Untersuchungsverfahren gezogen werden.

Die Messdaten der Patientengruppe sind in den unten stehenden Diagrammen in Form von sogenannten Boxplots zusammenfassend dargestellt. Diese Art der graphischen Darstellung erlaubt es, die wichtigsten Parameter der Messdatenverteilung für die beiden Untersuchungsverfahren direkt gegenüberzustellen. In den Boxplots wird der Median der einzelnen Messdatensätze durch einen waagerechten Strich markiert. Der Wertebereich, der das untere vom oberen Quartil trennt und in dem folglich 50% der Daten der jeweiligen Messreihe liegen, wird durch ein Rechteck („Box“) markiert. Die Länge des Rechtecks entspricht somit dem sogenannten Interquartilsabstand und stellt ein Maß für die Streuung der Messdaten dar. Darüber hinaus lässt die Lage des Medians innerhalb des jeweiligen Rechtecks erste Rückschlüsse auf die Verteilungsform der Daten zu. So deutet eine von der Mitte des Rechtecks abweichende Position der Medianmarkierung auf eine unsymmetrische Verteilung der Daten innerhalb der Messreihe hin. Die Länge der beiden sich nach unten und oben anschließenden Whisker ist durch den kleinsten (unterer Whisker) bzw. größten (oberer Whisker) Messwert eines Datensatzes definiert, der innerhalb von 1,5 Interquartilsabständen zur unteren bzw. oberen Grenze des Rechtecks liegt. Sämtliche Messwerte, die außerhalb der so definierten Whiskergrenzen liegen, werden in dieser Darstellungsart als Ausreißer durch Einzelpunkte markiert.

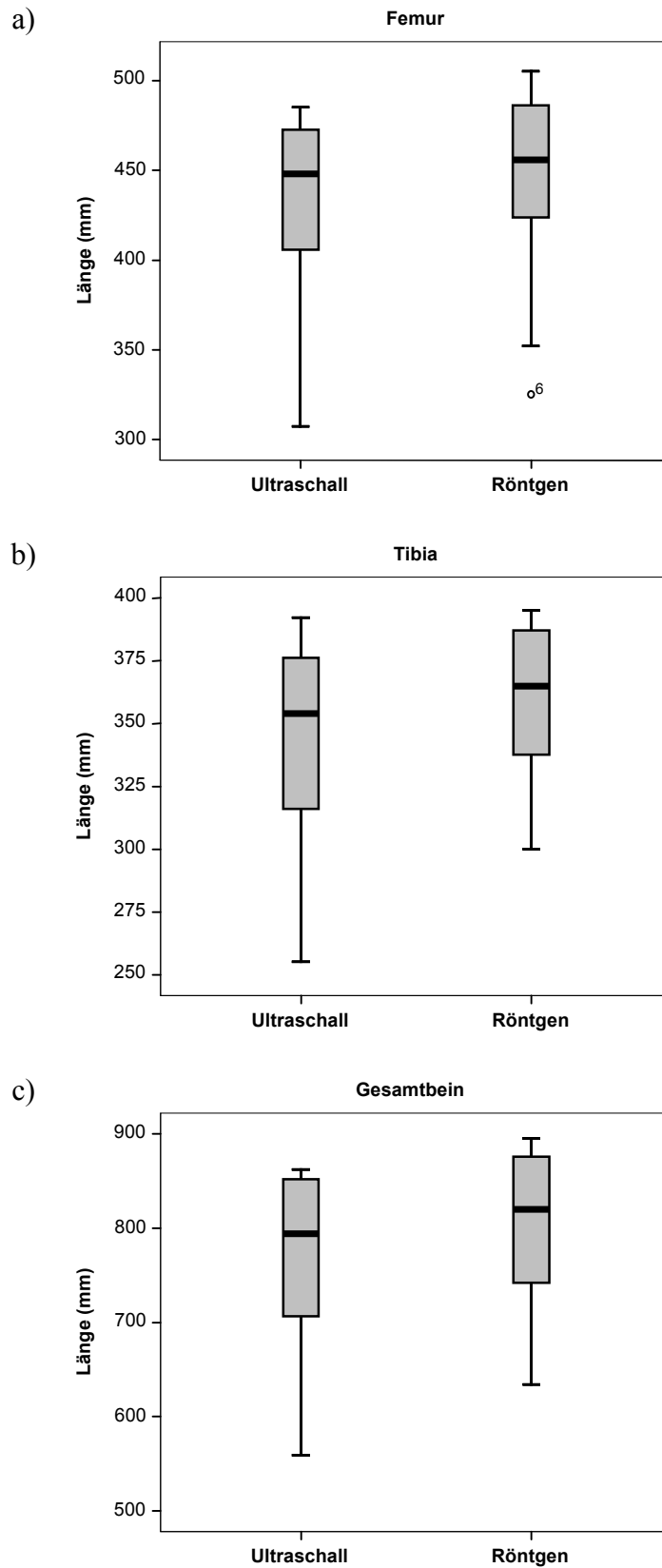


Abbildung 4.3: Boxplot-Darstellung der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Längenparameter; a) Femurlänge, b) Tibialänge, c) Gesamtbeinlänge.

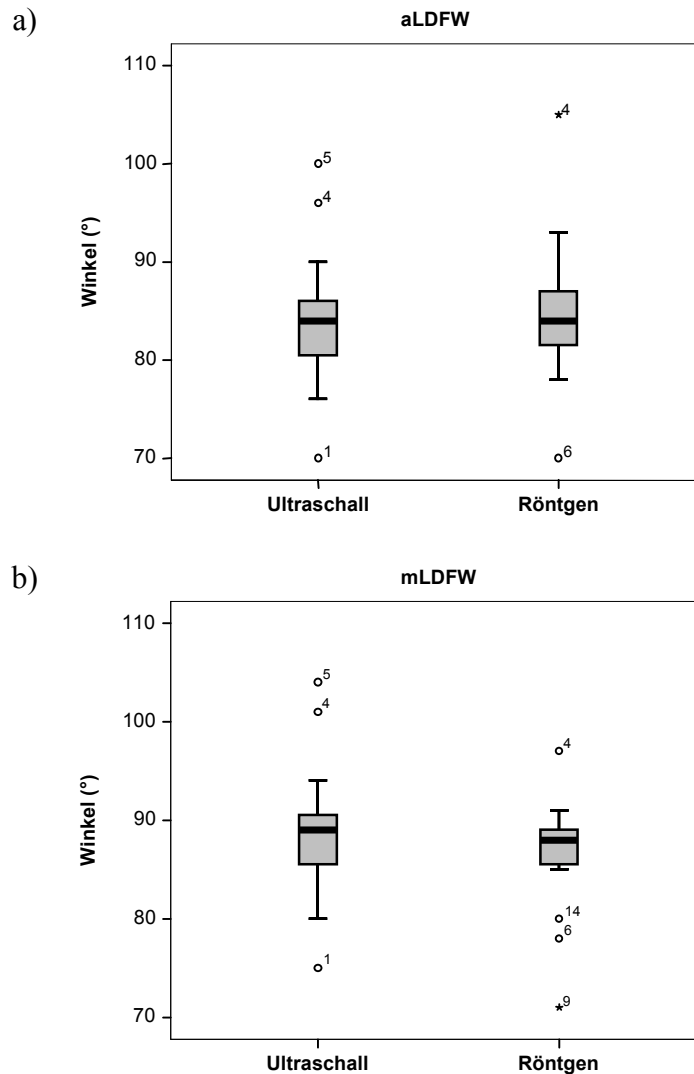


Abbildung 4.4: Boxplot-Darstellung der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Winkelparameter; a) aLDFW, b) mLDFW.

Die Gegenüberstellung der sonographisch und radiologisch ermittelten Werte in den Boxplot-Darstellungen lässt erste Rückschlüsse auf den Grad der Übereinstimmung der Messergebnisse zu. So ist Abbildung 4.3 zu entnehmen, dass bei der sonographischen Bestimmung der Femurlänge, Tibiallänge und Gesamtbeinlänge jeweils der Median, das die mittleren Quartile umspannende Rechteck und die oberen und unteren Whiskergrenzen grundsätzlich niedriger liegen als bei den entsprechenden radiologischen Messungen. Dieser Befund stellt ein erstes Indiz für das Vorliegen einer systematischen Abweichung dar, bei der mittels des sonographischen Messverfahrens tendenziell geringere Längswerte ermittelt wurden als durch Auswertung der entsprechenden Röntgenbilder. Weiterhin ist den Boxplot-Darstellungen der Winkelbestimmungen von

aLDFW und mLDFW in Abbildung 4.4 zu entnehmen, dass diese beiden Parameter sowohl bei den sonographischen als auch den radiologischen Messungen eine vergleichsweise breite Streuung aufweisen. Dies äußert sich insbesondere in zahlreichen Ausreißern, die zum Teil weit außerhalb der Whiskergrenzen liegen.

Die Boxplot-Darstellungen erlauben eine erste qualitative Beurteilung der Messdaten. Für einen detaillierten und quantitativen Vergleich sind jedoch weitergehende, statistische Auswertungsmethoden heranzuziehen. Einer der wichtigsten Aspekte ist dabei die Überprüfung, inwieweit die Messresultate der beiden unabhängigen Untersuchungsmethoden korrelieren. Zu diesem Zweck wurden die Messdaten zunächst in sogenannten Punktwolkendiagrammen zusammengefasst, in denen die radiologisch ermittelten Werte auf der Abszisse und die zugehörigen sonographischen Messdaten auf der Ordinate aufgetragen wurden. In Abbildung 4.5 sind die Messergebnisse der drei Beinlängenparameter und in Abbildung 4.6 der beiden Winkelparameter in dieser Form dargestellt. Dabei markiert eine gestrichelte Diagonale jeweils den Referenzfall, bei dem ein vorständig linearer Zusammenhang zwischen den beiden Messgrößen vorliegt.

Die Verteilung der Messpunkte in Abbildung 4.5 lässt für alle drei Beinlängenparameter in guter Näherung einen linearen Zusammenhang zwischen den radiologisch und sonographisch ermittelten Werten erkennen. Außerdem ist dem Diagramm zu entnehmen, dass die Datenpunkte mehrheitlich unterhalb der Diagonallinie liegen. Dieser Befund bestätigt die bereits aus den Boxplot-Darstellungen abgeleitete Hypothese, dass eine systematische Abweichung vorliegt: Die Beinlängenparameter wurden mit dem sonographischen Verfahren tendenziell geringer bestimmt als mittels radiologischer Untersuchung. Die in Abbildung 4.6 dargestellten Punktwolkendiagramme der beiden Winkelparameter lassen dagegen keinen deutlich linearen Zusammenhang zwischen den Messwerten der beiden unabhängigen Untersuchungsverfahren erkennen.

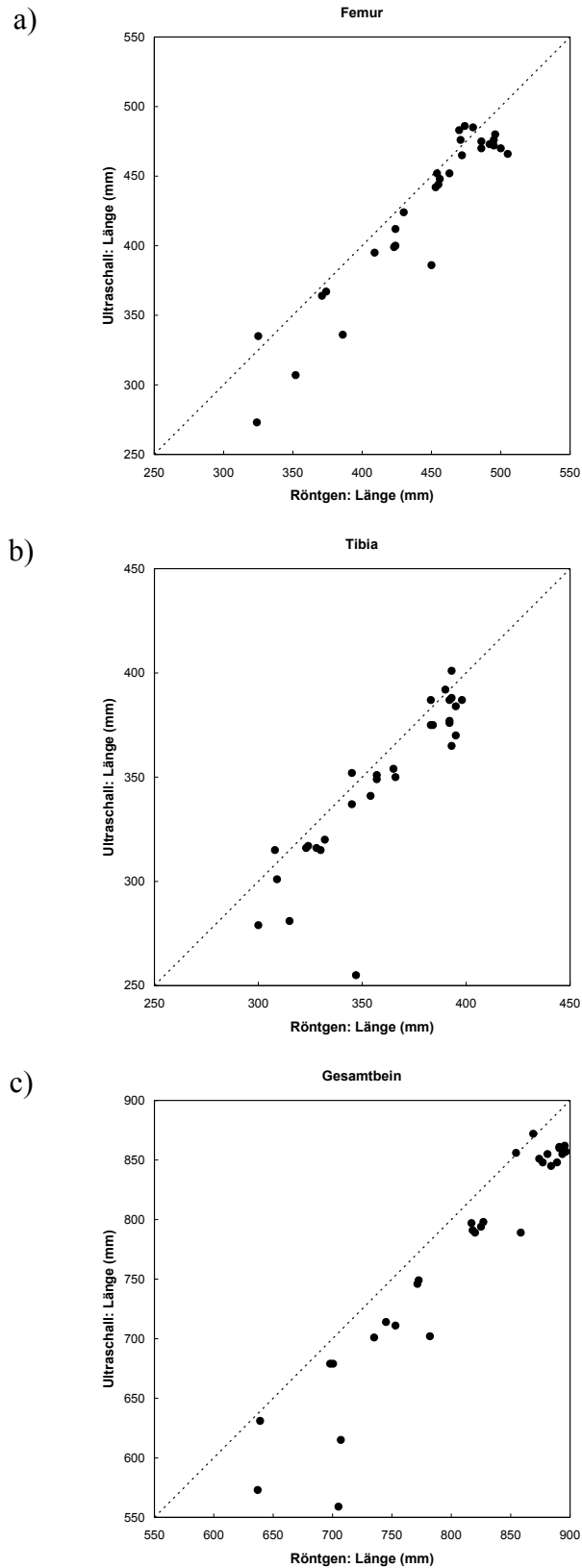


Abbildung 4.5: Punktwolkendiagramme der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Längenparameter; a) Femurlänge, b) Tibialänge, c) Gesamtbeinlänge.

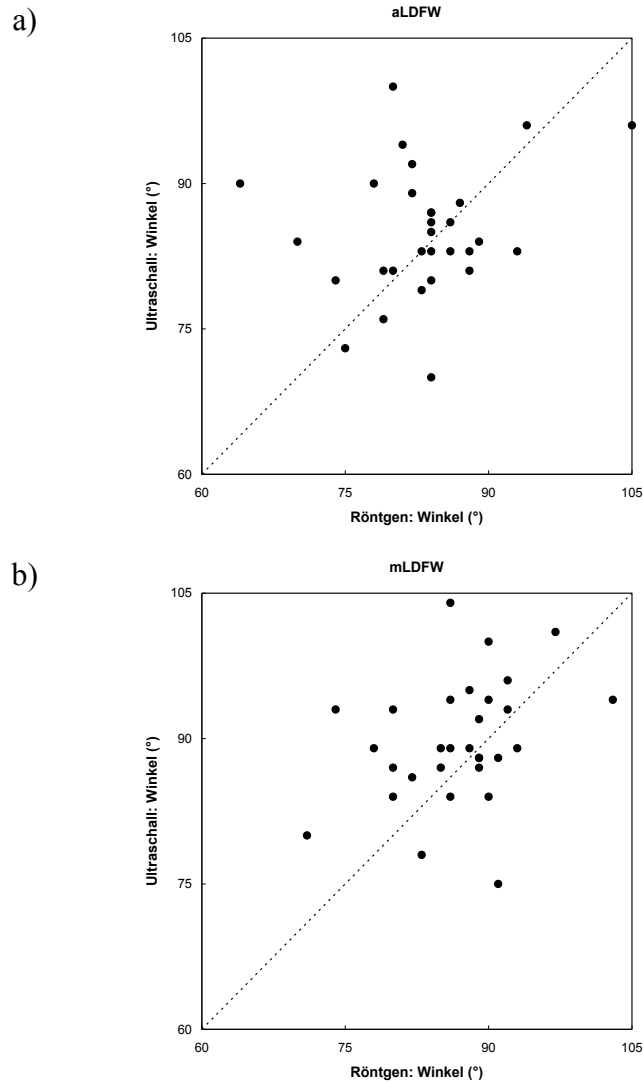


Abbildung 4.6: Punktwolkendiagramme der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Winkelparameter; a) aLDFW, b) mLDFW.

Neben der Darstellung in Form von Punktwolkendiagrammen wurden für einen quantitativen Vergleich die Korrelationskoeffizienten der fünf Messparameter berechnet. Der Korrelationskoeffizient ist eine statistische Größe, mit der überprüft werden kann, ob bzw. in welchem Maß ein linearer Zusammenhang zwischen zwei Messgrößen vorliegt. Definitionsgemäß liegt der Korrelationskoeffizient in einem Wertebereich von +1 bis -1. Wird ein Wert von 0 ermittelt, korrelieren die Messwerte überhaupt nicht, in den Grenzfällen von Werten von +1 und -1 liegt ein vollständig positiv bzw. negativ linearer Zusammenhang vor. Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse sind in Tabelle 4.4 zusammengefasst.

| Femurlänge | Tibiallänge | Gesamtbeinlänge | aLDFW | mLDFW |
|------------|-------------|-----------------|-------|-------|
| 0,949 | 0,885 | 0,954 | 0,226 | 0,329 |

Tabelle 4.4: Korrelationskoeffizienten der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Parameter der Beingeometrie.

Der Tabelle ist zu entnehmen, dass die Korrelationskoeffizienten der Femurlänge und der Gesamtbeinlänge sehr nahe und die der Tibiallänge nahe an eins liegen. Dies bedeutet, dass zwischen den mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Werten der drei Beinlängenparameter in guter Näherung ein positiv linearer Zusammenhang vorliegt. Hingegen wurden im Fall der beiden Winkelparameter wesentlich geringere Korrelationskoeffizienten und damit nur ein sehr schwach ausgeprägt linearer Zusammenhang ermittelt.

In einem weiteren Auswertungsschritt wurde überprüft, ob es sich bei den Resultaten der Korrelationsanalyse um statistisch signifikante Ergebnisse handelt. Zu diesem Zweck wurde eine Methode der analytischen Statistik, der sogenannte *Wilcoxon*-Test als nicht-parametrischer Test herangezogen. Mit seiner Hilfe wurde die fünf quantitativen Merkmale (Femurlänge, Tibiallänge, Gesamtbeinlänge, aLDFW und mLDFW) der beiden verbundenen Stichproben (sonographische und radiologische Messreihe) verglichen. Dabei wurde ein Signifikanzniveau von 5% ($p < 0,05$) zu Grunde gelegt. Die Ergebnisse der Signifikanzanalyse sind in Tabelle 4.5 zusammengefasst.

| Femurlänge | Tibiallänge | Gesamtbeinlänge | aLDFW | mLDFW |
|------------|-------------|-----------------|-------|-------|
| 0,012 | 0,001 | 0,001 | 0,576 | 0,111 |

Tabelle 4.5: Signifikanzanalyse per *Wilcoxon*-Test – asymptotische Signifikanzen der innerhalb der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Parameter der Beingeometrie.

Die im *Wilcoxon*-Test berechneten asymptotischen Signifikanzen liegen für alle drei Beinlängenparameter deutlich unter dem angenommenen Signifikanzniveau von 0,05. Somit ist als Ergebnis der kombinierten Korrelations- und Signifikanzanalyse festzuhalten, dass die mittels sonographischen und radiologischem Verfahren ermittelten Messwerte für die Femurlänge, Tibiallänge und Gesamtbeinlänge sehr gut

korrelieren. Dagegen liegen die asymptotischen Signifikanzen der beiden Winkelparameter deutlich über dem geforderten Signifikanzniveau. Die Korrelations- und Signifikanzanalyse führt damit zu dem Ergebnis, dass die sonographisch bzw. radiologisch ermittelten Messwerte für die Winkel aLDFW und mLDFW keine statistisch signifikante Korrelation aufweisen.

Für einen weitergehenden, quantitativen Vergleich der beiden Datensätze wurden für die fünf Messparameter jeweils die relativen Differenzen, das heißt die prozentualen Abweichungen zwischen den sonographisch und radiologisch ermittelten Messwerten berechnet. Auf Grund der Tatsache, dass das radiologische Verfahren bereits seit langer Zeit im klinischen Alltag routinemäßig eingesetzt wird und die technische Durchführung sowie die Auswertung der Röntgenaufnahmen ebenfalls etabliert sind, wurden bei der Vergleichsanalyse die radiologischen Messergebnisse jeweils als Referenz- bzw. Bezugswerte herangezogen. Die sich daraus ergebenden, prozentualen Abweichungen der sonographisch ermittelten Messwerte sind in Abbildung 4.7 und Abbildung 4.8 dargestellt.

Zur weiteren Beurteilung des Übereinstimmungsgrades zwischen den sonographischen und radiologischen Messergebnissen wurden die Beträge der relativen Differenzen über insgesamt 30 Einzelmessungen (jeweils linkes und rechtes Bein von 15 Probanden) gemittelt. Durch die Betragsbildung wurde eine ansonsten möglicherweise auftretende Aufhebung von positiven und negativen Abweichungen vermieden. Die so berechneten arithmetischen Mittelwerte stellen ein Maß für die Gesamtabweichung der sonographischen von den radiologischen Messergebnissen dar. Die Ergebnisse der Berechnungen sind in Tabelle 4.6 zusammengefasst.

| Femurlänge | Tibiallänge | Gesamtbeinlänge | aLDFW | mLDFW |
|-------------------|--------------------|------------------------|--------------|--------------|
| 4,5 % | 4,1 % | 4,8 % | 7,3 % | 8,0 % |

Tabelle 4.6: Mittelwerte der prozentualen Abweichungsbeträge zwischen sonographischen und radiologischen Messergebnissen innerhalb der Patientengruppe.

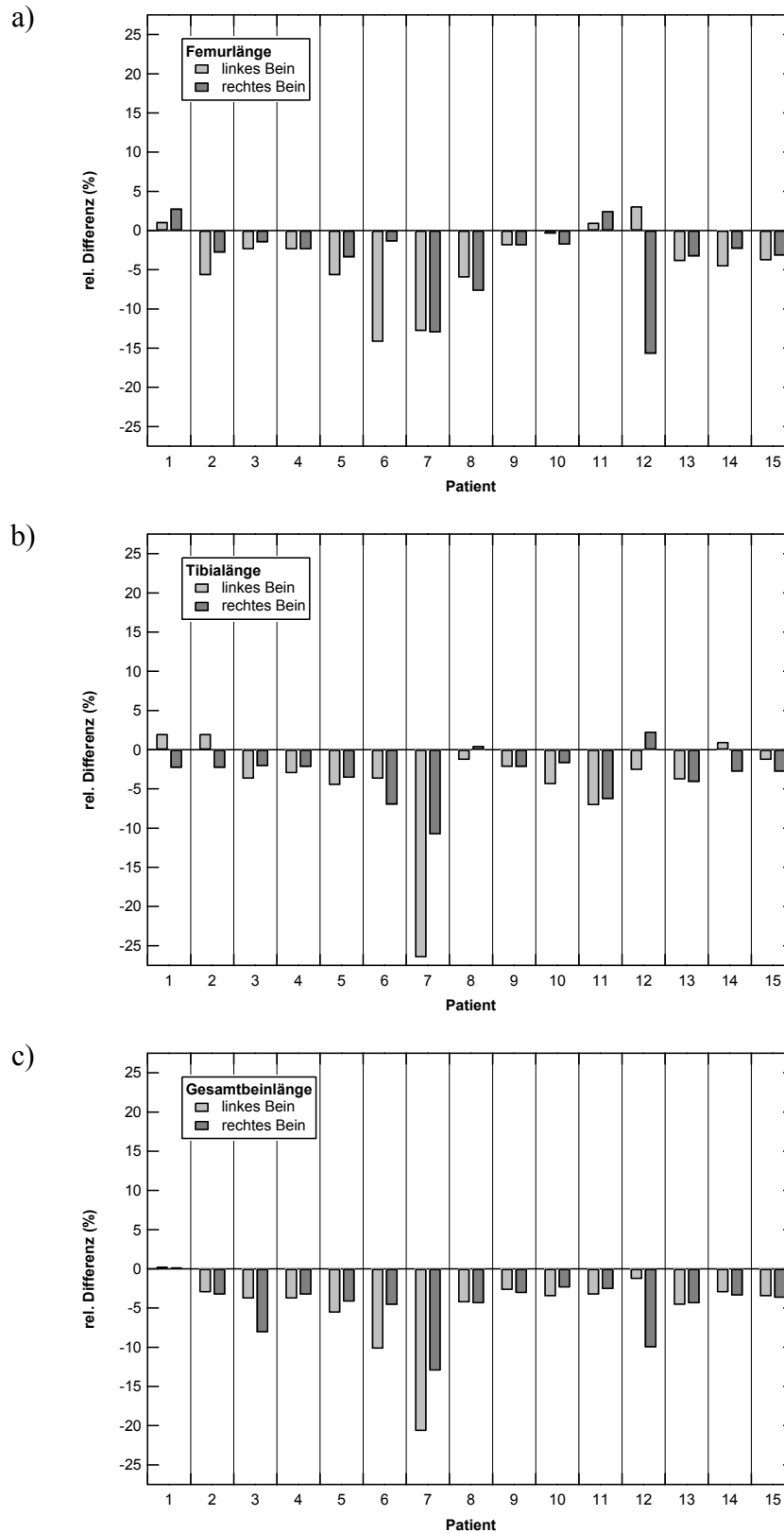


Abbildung 4.7: Relative Abweichung der sonographisch ermittelten Längenparameter von den radiologisch bestimmten Vergleichswerten innerhalb der Patientengruppe; a) Femurlänge, b) Tibialänge, c) Gesamtbeinlänge.

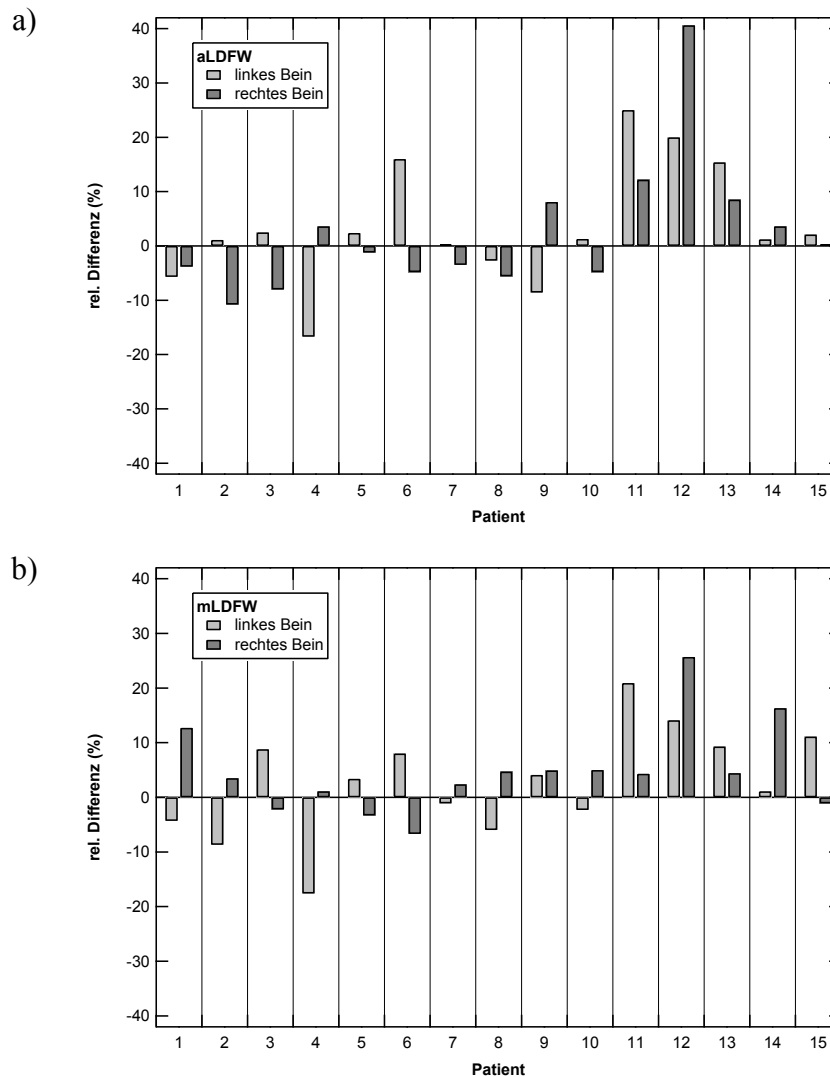


Abbildung 4.8: Relative Abweichung der sonographisch ermittelten Winkelparameter von den radiologisch bestimmten Vergleichswerten innerhalb der Patientengruppe; a) aLDFW, b) mLDFW.

Die Auswertung zeigt, dass bei der Bestimmung der drei Beinlängenparameter die relativen Differenzen zwischen den Ergebnissen der beiden Untersuchungsmethoden mit deutlich unter 5 % recht gering sind. Die Winkelbestimmungen zur Beingeometrie weisen dagegen höhere prozentuale Abweichungen von 7 bis 8 % auf.

Neben der Berechnung der durchschnittlichen Abweichungsbeträge wurde in einem weiteren Auswertungsschritt die Vorzeichenverteilung der relativen Abweichungen analysiert. Wie an Hand von Abbildung 4.7 zu erkennen ist, wurden bei der sonographischen Bestimmung der Beinlängenparameter in der überwiegenden Zahl von Einzelmessungen geringere Werte als mit dem radiologischen Messverfahren ermittelt:

Bei der Vermessung der Femurlänge zeigten 24 von 30 Einzelmessungen diese Tendenz. Im Fall der Tibialänge waren es 25 und bei der Bestimmung der Gesamtbeinlänge 28 von 30 Einzelmessungen mit entsprechender Tendenz. Dieser Befund stützt die ursprüngliche, auf Basis der Boxplot-Darstellungen aufgestellte Hypothese, dass zwischen den sonographisch und radiologisch ermittelten Beinlängenparametern eine systematische Abweichung vorliegt. Bei der Auswertung der in Abbildung 4.8 dargestellten relativen Abweichungen der beiden Winkelparameter zeigt sich dagegen keine so deutlich ausgeprägte Vorzeichen Tendenz: Mit dem sonographischen Untersuchungsverfahren wurden für den Winkel aLDFW bei 12 von 30 Einzelmessungen und für den Winkel mLDFW bei 10 von 30 Einzelmessungen kleinere Werte als mit dem radiologischen Verfahren ermittelt.

5 Diskussion

Auf Basis der in Kapitel 4.1 und 4.2 dargestellten Ergebnisse ist eine fundierte Beurteilung der mit der sonographischen Untersuchungsmethode erzielten Messgenauigkeit möglich. Die Ergebnisse aus den Wiederholungsmessungen innerhalb der Kontrollgruppe kombiniert mit den Ergebnissen der Vergleichsmessungen innerhalb der Patientengruppe ergeben ein Gesamtbild, das konkrete Rückschlüsse sowohl auf die Wiederholgenauigkeit als auch auf die absolute Messgenauigkeit des sonographischen Verfahrens erlaubt. Die Interpretation der Daten sowie die aus der statistischen Auswertung zu ziehenden Schlussfolgerungen werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

5.1 Beurteilung der Längenmessungen

Die innerhalb der Kontrollgruppe durchgeführten Mehrfachmessungen (siehe Kapitel 4.1) dienten primär dem Ziel, die Wiederholgenauigkeit des sonographischen Messverfahrens zu untersuchen. In der zusammenfassenden Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen in Abbildung 4.1 ist bereits an Hand der Fehlerbalken zu erkennen, dass die Schwankungen der drei Längenparameter Femur-, Tibia- und Gesamtbeinlänge bei Wiederholungsmessungen recht gering sind. Die quantitative Auswertung ergab für die relativen Standardabweichungen der drei Längenparameter einen Wertebereich von 0,3 % bis 1,1 %. Die Berechnung des zugehörigen mittleren Variationskoeffizienten ergab einen Wert von lediglich 0,57 %. Dieser Befund ist ein erstes Indiz dafür, dass die Wiederholgenauigkeit des sonographischen Verfahrens bei Längenmessungen hoch ist.

Für eine genauere Analyse der Messdaten wurde die Intraklassenkorrelation berechnet. Eine einfache Korrelationsanalyse im direkten Vergleich einzelner Wiederholungsmessungen würde kein abschließendes Urteil bezüglich der Genauigkeit des Verfahrens erlauben. So wäre es beispielsweise möglich, dass die Ergebnisse der zu verschiedenen

Zeitpunkten durchgeführten Einzelmessungen zwar gut korrelieren, aber dennoch eine nur geringe Übereinstimmung der absoluten Messwerte vorliegt. Letzteres ist jedoch für die Gesamtbeurteilung der Reliabilität des Verfahrens relevant und daher in die Betrachtungen einzubeziehen. Bei der Ermittlung des so genannten Intraklassen-Korrelationskoeffizienten fließen daher verschiedene Varianzen – unter anderem die Varianz innerhalb einer einzelnen Messreihe und die Varianz bei einem Einzelprobanden – in die Berechnungen ein. Der sich daraus ergebende Zahlenwert liegt definitionsgemäß im Bereich zwischen -1,00 und +1,00. Dabei gilt, dass umso näher der Wert des ICC-Koeffizienten an +1,00 liegt, desto besser ist die Reliabilität des Verfahrens. Die Auswertung der Wiederholungsmessungen innerhalb der Kontrollgruppe bestätigt die zuvor aus der Berechnung der Variationskoeffizienten abgeleitete Erstbeurteilung der Reliabilität: Die ICC-Koeffizienten der Femurlänge, Tibialänge und Gesamtbeinlänge liegen sehr nahe an eins und belegen somit eine hohe Wiederholgenauigkeit der Untersuchungsmethode bei Längenmessungen.

Während damit eine wichtige Voraussetzung für den Einsatz des sonographischen Verfahrens zur diagnostischen Bestimmung von Beinlängen bzw. Beinlängendifferenzen erfüllt ist, mussten für eine vollständige Beurteilung der Eignung weitere Kriterien evaluiert werden. Insbesondere ist es erforderlich, dass die sonographisch ermittelten Werte der drei Längenparameter in ausreichendem Maße mit denen als Referenz herangezogenen Werten der radiologischen Untersuchungen übereinstimmen. Die in Kapitel 4.2 darlegte Auswertung der sonographischen und radiologischen Vergleichsmessungen innerhalb der Patientengruppe auf Basis eines Wilcoxon-Tests ergab, dass die mit den beiden unabhängigen Untersuchungsverfahren ermittelten Werte für die drei Beinlängenparameter, Femur- und Tibialänge sowie Gesamtbeinlänge, sehr gut korrelieren. Damit ist eine weitere Grundvoraussetzung für eine Anwendung des Ultraschallverfahrens als Alternative zu radiologischen Untersuchungen erfüllt.

Darüber hinaus ist es für den diagnostischen Einsatz des Messverfahrens erforderlich, eine ausreichende absolute Messgenauigkeit zu erzielen. Auch bei Vorhandensein einer ausreichenden Wiederholgenauigkeit und einer guten Korrelation mit Referenzwerten muss dieses Kriterium nicht zwangsläufig erfüllt sein. In dieser Hinsicht konnte durch

Auswertung der relativen Abweichungen zwischen den sonographischen und radiologischen Messdaten eine gute Übereinstimmung innerhalb recht enger Abweichungsgrenzen festgestellt werden. So lagen die mittleren, relativen Differenzen zwischen den Messwerten der beiden unabhängigen Untersuchungsmethoden für alle drei Längenparameter deutlich unter 5%.

Allerdings ergaben sich aus den Boxplot-Darstellungen erste Hinweise auf das mögliche Vorliegen einer systematischen Abweichung, bei der die Längenparameter der Beingeometrie durch die sonographische Methode grundsätzlich geringer als mittels radiologischer Messung bestimmt wurden. Die Boxplot-Darstellungen können hierzu nur erste Anhaltspunkte liefern. Sie alleine lassen keine fundierte Beurteilung zu, ob tatsächlich eine systematische Abweichung bei der Beinlängenbestimmung vorliegt. Eine weitergehende, statische Auswertung bestätigte jedoch diese Hypothese: Die Vorzeichenverteilung der relativen Abweichungen zeigte deutlich dieselbe Tendenz. Insgesamt ergab die Auswertung der Vergleichsmessungen innerhalb der Patientengruppe, dass eine relativ geringe aber dennoch signifikante systematische Abweichung zwischen sonographischen und radiologischen Messwerten vorliegt: Tendenziell wurden mit dem Ultraschallverfahren geringere Werte für die drei Beinlängenparameter ermittelt als an Hand der entsprechenden Röntgenaufnahmen.

Dieser Befund ist auf Grund des gleichzeitigen Vorliegens einer hohen Wiederholgenauigkeit und einer guten Korrelation mit den radiologischen Referenzmessungen grundsätzlich als unproblematisch für den diagnostischen Einsatz des sonographischen Messverfahrens zur Beinlängenbestimmung anzusehen: So können systematische Abweichungen gegebenenfalls durch entsprechende Kalibrierungsmaßnahmen berücksichtigt bzw. kompensiert werden. Im Folgenden wird auf mögliche Ansätze zur Verbesserung der Messgenauigkeit näher eingegangen.

Im Interesse einer optimalen diagnostischen Aussagekraft ist grundsätzlich bei jedem Untersuchungsverfahren eine möglichst hohe Messgenauigkeit anzustreben. Bei dem in dieser Studie verwendeten Ultraschallverfahren sind zur weiteren Verbesserung der Messgenauigkeit und damit zur Verringerung der Messfehler prinzipiell mehrere

Ansatzpunkte denkbar. Dabei ist zwischen zufälligen und systematischen Messfehlern zu unterscheiden. Eine mögliche Vorgehensweise zur Verringerung der statistisch zufällig auftretenden Messunsicherheiten ist die Durchführung von Wiederholungsmessungen anstelle von Einzeluntersuchungen. Durch entsprechende Mittelung der Messergebnisse ließe sich analog zu den Wiederholungsmessungen innerhalb der Kontrollgruppe eine Verbesserung der Messgenauigkeit erzielen. Allerdings würde einer solchen Vorgehensweise der hohe experimentelle und zeitliche Aufwand entgegenstehen. Angesichts der Tatsache, dass der Zeitaufwand für eine sonographische Einzelmessung im Vergleich zu einer Röntgenaufnahme bereits höher ist, wäre die standardmäßige Durchführung von sonographischen Wiederholungsmessungen im klinischen Alltag kaum praktikabel. Daher erscheint es sinnvoller, zu versuchen, die zufälligen Messfehler durch geeignete messtechnische Verbesserungen zu verringern. Gleiches gilt für den Anteil der systematischen Abweichungen am Gesamtmessfehler, da diese Komponente grundsätzlich nicht durch eine Mittelung über Wiederholungsmessungen verringert werden kann. Im Fall der systematischen Abweichungen bietet sich jedoch neben Verbesserungen der Messtechnik außerdem die Möglichkeit, ihren Anteil am Gesamtmessfehler durch eine geeignete Kalibrierung bzw. mathematische Korrektur zu verringern. Eine solche Vorgehensweise wird im Folgenden exemplarisch auf Basis der in dieser Studie erhobenen Messdaten diskutiert.

5.2 Einführung eines Korrekturfaktors bei der Beinlängenbestimmung

Als Ursache für die in Kapitel 4.2 beschriebenen systematische Abweichung zwischen sonographischen und radiologischen Messwerten kommen prinzipiell verschiedene Fehlerquellen in Frage. So könnte beispielsweise eine nicht ausreichend genaue Kalibrierung des dreidimensionalen Ortungssystems am Ultraschallkopf zu einer systematischen Unterbestimmung der Längenparameter führen. Auch wenn in dieser Studie die radiologischen Messergebnisse als Referenzwerte herangezogen wurden, ist eine systematische Überbestimmung der Längenparameter z.B. durch Projektionseffekte bei der konventionellen Röntgentechnik nicht gänzlich auszuschließen [19, 47]. Es ist

jedoch auch ohne Kenntnis der genauen Ursache für die beobachtete systematische Abweichung plausibel, in erster Näherung von einem Skalierungsfehler auszugehen. Diese Arbeitshypothese impliziert, dass ein linearer Zusammenhang zwischen den tatsächlichen Längengrößen und den gemessenen Werten besteht. Dies kann durch Einführung eines entsprechenden Korrekturfaktors bei der Messdatenauswertung Berücksichtigung finden. Dabei stellt sich die Aufgabe, denjenigen Korrekturfaktor zu ermitteln, bei dem die gesamte systematische Abweichung möglichst gering ist. Eine geeignete Kenngröße zur Quantifizierung der Gesamtabweichung über alle Einzelmessungen stellt die in Anhang A definierte *Summe der relativen Abweichungsquadrate* dar.

Der zuvor beschriebene Korrekturansatz zur Minimierung der systematischen Abweichungen wurde exemplarisch auf die innerhalb der Patientengruppe sonographisch und radiologisch ermittelten Messwerte angewandt. In Abbildung 5.1 sind für die drei Beinlängenparameter die jeweiligen Summen der relativen Abweichungsquadrate als Funktion des Korrekturfaktors aufgetragen.

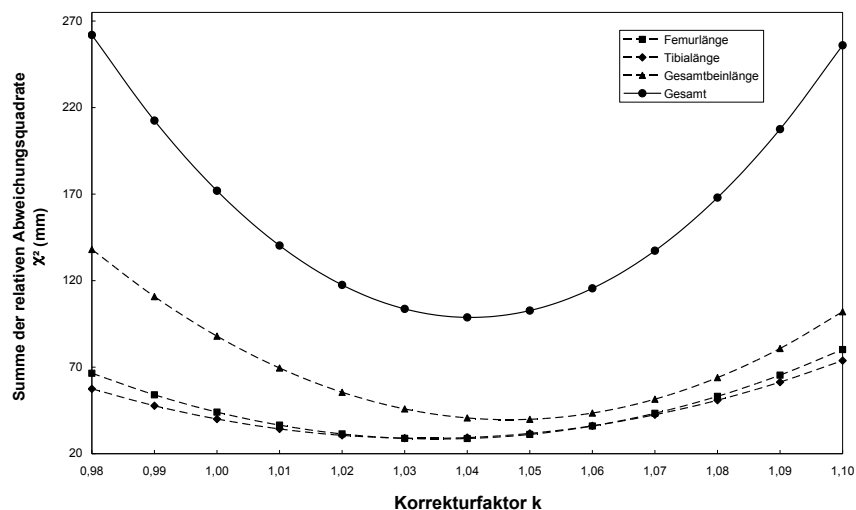


Abbildung 5.1: Summe der relativen Abweichungsquadrate als Funktion des Korrekturfaktors.

Wie der Abbildung zu entnehmen ist, liegen die drei Minima in einem Bereich des Korrekturfaktors von ca. 1,03 bis 1,05. Zur Ermittlung eines einheitlichen Korrekturfaktors wurde außerdem die Gesamtsumme der relativen Abweichungsquadrate über alle drei Beinlängenparameter berechnet und diese ebenfalls in Abbildung 5.1 als Funktion des Korrekturfaktors dargestellt.

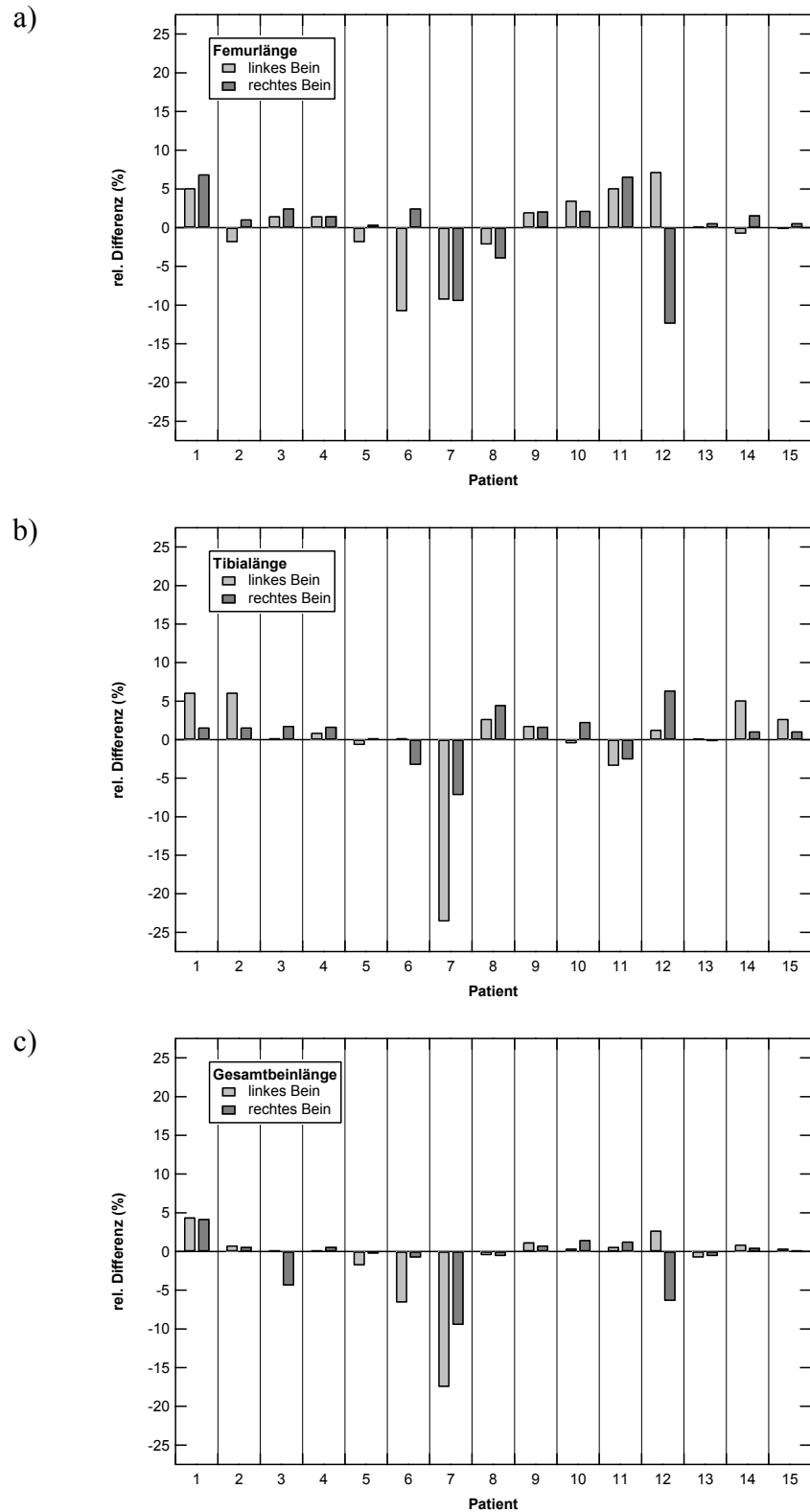


Abbildung 5.2: Relative Abweichung der sonographisch ermittelten Längenparameter von den radiologisch bestimmten Vergleichswerten innerhalb der Patientengruppe unter Berücksichtigung eines Korrekturfaktors von $k \approx 1,04$; a) Femurlänge, b) Tibialänge, c) Gesamtbeinlänge.

Wendet man diesen Korrekturfaktor auf die sonographischen Messergebnisse an, stellen sich die relativen Differenzen zu den radiologisch ermittelten Referenzwerten wie in Abbildung 5.2 dar. Der Vergleich mit Abbildung 4.7 zeigt eine durch die Berücksichtigung des Korrekturfaktors deutlich verringerte Gesamtabweichung. Die durchschnittlichen absoluten Differenzen zwischen den sonographischen und radiologischen Messwerten unter Berücksichtigung des Vorzeichens und unter Anwendung des Korrekturfaktors betragen +1,0 mm für die Femurlänge und +1,4 mm für die Tibialänge. Diese Werte sind vergleichbar mit den Ergebnissen einer von Keppler et al. durchgeführten Vergleichstudie zur Beinlängenbestimmung per Computertomographie und Sonographie [34]. Dabei war bezüglich der Femurlänge und der Tibialänge eine durchschnittliche Abweichung von jeweils +1 mm beobachtet worden.

5.3 Beurteilung der Winkelmessungen

Bei den im Rahmen dieser Studie durchgeführten sonographischen und radiologischen Messungen der Winkel aLDFW und mLDFW konnte im Gegensatz zu den Beinlängenparametern eine insgesamt nur geringe Messgenauigkeit festgestellt werden. Hierzu trägt maßgeblich bei, dass wie in Kapitel 4.1 dargelegt die Messergebnisse der sonographischen Untersuchungen innerhalb der Kontrollgruppe eine vergleichsweise geringe Wiederholgenauigkeit aufweisen. Dies ist qualitativ bereits in Abbildung 4.2 an Hand langer Fehlerbalken zu erkennen, die eine im Vergleich zu den Wiederholungsmessungen der drei Längenparameter wesentlich stärkere Streuung der Winkelmesswerte widerspiegeln. Nur durch Mehrfachmessungen und entsprechende Mittelwertbildung scheint eine einigermaßen aussagekräftige Winkelbestimmung möglich. So ist für die innerhalb der Kontrollgruppe gemessenen Mittelwerte der Winkel aLDFW und mLDFW festzustellen, dass diese im Rahmen ihrer Messunsicherheiten für alle vier Probanden im Bereich der in der Literatur genannten Normwerte und Schwankungsbreiten liegen: Strecker et al. spezifiziert diese mit $aLDFW=81^{\circ}\pm 2^{\circ}$ und $mLDFW=90^{\circ}\pm 5^{\circ}$ [64], Galla et al. mit $aLDFW=81^{\circ}\pm 2^{\circ}$ und $mLDFW=87^{\circ}\pm 3^{\circ}$ [14]. Weiterhin ergibt sich aus den sonographischen Messdaten eine

durchschnittliche Winkeldifferenz zwischen mLDFW und aLDFW von $5,6^\circ$. Dieser Wert liegt ebenfalls im physiologisch bedingten Normbereich, den Galla et al. mit $6^\circ \pm 1^\circ$ angibt [14].

Die weitergehende statistische Auswertung der Messdaten der Kontrollgruppe ergab, dass die relativen Standardabweichungen der beiden Winkelmessungen in einem Bereich von 1,3 % und 9,2 % und damit zum Teil erheblich höher als bei den Längenmessungen lagen. Die Berechnung der Variationskoeffizienten mit Werten deutlich über 4 % weist ebenfalls auf eine nur geringe Wiederholgenauigkeit der Winkelmessungen hin. Dieser Befund wird durch sehr geringe ICC-Koeffizienten bei den Mehrfachmessungen von aLDFW und mLDFW bestätigt. Die Reliabilität der sonographischen Winkelbestimmungen ist daher als gering anzusehen.

Des Weiteren zeigen die in Kapitel 4.2 zusammengefassten sonographischen und radiologischen Vergleichsmessungen innerhalb der Patientengruppe einen nur geringen Grad der Übereinstimmung im Fall der beiden Winkelparameter. Sowohl die sonographisch als auch die radiologisch ermittelten Messwerte zeigen in den Boxplot-Darstellungen breite Streuungen mit zahlreichen Ausreißern außerhalb der Wiskergrenzen. Allerdings kann allein auf Grund der Boxplot-Darstellung nicht eindeutig zwischen einer messtechnisch bedingten Unsicherheit bzw. Fehlerhaftigkeit der Winkelbestimmung und einer möglicherweise starken Variation der Winkelwerte von Patient zu Patient differenziert werden. Die Tatsache, dass in den Boxplot-Darstellungen keine gute Übereinstimmung der einzeln nummerierten Ausreißer zwischen dem sonographischen und radiologischen Verfahren zu verzeichnen ist, legt jedoch den Schluss nahe, dass vorwiegend experimentelle Messunsicherheiten zu der beobachteten weiten Streuung der Winkelwerte führten.

Für eine vollständige Interpretation der Messergebnisse wurden analog zu der Auswertung der drei Längenparameter auch im Fall der beiden Winkelparameter Verfahren der analytischen Statistik angewandt. Als Ergebnis der Korrelationsanalyse mittels Wilcoxon-Test wurde festgestellt, dass die asymptotischen Signifikanzen der beiden Winkelparameter deutlich über dem geforderten Signifikanzniveau liegen.

Folglich konnte keine statistisch signifikante Korrelation zwischen den sonographisch und radiologisch ermittelten Winkelparametern nachgewiesen werden. Insgesamt ist festzustellen, dass auf Basis der in dieser Studie erhobenen Daten die sonographischen Winkelmessungen zur Bestimmung der Beingeometrie nur bedingt aussagekräftig sind und ihre diagnostische Verwertbarkeit fraglich erscheint.

6 Zusammenfassung

Die Verwendung einer sonographischen Messmethode anstelle der etablierten radiologischen Verfahren zur Bestimmung von Beingeometrien bringt prinzipiell eine Reihe von methodenbedingten Vorteilen mit sich. Hierzu zählt unter anderem die fehlende Strahlenbelastung bei gleichzeitiger Vermeidung von Projektionsfehlern wie sie typischerweise bei radiologischen Methoden auftreten können. Darüber hinaus führen ungewollte Patientenbewegungen während der Untersuchungen kaum zu Messartefakten. Durch die Einbeziehung von definierten Projektions- bzw. Referenzebenen in die sonographische Datenerfassung ist das Messsystem weitgehend unabhängig von der Patientenlagerung. Insgesamt gibt es nur wenige grundsätzliche Einschränkungen bezüglich der Einsatzfähigkeit des Messsystems. Grundvoraussetzung ist lediglich die sonographische Darstellbarkeit definierter anatomischer Strukturen der unteren Extremitäten mit ausreichender Bildqualität. Diese Bedingung kann unter Umständen bei degenerativen, posttraumatischen oder tumorösen Veränderungen im Bereich der Hüft-, Knie- oder Sprunggelenke oder bei stark adipösen Patienten nur eingeschränkt erfüllt werden.

Neben diesen messtechnischen Erwägungen sind jedoch die mit dem Verfahren erzielbare Messgenauigkeit und die Reliabilität der Messdaten von entscheidender Bedeutung bei der Eignungsprüfung für den diagnostischen Einsatz. Die im Rahmen dieser Studie mittels Sonographie durchgeführten Untersuchungen innerhalb der Kontrollgruppe dienten der Überprüfung der Wiederholgenauigkeit des Messverfahrens. Bei den Mehrfachbestimmungen der drei Längenparameter Femur-, Tibia- und Gesamtbeinlänge konnte eine sehr gute Reproduzierbarkeit erzielt werden. Dagegen wurde bei den Winkelmessungen von aLDFW und mLDFW eine nur geringe Wiederholgenauigkeit beobachtet, die einer routinemäßigen Verwendung des Messverfahrens zur Bestimmung dieser beiden Parameter entgegensteht.

Bei den innerhalb der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren durchgeführten Vergleichsmessungen konnte für die Bestimmung der

Beinlängenparameter eine sehr gute Korrelation nachgewiesen werden. Entsprechend der bereits in der Kontrollgruppe festgestellten geringen Reliabilität der Winkelmessungen wurde für diese beiden Parameter auch nur eine geringe Korrelation bei den Vergleichsmessungen ermittelt.

Eine bei den Vergleichsmessungen der drei Beinlängenparametern beobachtete systematische Abweichung steht dem diagnostischen Einsatz des sonographischen Verfahrens nicht entgegen: Zum einen konnte gezeigt werden, dass die systematische Abweichung durch einen einfachen Kalibrierungsansatz unter Einführung eines Korrekturfaktors weitgehend kompensiert werden kann. Zum anderen könnte versucht werden, durch ergänzende Messreihen die genauen Ursachen für die Abweichung zu ermitteln und anschließend entsprechende Verbesserungen der Messtechnik oder der Messdurchführung vorzunehmen. Dabei wären sowohl das sonographische Messverfahren als auch die radiologische Untersuchungsmethode zu überprüfen, da prinzipiell beide zu der beobachteten systematischen Abweichung beigetragen haben können. Dessen ungeachtet kann auf Basis der in dieser Studie gewonnenen Ergebnisse das sonographische Messverfahren als grundsätzlich geeignet für die routinemäßige Bestimmung von Beinlängen bzw. Beinlängendifferenzen angesehen werden.

Literatur

- [1] Ambrose J., *Computerized transverse axial scanning (tomography): part 2. Clinical application*, Br. J. Radiol. **46**, 1023-1047 (1973).
- [2] Ambrose J., Hounsfield G., *Computed transverse axial tomography*, Br. J. Radiol. **46**, 148-149 (1973).
- [3] Asendorpf J., Wallbott H. G., *Maße der Beobachterübereinstimmung: Ein systematischer Vergleich*, Zeitschrift für Sozialpsychologie **10**, 243-252 (1979).
- [4] Bammel K., *Echo im Durchblick*, Physik J. **4**, 106-107 (2005).
- [5] Beattie P., Isaacson K., Riddle D. L., Rothstein J. M., *Validity of derived measurements of leg-length differences obtained by use of a tape measure*, Phys. Ther. **70**, 150-157 (1990).
- [6] Brand R. A., Yack H. J., *Effects of leg length discrepancies on the forces at the hip joint*, Clin. Orthop. **333**, 172-180 (1996).
- [7] Buzug T. M., *Computertomographie (CT)*, in: Kramme R. (Hrsg.), *Medizintechnik*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 249-270 (2007).
- [8] Cormack A. M., *Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications*, J. Appl. Phys. **34**, 2722-2727 (1963).
- [9] Cormack A. M., *Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. II*, J. Appl. Phys. **35**, 2908-2913 (1964).
- [10] Dussik K. T., *Über die Möglichkeit hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwenden*, Z. Neurol. Psychiat. **174**, 153-168 (1942).
- [11] Eichler J., *Methodische Fehler bei der Feststellung der Beinlänge und der Beinlängendifferenzen*, Orthopäde **1**, 14-20 (1972).
- [12] Franzreb M., Strecker W., Kinzl L., *Wertigkeit der klinischen Untersuchung von Torsionswinkel- und Längenverhältnissen der unteren Extremität*, Akt. Traumatol. **25**, 153-156 (1995).

-
- [13] Friberg O., *Leg length asymmetry in stress fractures, a clinical and radiological study*, J. Sports Med. **22**, 485-488 (1982).
- [14] Galla M., Lobenhoffer P., *Kniegelenknahe Korrekturosteotomien von Achsenfehlstellung des Beines*, SportOrthoTrauma **25**, 74-82 (2009).
- [15] Giles L. G. F., Taylor J. R., *Low-back pain associated with leg length inequality*, Spine **6**, 510-521 (1981).
- [16] Gladbach B., Pfeil J., Heijens E., *Deformitätenkorrektur des Beins*, Orthopäde **28**, 1023-1033 (1999).
- [17] Gofton J. P., Trueman G. E., *Studies in osteoarthritis of the hip: Part II. Osteoarthritis of the hip and leg-length disparity*, Can. Med. Assoc. J. **104**, 791-799 (1971).
- [18] Goldstein L. A., Dreisinger F., *Spot Orthoroentgenography: A Method for Measuring the Length of the Bones of the Lower Extremity*, J. Bone Joint Surg. Am. **32**, 449-453 (1950).
- [19] Green W. T., Wyatt G. M., Anderson M., *Orthoroentgenography as a method of measuring the bones of the lower extremities*, J. Bone Joint Surg. Am. **28**, 60-65 (1946).
- [20] Guichet J. M., *Intramedullärer Verlängerungsnagel (Albizzia), Technik, Anwendung und Ergebnisse nach kontinuierlichen Verlängerungen von Femur und Tibia*, in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.), *Posttraumatische Beindeformitäten*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 251-264 (1997).
- [21] Guichet J. M., *Beinverlängerung und Deformitätenkorrektur mit dem Femur-Albizzia Nagel*, Orthopäde **28**, 1066-1077 (1999).
- [22] Guichet J.-M., Spivak J. M., Trouilloud P., Grammont P. M., *Lower limb-length discrepancy: An epidemiologic study*, Clin. Orthop. **272**, 235-241 (1991).
- [23] Gurney B., *Leg length discrepancy*, Gait & Posture **15**, 195-206 (2002).
- [24] Hankemeier S., Bastian L., Gosling T., Krettek C., *Prinzipien der Kallusdistraction*, Unfallchirurg **107**, 945-959 (2004).

-
- [25] Hasler C. C., *Beinlängendifferenzen*, Orthopäde **29**, 766-774 (2000).
- [26] Hellsing A. L., *Leg length inequality. A prospective study of young men during their military service*, Ups. J. Med. Sci. **93**, 245-253 (1988).
- [27] Holst A., Thomas W., *Die Beinlängen- und Beinlängendifferenzmessung mit der Methode der Real-time-Sonographie*, Sportverletz. Sportschaden **2**, 55-60 (1988).
- [28] Holst A., Thomas W., *Sonographic leg length measurement*, Röntgenbl. **42**, 134-138 (1989).
- [29] Hounsfield G. N., *Computerized transverse axial scanning (tomography): part I. Description of system*, Br. J. Radiol. **46**, 1016-1022 (1973).
- [30] Ilizarov G. A., *Clinical application of the tension stress effect of limb lengthening*, Clin. Orthop. **250**, 8-26 (1990).
- [31] Janssen G., *Ätiologie und Pathogenese von Beinlängendifferenzen und Beinachsendiformitäten*, Orthop. Praxis **10**, 621 (1991).
- [32] Junk S., Terjesen T., Rossvoll I., Bråten M., *Leg length inequality measured by ultrasound and clinical methods*, Eur. J. Radiol. **14**, 185-188 (1992).
- [33] Keppler P., Strecker W., Anselment K., Kinzl L., *Die sonographische Torsionswinkel- und Längenbestimmung der unteren Extremität*; in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.), *Posttraumatische Beindeformitäten*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 39-49 (1997).
- [34] Keppler P., Strecker W., Kinzl L., *Analyse der Beingeometrie - Standardtechniken und Normwerte*, Chirurg **69**, 1141-1152 (1998).
- [35] Keppler P., Strecker W., Kinzl L., *Die CT-Bestimmung der Beinlängen und Torsionen bei Kindern und Jugendlichen*, Unfallchirurg **102**, 936-941 (1999).
- [36] Keppler P., Strecker W., Kinzl L., Simmnacher M., Claes L., *Die sonographische Bestimmung der Beingeometrie*, Orthopäde **28**, 1015-1022 (1999).
- [37] Keppler P., Strecker W., Liebscher D., Kinzl L., *Projektionsfehler bei der computertomographischen Torsionswinkel- und Längenbestimmung an der unteren Extremität*, in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.),

- Posttraumatische Beindeformitäten*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 55-60 (1997).
- [38] Keppler P., Suger G., Kinzl L., Strecker W., *Korrekturen bei Asymmetrien der unteren Extremität*, *Chirurg* **10**, 982-989 (2002).
- [39] Kinzl L., Strecker W., *Einzeitige Korrekturosteotomie nach kniegelenksnahen Frakturen*, *Chirurg* **69**, 1161-1166 (1998).
- [40] Köstering B., Dudwiesus H., *Ultraschalldiagnostik*, in: Kramme R. (Hrsg.), *Medizintechnik*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 311-346 (2007).
- [41] Kogutt M. S., *Computed Radiographic Imaging - Use in Low-Dose Leg Length Radiography*, *AJR* **148**, 1205-1206 (1987).
- [42] Konermann W., Bettin D., Mailänder W., *Die sonographische Beinlängenmessung*, *Ultraschall Klin. Prax.* **6**, 229-230 (1991).
- [43] Konermann W., Gruber G., *Die sonographische Bestimmung der Beinlänge*, *Orthopäde* **31**, 300-305 (2002).
- [44] Konermann W., Mailänder W., Gruber G., Hettfleisch J., Bettin D., Klein D., Guth V., *Ultrasonographic measurement of leg length and leg length differences*, *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* **133**, 442-452 (1995).
- [45] Krettek C., Henzler D., Hoffmann R., Tscherne H., *Ein neues Verfahren zur Bestimmung von Beinlängen und Beinlängendifferenzen mit Hilfe der Sonographie*, *Unfallchirurg* **97**, 98-106 (1994).
- [46] Krettek C., Koch T., Henzler D., Blauth M., Hoffmann R., *A new procedure for determining leg length and leg length inequality using ultrasound. II: Comparison of ultrasound, teleradiography and 2 clinical procedures in 50 patients*, *Unfallchirurg* **99**, 43-51 (1996).
- [47] Machen M. S., Stevens P. M., *Should full-length standing anteroposterior radiographs replace the scanogram for measurement of limb length discrepancy?*, *J. Pediatr. Orthop. B* **14**, 30-37 (2005).
- [48] Murrell P., Cornwall M. W., Doucet S. K., *Leg-length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway*, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **72**, 646-648 (1991).

-
- [49] Nagamine R., Miura H., Bravo C. V., Urabe K., Matsuda S., Miyanishi K., Hirata G., Iwamoto Y., *Anatomic variations should be considered in total knee arthroplasty*, J. Orthop. Sci **5**, 232-237 (2000).
- [50] Nordentoft E. L., *The accuracy of orthoroentgenographic measurements*, Acta Orthop. Scand. **34**, 283-288 (1964).
- [51] Ogata K., Yoshii I., Kawamura H., Miura H., Arizono T., Sugioka Y., *Standing radiographs cannot determine the correction in high tibial osteotomy*, J. Bone Joint Surg. Br. **73-B**, 927-931 (1991).
- [52] Paley D., *Principles of Deformity Correction*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 2003.
- [53] Paley D., Pfeil J., *Prinzipien der kniegelenknahen Deformitätenkorrektur*, Orthopäde **29**, 18-38 (2000).
- [54] Pfeil J., Grill F., Graf R., *Extremitätenverlängerung – Deformitätenkorrektur – Pseudarthrosenbehandlung*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1996.
- [55] Pfeil J., Heijens E., Brunnengräber G., *Verlängerungsosteomien bei Beinlängendifferenzen*, Orthopäde **29**, 775-786 (2000).
- [56] Rödl R., Leidinger B., Böhm A., Winkelmann W., *Deformitätenkorrektur mit Ringfixateuren und Hexapoden - Ein Methodenvergleich*, Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. **141**, 92-98 (2003).
- [57] Röntgen W. C., *Grundlegende Abhandlungen über die X-Strahlen*, Annalen der Physik und Chemie **300**, 1-37 (1898).
- [58] Rozbruch S. R., Kleinman D., Fragomen A. T., Ilizarov S., *Limb Lengthening and Then Insertion of an Intramedullary Nail*, Clin. Orthop. Relat. Res. **466**, 2923-2932 (2008).
- [59] Sabharwal S., Kumar A., *Methods for Assessing Leg Length Discrepancy*, Clin. Orthop. Relat. Res. **466**, 2910-2922 (2008).
- [60] Sabharwal S., Zhao C., McKeon J. J., McClemens E., Edgar M., Behrens F., *Computed Radiographic Measurement of Limb-Length Discrepancy. Full-Length*

- Standing Anteroposterior Radiograph Compared with Scanogram*, J. Bone Joint Surg. Am. **88**, 2243-2251 (2006).
- [61] Schiedel F. M., Buller T. C., Rödl R., *Estimation of Patient Dose and Associated Radiogenic Risks from Limb Lengthening*, Clin. Orthop. Relat. Res. **467**, 1023-1027 (2009).
- [62] Shrout P., Fleiss J. L., *Intraclass correlation: Uses in assessing rater reliability*, Psychol. Bull. **86**, 420-428 (1979).
- [63] Strecker W., *Beindeformitäten – Analyse und Korrektur*; in: Weigel B., Nerlich M. (Hrsg.), *Praxisbuch Unfallchirurgie*, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 683-764 (2004).
- [64] Strecker W., Keppler P., *Analyse und Korrektur von Beindeformitäten*, Unfallchirurg **73**, 811-829 (2002).
- [65] Subotnick S. I., *Limb length discrepancies of the lower extremity (the short leg syndrome)*, J. Orthop. Sports Phys. Ther. **3**, 11-15 (1981).
- [66] Terjesen T., Benum P., Rossvoll I., Svenningsen S., Isern A., Nordbo T., *Leg-discrepancy measured by ultrasonography*, Acta Orthop. Scand. **62**, 121-124 (1991).
- [67] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Ann. ICRP **37**, 1-332 (2007).
- [68] Visuri T., Lindholm T. S., Antti-Poika I., Koskenvuo M., *The role of overlength of the leg in aseptic loosening after total hip arthroplasty*, Ital. J. Orthop. Traumatol. **19**, 107-111 (1993).
- [69] Wagner H., *Operative lengthening of the femur*. Clin. Orthop. **136**, 125-142 (1978).
- [70] Waidelich H. A., Strecker W., Schneider E., *Computertomographische Torsionswinkel- und Längenmessung an der unteren Extremität*, RöFo **157**, 245-251 (1992).

-
- [71] Wirth C. J., *Beinlängendifferenzen*, in: *Praxis der Orthopädie*, Jäger M., Wirth C. J. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1041-1047 (1992).
- [72] Woerman, A. L., Binder-MacLeod, S. A., *Leg length discrepancy assessment: accuracy and precision in five clinical methods of evaluation*, J. Orthop. Sports Phys. Ther. **5**, 230-239 (1984).
- [73] Zentner J., *Physikalische und technische Grundlagen der Ultraschalldiagnostik*, in: Zoller W. G., Gresser U., Zöllner N. (Hrsg.), *Einführung in die Ultraschall-diagnostik*, Karger Verlag, Freiburg i.B., 6-13 (1994).

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau eines mit dem Impuls-Echo-Verfahren arbeitenden Ultraschallgerätes. Der in das Untersuchungsobjekt eingekoppelte Schallimpuls (1) wird an den unterschiedlich tief liegenden Grenzflächen teilreflektiert. Aus den Laufzeitdifferenzen zwischen den zurücklaufenden Schallimpulsen (2), (3) und dem eingekoppelten Schallimpuls (1) kann auf die Tiefe der Strukturen zurückgeschlossen werden. Auf Basis dieser Daten wird ein Abbild der unterhalb des Schallkopfes befindlichen Strukturen generiert und auf dem Monitor dargestellt. | 13 |
| Abbildung 3.1: Kombination eines konventionellen Ultraschallgerätes mit dem Ortungssystem der Firma Zebris Medizintechnik GmbH zur dreidimensionalen Bestimmung von Beingeometrien. | 20 |
| Abbildung 3.2: Ultraschallaufnahme - Femurkopf und Trochanter major von ventral.. | 23 |
| Abbildung 3.3: Ultraschallaufnahme - Femurkopf quer zur Längsachse von ventral.... | 23 |
| Abbildung 3.4: Ultraschallaufnahme - Femurkopf longitudinal von ventral | 23 |
| Abbildung 3.5: Ultraschallaufnahme - Femurkondylen von dorsal | 24 |
| Abbildung 3.6: Ultraschallaufnahme - Eminentia intercondylaris von dorsal | 24 |
| Abbildung 3.7: Ultraschallaufnahme - Tibiaplateau von dorsal..... | 24 |
| Abbildung 3.8: Ultraschallaufnahme - Talus von ventral quer zur Längsachse..... | 25 |
| Abbildung 3.9: Ultraschallaufnahme - Sprunggelenkspalt von ventral..... | 25 |
| Abbildung 3.10: Auswertung - Femurkopf und Trochanter major von ventral..... | 26 |
| Abbildung 3.11: Auswertung - Femurkopf quer zur Längsachse von ventral..... | 26 |
| Abbildung 3.12: Auswertung - Femurkopf longitudinal von ventral | 26 |
| Abbildung 3.13: Auswertung - Femurkondylen von dorsal | 27 |
| Abbildung 3.14: Auswertung - Eminentia intercondylaris von dorsal | 27 |
| Abbildung 3.15: Auswertung - Tibiaplateau von dorsal..... | 27 |
| Abbildung 3.16: Auswertung - Talus von ventral quer zur Längsachse | 28 |
| Abbildung 3.17: Auswertung - Sprunggelenkspalt von ventral | 28 |
| Abbildung 3.18: Röntgenaufnahme der unteren Extremitäten | 30 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 4.1: Mittelwerte sowie Messunsicherheiten a) der Femurlänge, b) der Tibiallänge und c) der Gesamtbeinlänge innerhalb der Kontrollgruppe..... | 34 |
| Abbildung 4.2: Mittelwerte sowie Messunsicherheiten a) des Winkels aLDFW und b) des Winkels mLDFW innerhalb der Kontrollgruppe..... | 35 |
| Abbildung 4.3: Boxplot-Darstellung der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Längenparameter; a) Femurlänge, b) Tibiallänge, c) Gesamtbeinlänge. | 39 |
| Abbildung 4.4: Boxplot-Darstellung der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Winkelparameter; a) aLDFW, b) mLDFW..... | 40 |
| Abbildung 4.5: Punktwolkendiagramme der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Längenparameter; a) Femurlänge, b) Tibiallänge, c) Gesamtbeinlänge. | 42 |
| Abbildung 4.6: Punktwolkendiagramme der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Winkelparameter; a) aLDFW, b) mLDFW..... | 43 |
| Abbildung 4.7: Relative Abweichung der sonographisch ermittelten Längenparameter von den radiologisch bestimmten Vergleichswerten innerhalb der Patientengruppe; a) Femurlänge, b) Tibiallänge, c) Gesamtbeinlänge. | 46 |
| Abbildung 4.8: Relative Abweichung der sonographisch ermittelten Winkelparameter von den radiologisch bestimmten Vergleichswerten innerhalb der Patientengruppe; a) aLDFW, b) mLDFW..... | 47 |
| Abbildung 5.1: Summe der relativen Abweichungsquadrate als Funktion des Korrekturfaktors. | 53 |
| Abbildung 5.2: Relative Abweichung der sonographisch ermittelten Längenparameter von den radiologisch bestimmten Vergleichswerten innerhalb der Patientengruppe unter Berücksichtigung eines Korrekturfaktors von $k \approx 1,04$; a) Femurlänge, b) Tibiallänge, c) Gesamtbeinlänge. | 54 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tabelle 4.1: Anzahl der pro Proband durchgeführten Einzelmessungen sowie absolute und relative Standardabweichungen der fünf sonographischen Messparameter innerhalb der Kontrollgruppe. | 36 |
| Tabelle 4.2: Gemittelte relative Standardabweichungen der fünf sonographischen Messparameter innerhalb der Kontrollgruppe..... | 36 |
| Tabelle 4.3: Intraklassen-Korrelationskoeffizienten der fünf sonographischen Messparameter innerhalb der Kontrollgruppe..... | 37 |
| Tabelle 4.4: Korrelationskoeffizienten der in der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Parameter der Beingeometrie. | 44 |
| Tabelle 4.5: Signifikanzanalyse per Wilcoxon-Test – asymptotische Signifikanzen der innerhalb der Patientengruppe mittels sonographischem und radiologischem Verfahren gemessenen Parameter der Beingeometrie..... | 44 |
| Tabelle 4.6: Mittelwerte der prozentualen Abweichungsbeträge zwischen sonographischen und radiologischen Messergebnissen innerhalb der Patientengruppe. | 45 |

Danksagung

Allen, die mich bei der Anfertigung dieser Dissertation unterstützt haben, möchte ich meinen herzlichen Dank aussprechen. Ganz besonders danke ich:

Prof. Dr. Dieter Rosenbaum für die interessante Aufgabenstellung und die gewährte Förderung und Betreuung der Forschungsarbeiten,

Dr. Kerstin Bosch für vielfältige Hilfe und zahlreiche anregende Fachdiskussionen,

den Mitarbeitern des Universitätsklinikums für die gute Zusammenarbeit,

meinen Eltern, Hamza und Yurdagül Gülbahçe, und meinen Geschwistern, Sema Artkan und Mustafa Gülbahçe, sowie meinem Ehemann Dr. Boris Anczykowski für die liebevolle Unterstützung.

Lebenslauf

Veröffentlichungen

Treatment of hypertriglyceridemia by two diets rich either in unsaturated fatty acids or in carbohydrates: effects on lipoprotein subclasses, lipolytic enzymes, lipid transfer proteins, insulin and leptin

B. PIEKE, A. VON ECKARDSTEIN, E. GÜLBAHÇE, A. CHIRAZI, H. SCHULTE, G. ASSMANN, U. WAHRBURG

International Journal of Obesity **24**, 1286 (2000).

Lowering of HDL cholesterol in post-menopausal women by tibolone is not associated with changes in cholesterol efflux capacity or paraoxonase activity

A. VON ECKARDSTEIN, K. SCHMIDDEM, A. HÖVELS, S. SCHULER-LÜTTMANN, E. GÜLBAHÇE, J. ELBERS, F. HELMOND, H. J. T. COELINGH BENNINK, G. ASSMANN
Atherosclerosis **159**, 433 (2001).

Dietary Mono- and Polyunsaturated Fatty Acids Similarly Affect LDL Size in Healthy Men and Women

M. KRATZ, E. GÜLBAHÇE, A. VON ECKARDSTEIN, P. CULLEN, A. CIGNARELLA, G. ASSMANN, U. WAHRBURG

Journal of Nutrition **132**, 715 (2002).

Anhang A – Formeln

Die Summe der relativen Abweichungsquadrate χ^2 ist definiert als

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(s_i - r_i)^2}{r_i}$$

mit n = Gesamtzahl der Einzelmessungen,

s_i = sonographischer Messwert,

r_i = radiologischer Messwert.

Bei Einführung eines Korrekturfaktors k zur linearen Skalierung der sonographischen Messwerte gemäß

$$s'_i = k \cdot s_i$$

berechnet sich die Summe der relativen Abweichungsquadrate wie folgt:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(k \cdot s_i - r_i)^2}{r_i}$$

Aus der notwendigen Bedingung für das Vorliegen eines Minimums in der Funktion $\chi^2(k)$

$$\frac{d}{dk} \chi^2 = 0$$

leitet sich der Korrekturfaktor k mit der geringsten Summe der relativen Abweichungsquadrate wie folgt ab:

$$k = \frac{\sum_{i=1}^n s_i}{\sum_{i=1}^n \frac{s_i^2}{r_i}}$$

Anhang B – Messdaten Kontrollgruppe

| Proband | Bein | Messung | Femur Länge (mm) | Tibia Länge (mm) | Gesamtbein Länge (mm) | aLDFW Winkel (°) | mLDFW Winkel (°) | Mechanische Achse (°) | Femur Torsion (°) | Tibia Torsion (°) | Gesamtbein Torsion (°) |
|---------|--------|---------|------------------|------------------|-----------------------|------------------|------------------|-----------------------|-------------------|-------------------|------------------------|
| 1 | links | 1 | 437 | 357 | 793 | 77 | 82 | 183 | -34 | 24 | -15 |
| | | 2 | 440 | 355 | 795 | 79 | 85 | 183 | -36 | 20 | -17 |
| | | 3 | 438 | 357 | 794 | 78 | 84 | 182 | -33 | 21 | -17 |
| | | 4 | 437 | 359 | 794 | 74 | 80 | 183 | -28 | 22 | -10 |
| | | 5 | 438 | 356 | 793 | 79 | 84 | 183 | -33 | 22 | -13 |
| | rechts | 1 | 433 | 360 | 790 | 82 | 88 | 184 | -35 | 18 | -20 |
| | | 2 | 435 | 359 | 791 | 83 | 89 | 181 | -34 | 17 | -19 |
| | | 3 | 438 | 363 | 799 | 87 | 92 | 184 | -31 | 16 | -21 |
| | | 4 | 436 | 359 | 792 | 81 | 88 | 182 | -29 | 17 | -13 |
| | | 5 | 436 | 358 | 793 | 83 | 89 | 183 | -36 | 23 | -13 |
| 2 | links | 1 | 464 | 373 | 837 | 92 | 98 | 179 | -21 | 32 | 9 |
| | | 2 | 465 | 376 | 841 | 74 | 80 | 180 | -20 | 28 | 4 |
| | | 3 | 468 | 378 | 843 | 91 | 98 | 181 | -21 | 36 | 15 |
| | | 4 | 465 | 377 | 841 | 84 | 90 | 181 | -21 | 36 | 12 |
| | | 5 | 463 | 376 | 837 | 91 | 97 | 181 | -19 | 32 | 14 |
| | | 6 | 467 | 373 | 839 | 77 | 82 | 181 | -22 | 35 | 6 |
| | rechts | 1 | 464 | 374 | 838 | 80 | 84 | 181 | -45 | 27 | -22 |
| | | 2 | 467 | 373 | 839 | 77 | 82 | 181 | -33 | 26 | -11 |
| | | 3 | 465 | 376 | 839 | 77 | 83 | 182 | -31 | 29 | -2 |
| | | 4 | 465 | 376 | 839 | 82 | 87 | 182 | -31 | 29 | -3 |
| | | 5 | 464 | 374 | 836 | 80 | 86 | 181 | -29 | 27 | -4 |
| | | 6 | 467 | 366 | 833 | 80 | 85 | 182 | -28 | 28 | -1 |
| 3 | links | 1 | 392 | 321 | 708 | 85 | 91 | 177 | -31 | 23 | -21 |
| | | 2 | 395 | 317 | 711 | 87 | 93 | 175 | -35 | 22 | -24 |
| | | 3 | 397 | 317 | 707 | 77 | 83 | 176 | -29 | 25 | -18 |
| | | 4 | 394 | 322 | 711 | 78 | 83 | 176 | -33 | 25 | -26 |
| | | 5 | 392 | 320 | 708 | 80 | 85 | 176 | -27 | 25 | -19 |
| | | 6 | 391 | 319 | 708 | 84 | 90 | 177 | -26 | 27 | -12 |
| | rechts | 1 | 388 | 320 | 708 | 83 | 88 | 178 | -33 | 7 | -33 |
| | | 2 | 387 | 320 | 706 | 82 | 87 | 178 | -25 | 13 | -27 |
| | | 3 | 391 | 320 | 707 | 82 | 88 | 180 | -32 | 16 | -22 |
| | | 4 | 392 | 318 | 703 | 80 | 85 | 184 | -31 | 14 | -26 |
| | | 5 | 391 | 319 | 706 | 83 | 88 | 181 | -32 | 15 | -28 |
| | | 6 | 394 | 319 | 708 | 82 | 88 | 180 | -31 | 16 | -22 |
| 4 | links | 1 | 387 | 323 | 709 | 82 | 87 | 182 | -26 | 35 | 11 |
| | | 2 | 388 | 324 | 711 | 86 | 91 | 181 | -20 | 33 | 13 |
| | | 3 | 390 | 319 | 708 | 79 | 84 | 179 | -15 | 34 | 12 |
| | | 4 | 390 | 319 | 708 | 74 | 79 | 179 | -15 | 30 | 11 |
| | | 5 | 388 | 323 | 710 | 72 | 78 | 179 | -18 | 25 | 4 |
| | rechts | 1 | 396 | 320 | 714 | 80 | 84 | 179 | -33 | 30 | -1 |
| | | 2 | 396 | 323 | 717 | 78 | 84 | 179 | -19 | 26 | 10 |
| | | 3 | 396 | 328 | 722 | 82 | 88 | 179 | -20 | 27 | 9 |
| | | 4 | 393 | 320 | 713 | 71 | 77 | 178 | -19 | 28 | 7 |
| | | 5 | 393 | 325 | 717 | 83 | 89 | 179 | -20 | 27 | 8 |

Anhang C – Messdaten Patientengruppe

| Patient | Methode | linkes Bein | | | | | | rechtes Bein | | | | | |
|---------|-------------|------------------|------------------|-------------------------|-----------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|-------------------------|-----------------------|------------------|------------------|
| | | Femur Länge (mm) | Tibia Länge (mm) | Gelenkspalt Breite (mm) | Gesamtbein Länge (mm) | aLDFW Winkel (°) | mLDFW Winkel (°) | Femur Länge (mm) | Tibia Länge (mm) | Gelenkspalt Breite (mm) | Gesamtbein Länge (mm) | aLDFW Winkel (°) | mLDFW Winkel (°) |
| 1 | Röntgen | 471,0 | 393,0 | 5,0 | 869,0 | 88,0 | 93,0 | 470,0 | 384,0 | 0,5 | 854,5 | 71,0 | 79,0 |
| | Ultraschall | 476,0 | 401,0 | | 872,0 | 83,0 | 89,0 | 483,0 | 375,0 | | 856,0 | 80,0 | 76,0 |
| 2 | Röntgen | 424,0 | 345,0 | 3,5 | 772,5 | 87,0 | 103,0 | 424,0 | 345,0 | 2,5 | 771,5 | 86,0 | 93,0 |
| | Ultraschall | 400,0 | 352,0 | | 749,0 | 88,0 | 94,0 | 412,0 | 337,0 | | 746,0 | 89,0 | 83,0 |
| 3 | Röntgen | 463,0 | 354,0 | 3,0 | 820,0 | 79,0 | 80,0 | 472,0 | 383,0 | 3,5 | 858,5 | 89,0 | 88,0 |
| | Ultraschall | 452,0 | 341,0 | | 789,0 | 81,0 | 87,0 | 465,0 | 375,0 | | 789,0 | 87,0 | 81,0 |
| 4 | Röntgen | 455,0 | 365,0 | 5,0 | 825,0 | 84,0 | 91,0 | 453,0 | 357,0 | 8,0 | 818,0 | 92,0 | 84,0 |
| | Ultraschall | 444,0 | 354,0 | | 794,0 | 70,0 | 75,0 | 442,0 | 349,0 | | 791,0 | 93,0 | 87,0 |
| 5 | Röntgen | 423,0 | 330,0 | 0,0 | 753,0 | 84,0 | 89,0 | 409,0 | 332,0 | 4,0 | 745,0 | 91,0 | 84,0 |
| | Ultraschall | 399,0 | 315,0 | | 711,0 | 86,0 | 92,0 | 395,0 | 320,0 | | 714,0 | 88,0 | 83,0 |
| 6 | Röntgen | 450,0 | 328,0 | 4,0 | 782,0 | 81,0 | 88,0 | 430,0 | 300,0 | 5,0 | 735,0 | 90,0 | 83,0 |
| | Ultraschall | 386,0 | 316,0 | | 702,0 | 94,0 | 95,0 | 424,0 | 279,0 | | 701,0 | 84,0 | 79,0 |
| 7 | Röntgen | 352,0 | 347,0 | 6,0 | 705,0 | 86,0 | 89,0 | 386,0 | 315,0 | 6,0 | 707,0 | 85,0 | 86,0 |
| | Ultraschall | 307,0 | 255,0 | | 559,0 | 86,0 | 88,0 | 336,0 | 281,0 | | 615,0 | 87,0 | 83,0 |
| 8 | Röntgen | 500,0 | 393,0 | 0,5 | 893,5 | 75,0 | 83,0 | 505,0 | 390,0 | 1,5 | 896,5 | 85,0 | 89,0 |
| | Ultraschall | 470,0 | 388,0 | | 855,0 | 73,0 | 78,0 | 466,0 | 392,0 | | 857,0 | 89,0 | 84,0 |
| 9 | Röntgen | 371,0 | 324,0 | 3,0 | 698,0 | 105,0 | 97,0 | 374,0 | 323,0 | 3,5 | 700,5 | 82,0 | 74,0 |
| | Ultraschall | 364,0 | 317,0 | | 679,0 | 96,0 | 101,0 | 367,0 | 316,0 | | 679,0 | 86,0 | 80,0 |
| 10 | Röntgen | 454,0 | 366,0 | 7,0 | 827,0 | 80,0 | 86,0 | 456,0 | 357,0 | 4,0 | 817,0 | 80,0 | 84,0 |
| | Ultraschall | 452,0 | 350,0 | | 798,0 | 81,0 | 84,0 | 448,0 | 351,0 | | 797,0 | 84,0 | 80,0 |
| 11 | Röntgen | 480,0 | 393,0 | 4,0 | 877,0 | 80,0 | 86,0 | 474,0 | 395,0 | 5,0 | 874,0 | 92,0 | 82,0 |
| | Ultraschall | 485,0 | 365,0 | | 848,0 | 100,0 | 104,0 | 486,0 | 370,0 | | 851,0 | 96,0 | 92,0 |
| 12 | Röntgen | 325,0 | 309,0 | 5,0 | 639,0 | 70,0 | 78,0 | 324,0 | 308,0 | 5,0 | 637,0 | 74,0 | 64,0 |
| | Ultraschall | 335,0 | 301,0 | | 631,0 | 84,0 | 89,0 | 273,0 | 315,0 | | 573,0 | 93,0 | 90,0 |
| 13 | Röntgen | 492,0 | 392,0 | 5,0 | 889,0 | 78,0 | 86,0 | 486,0 | 392,0 | 6,0 | 884,0 | 90,0 | 82,0 |
| | Ultraschall | 473,0 | 377,0 | | 848,0 | 90,0 | 94,0 | 470,0 | 376,0 | | 845,0 | 94,0 | 89,0 |
| 14 | Röntgen | 495,0 | 383,0 | 3,0 | 881,0 | 84,0 | 88,0 | 486,0 | 398,0 | 7,0 | 891,0 | 80,0 | 84,0 |
| | Ultraschall | 472,0 | 387,0 | | 855,0 | 85,0 | 89,0 | 475,0 | 387,0 | | 861,0 | 93,0 | 87,0 |
| 15 | Röntgen | 495,0 | 392,0 | 4,0 | 891,0 | 94,0 | 90,0 | 496,0 | 395,0 | 4,5 | 895,5 | 89,0 | 83,0 |
| | Ultraschall | 476,0 | 387,0 | | 860,0 | 96,0 | 100,0 | 480,0 | 384,0 | | 862,0 | 88,0 | 83,0 |