

Die Beingeometrie in der Frontalebene

Analyse von Standbeinaufnahmen und CT-Topogrammen

Eine experimentelle Studie

Rolf D. Burghardt

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik

Klinikum Innenstadt

der Ludwig-Maximilian-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. W. Mutschler

Die Beingeometrie in der Frontalebene

Analyse von Standbeinaufnahmen und CT-Topogrammen

Eine experimentelle Studie

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilian-Universität zu München

vorgelegt von

Rolf D. Burghardt

aus München

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. R. Baumgart

Mitberichterstatter: Prof. Dr. B. Heimkes
Prof. Dr. R. Breul

Dekan: Prof. Dr. D Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 22.11.2007

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
2	Geometrie und Funktion der unteren Extremität	6
2.1	Normale Anatomie und Funktion	6
2.1.1	Anatomie	7
2.1.1.1	Anatomischer Aufbau	7
2.1.1.2	Längen, Achsen und Winkel	9
2.1.2	Statik und Fortbewegung	14
2.2	Pathologische Anatomie und Funktion	16
2.2.1	Ursachen von Fehlstellungen	16
2.2.1.1	Angeborene Fehlstellungen	17
2.2.1.2	Wachstumsbedingte Fehlstellungen	19
2.2.1.3	Posttraumatische Fehlstellungen	21
2.2.2	Folgen von Fehlstellungen auf das Gangbild	23
3	Klinische Untersuchung und apparative Diagnostik	25
3.1	Klinische Untersuchung	25
3.2	Apparative Untersuchung	27
3.2.1	Konventionelle Röntgenaufnahmen	27
3.2.1.1	Lange Röntgen-Standbeinaufnahme (LRS)	27
3.2.1.2	Zusatzaufnahmen	30
3.2.2	Computertomographie	31
3.2.2.1	Topogramm	32
3.2.2.2	Schnittbilder	33
3.2.3	Sonographie	34
4	Fragestellung	37
5	Material und Methode	38
5.1	Vergleichende Längen-, Achsen- und Winkelvermessungen bei ventral ausgerichteter Patella in CT-Topogrammen und LRS	39
5.1.1	Untersuchungsmaterial	40
5.1.2	Auswertung methodisch	41
5.1.3	Statistikmethode	42
5.2.	Experimentelle Ausrichtung der Kondylenhinterkante in der Frontalebene	43
5.2.1	Technischer Aufbau	44
5.2.2	Anwendung der CT-Auflage	48
5.2.3	Untersuchungsmaterial	49
5.2.4	Auswertung methodisch	51
5.2.5	Statistikmethode	51
5.3	Vergleichende Längen-, Achsen- und Winkelvermessungen bei ventral ausgerichteter Patella in der LRS und in der Frontalebene ausgerichteten Kondylenhinterkante im CT-Topogramm	52
5.3.1	Untersuchungsmaterial	52
5.3.2	Auswertung methodisch	52
5.3.3	Statistikmethode	52

6	Ergebnisse	53
6.1	Vergleichende Datenerhebung bei ventral ausgerichteter Patella in CT-Topogrammen und LRS	53
6.2	Ausrichtung der Kondylenhinterkante	55
6.3	Vergleichende Datenerhebung bei ventral ausgerichteter Patella in der LRS und in der Frontalebene ausgerichteten Kondylenhinterkante im CT-Topogramm	59
7	Diskussion	61
7.1	„Patella vorne“ versus horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante	61
7.2	Datenanalyse der Messungen bei ventral ausgerichteter Patella in CT-Topogrammen und LRS	67
7.3	Datenanalyse der Messungen bei ventral ausgerichteter Patella in der LRS und in der Frontalebene ausgerichteten Kondylenhinterkante im CT-Topogramm	70
8	Zusammenfassung	73
9	Literaturverzeichnis	76
10	Anhang	82
10.1	Tabelle 3: Datentabelle zu Kap. 5.1	82
10.2	Tabellen 4 bis 12: Statistische Auswertung zu Kap. 5.1	86
10.3	Tabelle 13: Einstellung Kondylenhinterkante zu Kap. 5.2	89
10.4	Tabelle 14: Datentabelle zu Kap. 5.3	93
10.5	Tabelle 15: Statistische Auswertung zu Kap. 5.3	95
10.6	Formulare	96
10.7	Bilddokumentation	99
11	Danksagung	103
12	Lebenslauf	104

1 Einleitung

Die Liste der angeborenen Beindeformitäten ist ebenso zahlreich wie vielgestaltig. Die meisten angeborenen Fehlbildungen und Entwicklungsstörungen sind genetisch determiniert und häufig schon bei der Geburt erkennbar. Unfälle jeglicher Art können eine Vielzahl an möglichen Frakturarten verursachen, die sehr unterschiedliche Deformitäten zur Folge haben können. Auch Infektionen, wie z.B. die Poliomyelitis führen sekundär mitunter zu erheblichen Verformungen der unteren Extremität. Metabolische Störungen können sowohl die Knochendichte als auch die Knochenarchitektur beeinträchtigen; hier sind zu nennen: Rachitis, Phosphatdiabetis, die Osteomalazie, die Osteopetrose, die Osteopoikilose und die Melorheostose. Ebenfalls eine indirekte Wirkung auf das Knochensystem haben kongenitale Erkrankungen der Bindegewebsentwicklung wie das Ehlers-Danlos-Syndrom oder das Marfan-Syndrom.

Dem umfangreichen Spektrum an Fehlstellungen entsprechend sind auch die daraus resultierenden Probleme zahlreich. Am schwerwiegendsten sind die Schmerzen, die große Auswirkungen auf das Gangbild und die Mobilität des Patienten haben können. Fehlstellungen können ein unphysiologisches Gehen zur Folge haben, was zur schnellen Ermüdung und zu progredienten Verschleiß der Gelenke und damit wiederum zu Schmerzen führen kann. Das Gehen kann aber auch direkt durch die Fehlstellung über eine Bewegungseinschränkung erheblich erschwert werden. Viele Fehlbildungen, wie zum Beispiel ein Unterschied in der Beinlänge, machen nicht nur Probleme beim Gehen sondern vor allem auch das Gangbild auffällig, was viele Patienten erheblich belastet und ihren Bewegungsradius zusätzlich einschränkt. Im Bereich der psychischen Probleme sind natürlich auch alle optisch auffälligen Fehlbildungen zu nennen, die den Patienten in manchen Bereichen sogar zum sozialen Rückzug bewegen.

Den vielen Problemen entsprechend sind auch die Therapieoptionen vielschichtig. Manche Fehlbildungen können behandelt werden, bei anderen sind die Möglichkeiten zum Teil sehr beschränkt. Konservative Therapien sind zum Beispiel die Physiotherapie, die ein Neuerlernen des Gehens oder ein Anpassen an veränderte Situationen ermöglicht, sowie die Schmerztherapie, durch die der Patient aus der Immobilisation befreit werden kann. In vielen Fällen ist die konservative Behandlung nicht ausreichend und es bleibt nur noch die Alternative einer Operation. Dies kann in schweren Fällen, wenn die Degeneration in einem Gelenk soweit fortgeschritten ist, dass der Gelenkknorpel völlig verschlissen ist, sogar eine gelenkersetzende Operation sein. Bei Patienten mit starken Varus- oder Valgusfehlstellungen ist eine solche Operation durch eine rechtzeitige Umstellungsosteotomie vielfach vermeidbar. Ein bedeutender Pionier im Bereich der Korrekturverfahren mit externen Fixateuren war der russische Arzt Ilizarov [28], der mit seinem Ringfixateur neue Möglichkeiten der Korrekturbehandlung entwickelt hat. Er korrigierte nicht nur Fehlstellungen, sondern konnte mit seiner Technik auch erfolgreich Extremitätenverlängerungen durchführen. In diesem Bereich hat sich die Technik seitdem stark verändert. Die

Zahl der auf dem Markt erhältlichen Fixateursysteme ist groß, wird aber in manchen Bereichen durch neuere Techniken mittlerweile schon wieder abgelöst. So bieten gerade interne Verlängerungs- und Korrektursysteme nicht nur einen erheblich verbesserten Komfort sondern auch deutlich geringere Komplikationsraten [4].

Die Indikationsstellung zur operativen Intervention bedarf neben dem Abwägen der Alternativen und der Wahl des richtigen Operationszeitpunkts auch einer exakten Definition des Operationsziels. Eine Indikation kann auf verschiedenen Ebenen erfolgen. Erfordern schwere Unfälle mit komplizierten Brüchen Sofort- oder Notoperationen, liegt eine absolute Indikation vor - wenn also keine andere adäquate Therapieoption existiert. Bei relativen Indikationen sind dagegen mehrere Optionen vorhanden, auch der Eingriff erfolgt dann nicht in einer Notfallsituation sondern elektiv zeitlich geplant. Verursacht eine Fehlstellung eine schwere psychische Belastung ist eine kosmetische oder psycho-soziale Indikationsstellung denkbar. Eine prophylaktische Indikation ist sinnvoll, wenn sie schwerwiegende Komplikationen oder einen fortschreitenden Krankheitsverlauf verhindert. Nicht zu vergessen sind die absoluten und relativen Kontraindikationen, die beispielsweise bei schweren Grunderkrankungen vorliegen können.

Grundlage für ein erfolgreiches Operieren sind zum einen genaue Kenntnisse über die normale Anatomie und Geometrie der unteren Extremität und zum anderen ein klares Verständnis für die vorliegende Fehlstellung. Hierfür ist die eingehende Analyse der Beingeometrie von größter Bedeutung. Die derzeitige Standardmethode zur Analyse der Beingeometrie besteht - neben einer ausführlichen Anamnese mit Krankengeschichte und der gründlichen klinischen Untersuchung - aus einer Langen Röntgen-Standbeinaufnahme (LRS) ggf. ergänzt durch eine Computer-Tomographie (CT) der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke oder einer sonographischen Untersuchung. Bei der LRS ist die Einstellung der Beinachse ein wichtiges Kriterium. Hierfür wird weltweit in den großen Zentren für rekonstruierende Extremitätenchirurgie eine „nach vorne mittig zentrierte Patella“ als so genannter Goldstandard verwendet; mit ihr soll eine möglichst exakte und reproduzierbare Ausrichtung der Kondylenhinterkante in der Frontalebene erreicht werden [u.a. 9, 22, 34, 47, 54, 76].

Neuere Studien [38] haben gezeigt, dass dieses seit Jahrzehnten benutzte Hilfsmittel zur richtigen Ausrichtung der Femurkondylen tatsächlich nur begrenzte Gültigkeit hat und deutliche Ungenauigkeiten aufweisen kann.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Einstellkriterium „Patella vorne“, es zu hinterfragen und - durch eine neue Vorgehensweise mit Ausrichtung der Kondylenhinterkante - dem Einstellkriterium „Kondylenhinterkante film-parallel“ gegenüberzustellen. Da das konventionelle Röntgen ein Summationsverfahren ist und keine Aussagen über die Kondylenhinterkante zulässt, ist eine derartige Einstellung nur im CT denkbar. Zu berücksichtigen ist, dass bei einer CT-

Untersuchung die Gewichtskraft auf die Beingelenke nicht zur Wirkung kommt.

Die Arbeit analysiert inwieweit die erhebaren geometrischen Daten aus LRS und CT-Topogrammen (bei sowohl in der LRS als auch im CT ventral ausgerichteter Patella als auch bei ventraler Patella in der LRS und film-paralleler Kondylenhinterkante im CT) vergleichbare Daten liefern, wo sich Unterschiede zeigen und wie diese sich erklären lassen.

2 Geometrie und Funktion der unteren Extremität

2.1 Normale Anatomie und Funktion

Der normale Verschleißprozess der Extremitäten im Laufe von Jahrzehnten wird zusätzlich beschleunigt durch destabilisierende und schwächende Faktoren, wie beispielsweise durch Gewicht und Belastung. Die Gewebe des menschlichen Körpers sowie die Organe sind diesen Faktoren unterschiedlich stark ausgesetzt, verfügen aber über eine unterschiedliche, teilweise stark eingeschränkte Regenerationsfähigkeit. Gegensätzlich dazu gehört der Knochen zu den regenerationsfähigsten Geweben, was die Basis der heutigen modernen, rekonstruktiven Operationen darstellt. Wie alle mechanischen Systeme sind auch die Gelenke dem Alterungsprozess unterworfen; dabei spielen die vorgenannten Faktoren ebenfalls eine entscheidende Rolle.

Obwohl der Gelenkknorpel dazu bestimmt ist, höchste mechanische Belastungen auszuhalten, ist sein Reparatur- und Regenerationsvermögen allerdings extrem begrenzt und ist eines der ersten Organe das Symptome der Alterung aufweist. Bei einem Organ, das zum Teil mit dem mehrfachen unseren Körpergewichts belastet wird und das fast nur über Diffusion versorgt wird, ist es verständlich, dass schon kleinste Abweichungen der physiologischen anatomischen Achsausrichtung zu einer massiven Beschleunigung dieses degenerativen Prozesses führen können. Die genaue Bestimmung der Beingeometrie ist deshalb in vielen klinischen Situationen von großer Bedeutung, sei es in Fällen von Frakturrepositionierungen, Knieendoprothesen oder allgemein bei Deformitätenkorrekturen.

Die Entwicklung des aufrechten Gangs ermöglichte dem frühen Menschen, die obere Extremität für ganz neue Tätigkeiten zu nutzen, was schließlich Voraussetzung für die Entwicklung zum modernen Menschen war. Hierfür war eine komplexe Umstrukturierung und Neuverteilung von Aufgaben für die Muskelgruppen der unteren Extremität nötig. Die für den bipedalen Gang nötigen Beine mussten Aufgaben übernehmen, die sonst von vieren erledigt wurden, was gerade im Bereich des Gleichgewichts ein hohes Maß an Koordination erforderte.

2.1.1 Anatomie

2.1.1.1 Anatomischer Aufbau

Das Bein nimmt die Funktion des Stehens, Gehens und Abstoßens wahr; dies setzt eine hohe Stabilität der unteren Extremität voraus. Die untere Extremität übernimmt somit nicht nur die Funktion der Fortbewegung, sondern sichert auch die Halte- und Stützfunktion des gesamten Körpers. Eine gerade Beinsäule ist daher Voraussetzung für einen aufrechten Gang.

Die unteren Gliedmaßen unterteilen sich in den Beckengürtel und in die freie untere Extremität, die sich wiederum in drei Abschnitte gliedert: Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß. Diese vier Abschnitte werden durch drei Gelenke verbunden, die sich in ihrer Anatomie und damit in ihrer Funktion und ihren Bewegungsgraden stark unterscheiden. Der Beckengürtel setzt sich aus dem Kreuzbein (Os sacrum) und den zwei Beckenschaufeln (Os coxae) zusammen. Das Os sacrum, das die Rückwand des knöchernen Beckens bildet, ist entwicklungsgeschichtlich aus ungefähr fünf miteinander verschmolzenen Wirbeln entstanden und definitionsgemäß gelenkig mit den Os coxae verbunden.

Die beiden Sakroiliakalgelenke (Kreuzbein-Darmbeingelenk) zwischen Kreuz- und Hüftbein sind durch einen festen Bandapparat gesichert und dadurch nahezu unbeweglich. Das Hüftbein besteht aus drei miteinander verschmolzenen Knochen: dem Darmbein (Os ilium), dem Schambein (Os pubis) und dem Sitzbein (Os ischii). Im Verlauf der Wachstumsperiode wachsen diese drei Knochen zusammen, so dass ihre Grenzen im Erwachsenenalter nicht mehr sichtbar sind.

Das Hüftgelenk ist ein klassisches Kugelgelenk, welches die meisten Bewegungsmöglichkeiten bieten kann; es verfügt über 3 Hauptachsen mit 6 Hauptbewegungsrichtungen:

- > Flexion und Extension,
- > Abduktion und Adduktion,
- > Innenrotation und Außenrotation.

Die erforderliche Stabilität und Belastbarkeit erreicht das Hüftgelenk durch die große Gelenkpfanne (Acetabulum), die mehr als die Hälfte des Hüftkopfs umfasst. Das große Bewegungspotential dieses Gelenks setzt eine weite Gelenkkapsel voraus, die große Teile des Schenkelhalses umgreift. Da dieses Kugelgelenk nicht nur viele Bewegungen ermöglicht sondern auch starke Gewichts- und Bewegungsbelastungen aushalten muss, wird die Gelenkkapsel zusätzlich durch drei starke Bänder, die sich entlang der Gelenkkapsel ziehen, verstärkt: das Lig. Iliofemorale, das Lig. ischiofemorale und das Lig. pubofemorale. Dieser kräftige Bandapparat hat neben der Bewegungsführung auch die Aufgabe, ein Abgleiten des Oberschenkelkopfes aus seiner Pfanne sowie ein Überstrecken des Gelenks zu verhindern. Dies ist wichtig, da das Becken bei entspanntem

Stehen nicht nach hinten kippen darf. Beim Laufen wechselt das Bewegungsverhältnis von Hüfte zur freien unteren Extremität durch das unterschiedliche Spiel von Muskeln und Belastung je nachdem, ob das Bein gegen die Hüfte (Spielbein) oder die Hüfte gegen das am Boden fixierte Bein (Standbein) bewegt wird.

Adolf Fallers teilt in seinem Buch „Der Körper des Menschen“ [16] die freie untere Extremität in Oberschenkel, Knie, Unterschenkel, Fußwurzel, Mittelfuß und Zehen ein und sagt, dass in dem Maße, wie die Anzahl der Knochen zunimmt, sich dementsprechend auch die Anzahl der gelenkigen Verbindungen und mit diesen die Anzahl der Bewegungsmöglichkeiten größer wird.

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des Körpers und wird vor allem durch Bänder geführt. An dem Scharniergelenk des Knies sind drei Knochensegmente beteiligt: der Femur, das Sesambein Patella sowie die Tibia; sie verfügen über 6 Gelenkflächen. Der vierte Knochen, die Fibula, ist dabei lediglich mit der Tibia gelenkig verbunden und hat in diesem Sinne keinerlei funktionelle Beteiligung am Kniegelenk. Anatomisch lässt sich das Kniegelenk in drei Teilgelenke aufteilen: das Gelenk zwischen den medialen Kondylen von Femur und Tibia, das Gelenk zwischen den lateralen Kondylen von Femur und Tibia sowie das Gelenk zwischen der Patella und ihrer Führungsrinne im Femur. Eine hohe Bedeutung für Funktionalität und Stabilität des Kniegelenks kommen den zwei Menisken, dem Außen- und dem Innenband sowie dem vorderen bzw. hinteren Kreuzband zu. Voraussetzung beim Gehen ist eine hohe Stabilität der Beinsäule, woran die in Extensionsstellung stark gespannten Seitenbänder nicht unerheblich beteiligt sind. In Beugestellung erschlaffen diese Bänder dennoch ein wenig, was zusätzlich eine geringfügige Innen- und Außenrotation ermöglicht.

Das Sprungbein bildet nach proximal mit den unteren Gelenkflächen von Schien- und Wadenbein das obere Sprunggelenk. Dieses Gelenk befindet sich zwischen Sprungbeinrolle und Knöchelgabel. Die Knöchelgabel setzt sich aus den distalen Enden von Tibia und Fibula zusammen. Beide Knochen sind über eine Membran, die Membrana interossea cruris, miteinander verbunden; sie bewirkt die federnde Eigenschaft der Knöchelgabel und ist damit ebenfalls relevant für den aufrechten Gang des Menschen. Das Sprunggelenk unterscheidet sich wesentlich vom entsprechenden Pendant des Arms, dem proximalen Handgelenk. Anstelle von drei proximalen Handwurzelknochen ist bei dem Sprunggelenk der Talus als einziger Fußwurzelknochen beteiligt. Im Gegensatz zum proximalen Handgelenk, bei dem nur ein Knochen (Radius) gelenkbildend ist, sind es beim Sprunggelenk zwei, nämlich Tibia und Fibula. Kräftige Seitenbänder sichern die Scharnierbewegung zwischen Sprungbein und Wadenbein bzw. Sprungbein und Schienbein. Dadurch kann das Bein gestreckt (Dorsalflexion) bzw. gebeugt (Planarflexion) werden.

Das Fersenbein bildet zusammen mit dem oben aufliegenden Sprungbein (Talus) sowie dem sich medial anschließenden Kahnbein (Os naviculare) das untere Sprunggelenk. Das aus Talus,

Os naviculare und Calcaneus gebildete untere Sprunggelenk dient hauptsächlich der Umwendbewegungen Pronation und Supination.

2.1.1.2 Längen, Achsen und Winkel

Das genaue Wissen über die exakte Anatomie des Femurs, der Tibia, des Hüft-, Knie- und Fußgelenks ist bei allen Untersuchungen des Beines und besonders für den Chirurgen bei Operationen unerlässlich. Grundlage für die Beurteilung von Fehlstellungen der unteren Extremität ist ein umfassendes Verständnis der normalen Parameter des Beines und deren Abweichungen.

Bekanntlich hat jeder Knochen eine mechanische und eine anatomische Achse. Die mechanische Achse ist durch die Linie zwischen den Zentren des distalen und proximalen Gelenks definiert. Die anatomische Achse verläuft in den langen Röhrenknochen in der Schaftmitte. Diese Gesetzmäßigkeiten führen nach Paley [52, 53, 54] dazu, dass die beiden Achsen an der Tibia parallel mit lediglich einigen Millimetern Abstand verlaufen und im Femur sich distal mit einem Winkel von ca. 7° schneiden. Die Definition der Gelenkzentren ist nur im Hüftgelenk eindeutig; dort liegt das Zentrum im Hüftkopf (Abb. 1). Für das Kniegelenk lassen sich bei Moreland et al. [47] fünf Angaben finden: Proximal beginnt es mit der Fossa intercondylaris gefolgt von dem Mittelpunkt der Verbindungslinie der Femurkondylen, dem Zentrum der Emnetia intercondylaris, dem Mittelpunkt des Weichteilmantels und als weitester distaler Punkt der Mittelpunkt des Tibia-plateaus (Abb. 2). Das Sprunggelenk weist drei Definitionspunkte auf: proximal der Mittelpunkt des Weichteilmantels gefolgt vom Mittelpunkt der Tibia und Fibula und als weitester distaler Punkt der Mittelpunkt des Talus (siehe Abb. 3).

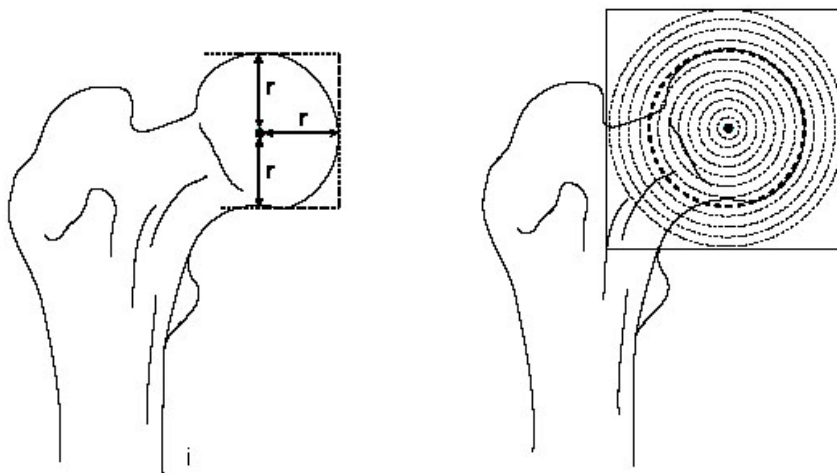


Abb. 1: Gelenkzentrum Hüfte, nach [54]

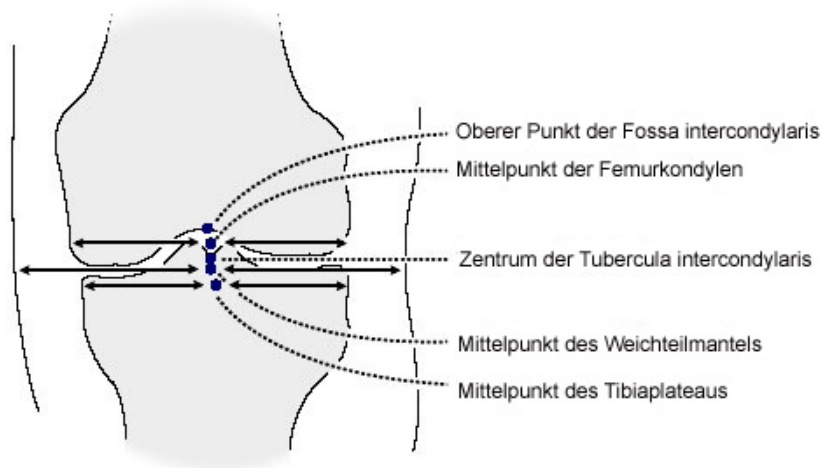


Abb. 2: Gelenkzentrum Knie, nach [54]

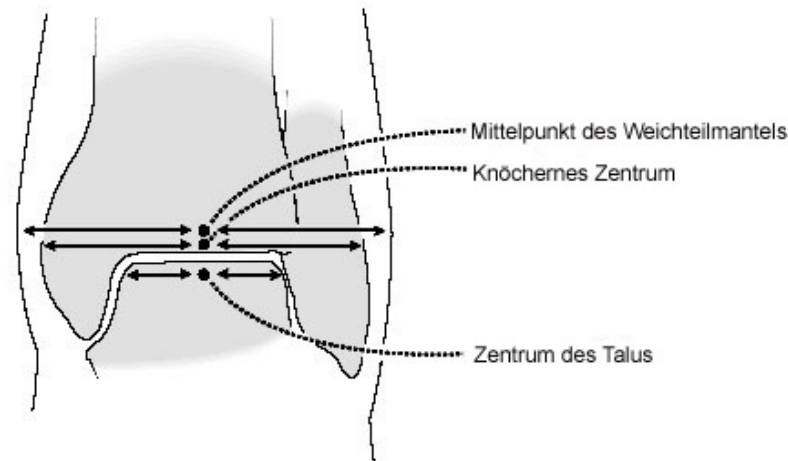


Abb. 3: Gelenkzentrum oberes Sprunggelenk, nach [54]

Paley definiert in seinem Buch „Principles of Deformity Correction“ [54] eine Orientierungslinie für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk, jeweils für die ap-Projektion (anterior-posterior) und für die laterale Projektion. Für das Sprunggelenk ist diese Linie in der Frontalebene durch die flache subchondrale Linie definiert. Hier ist es möglich, entweder die Unterseite der Tibia oder das Talusplateau zu benutzen. In der Sagittalebene dienen die beiden äußeren Knochenenden der Tibia als Definition dieser Gelenklinie.

Im Knie lassen sich ebenfalls zwei Linien in der ap-Ansicht konstruieren. Entweder werden die Tibiaplateaus oder die Tangente an die beiden Femurkondylen benutzt. In der Sagittalebene bedient man sich bei der Tibia der leicht nach hinten abfallenden Plateaus. Am Femur ist diese Definition ein wenig schwieriger, da sich hier der distale Femur rund abzeichnet. Deshalb verwendet man hier die äußeren Punkte, an denen die Kondylen in die Metaphyse übergehen. Da der Femurkopf rund ist, bedarf es einen weiteren Punkt, um diese Linie konstruieren zu können.

Hierzu lässt sich in der ap-Ansicht entweder die Spitze des Trochanter major oder der Mittelpunkt der Schenkelhalsdiaphyse benutzen.

Die Bedeutung dieser in der Sagittal- bzw. Frontalebene konstruierbaren Gelenkorientierungslinien besteht darin, dass sie eine charakteristische Beziehung zu den mechanischen und anatomischen Achsen des Beines hat. Die sich daraus ergebenden Gelenkwinkel wurden von diversen Autoren beschrieben (Chao et al. [8]; Cooke et al. [9, 10]; Krackow [40]; Moreland et al. [47]). Das Ergebnis ist eine nicht standardisierte Nomenklatur in der Literatur. Die verschiedenen Bezeichnungen der einzelnen Autoren sind häufig verwirrend und erschweren den einheitlichen Umgang.

Aus diesen Überlegungen heraus hat Paley [53, 54] eine neue Nomenklatur entwickelt, die ein einheitliches und standardisiertes System darstellt. Da die Benennung einem ganz einfachen Prinzip folgt, hat sich ihr Gebrauch erheblich vereinfacht. Das System baut darauf auf, dass die Gelenkorientierungslinien mit den mechanischen und anatomischen Achsen des Knochens in Beziehung stehen. Die daraus entstehenden Schneidungswinkel bezeichnet Paley als Gelenkorientierungswinkel. Die Bezeichnung jedes Winkels hängt davon ab, ob er entlang der mechanischen (m) oder entlang der anatomischen (a) Achse gemessen wird. Der Winkel kann medial (M), lateral (L), anterior (A) oder posterior (P) zur Achse gemessen werden. Der Winkel kann zum proximalen (P) oder distalen (D) Knochenabschnitt der Femur (F) bzw. der Tibia (T) gehören.

Diese Punkte sind die Grundlage, mit denen Paley die Winkel in ein Bezeichnungssystem eingeordnet hat. So besagt zum Beispiel die Bezeichnung "mLDFW", dass es sich um den mechanischen lateralen distalen Femurwinkel handelt. Dies ist der laterale Winkel, der durch die mechanische Femurachse und die Kniegelenkorientierungslinie des Femurs in der Frontalebene gebildet wird. Der „aLDFW“, der ebenfalls durch die Kniegelenkorientierungslinie des Femurs gebildet wird, liegt lateral zur anatomischen Achse des Femurs. Die Winkel der Sagittalebene sind in gleicher Weise benannt. Zum Beispiel ist der anatomische posteriore proximale Tibiawinkel (aPPTW) der hintere Winkel zwischen der anatomischen Achse der Tibia und der Gelenkorientierungslinie der Tibia in der Sagittalebene. Jede Achse bildet mit einer Gelenkorientierungslinie zwei Winkel, die beide entsprechend benannt werden können und sich jeweils auf 180° ergänzen. Als ein solches Winkelpaar sind zum Beispiel der mechanische mediale distale Femurwinkel (mMDFW) und der mechanische laterale distale Femurwinkel (mLDFW) zu nennen. Obwohl diese beiden Winkel dazu geeignet sind, eine Aussage über den Gelenkwinkel zu machen, benutzt Paley aus praktischen Überlegungen den Winkel, der unter 90 ° ist (siehe Abb. 4 und 5; sie enthalten die englischen Winkelbezeichnungen, A für angle).

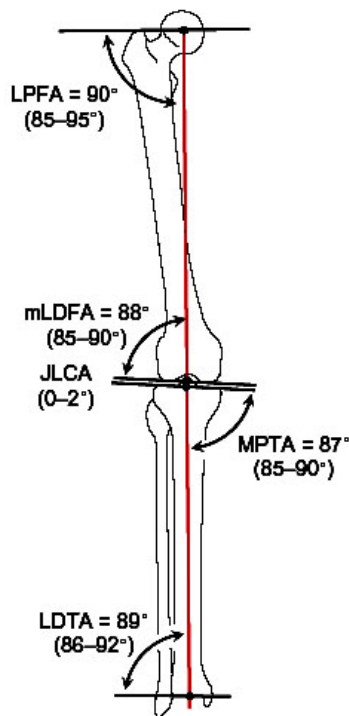


Abb. 4: Gelenkwinkel (mechanisch), [54]

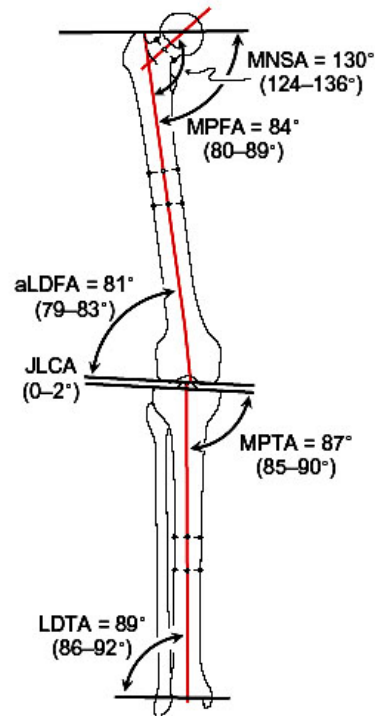


Abb. 5: Gelenkwinkel (anatomisch), [54]

Sind die Winkel, wie im Beispiel des mechanischen proximalen Femurwinkels und des mechanischen medialen Femurwinkels gleich 90° , wählt Paley in seinem Buch [54] den lateralen als Standard. Ist es eindeutig, dass ein Winkel entweder zur mechanischen oder anatomischen Achse gehört, kann in der Bezeichnung des Winkels das „m“ oder „a“ weggelassen werden. Als Beispiel hierfür eignen sich die Winkel in der Sagittalebene, in der die mechanische Achse nur selten eine Rolle spielt. Hier kann man davon ausgehen, dass in der Regel die anatomischen Winkel gemeint sind. Da die mechanische und die anatomische Achse in der Tibia parallel verlaufen, haben der mediale proximale Tibiawinkel (MPTW) und der laterale distale Tibiawinkel (LDTW) den gleichen Wert, egal ob sie zur mechanischen oder anatomischen Achse gehören. In diesem Fall kann man ebenfalls auf das „m“ oder das „a“ verzichten, da definitionsgemäß der laterale proximale Femurwinkel (LPFW) die Stellung des Hüftgelenks in Bezug auf die mechanische Achse beschreibt und der mediale proximale Femurwinkel (MPFW) der anatomischen Achse zugeordnet ist. Diese ganzen Ausnahmen führen dazu, dass die Angaben „m“ oder „a“ nur beim lateralen distalen Femurwinkel wirklich eine Rolle spielen. Beide sind für gewöhnlich unter 90° und unterscheiden sich in ihrem Wert.

Den Winkel zwischen den beiden Gelenkorientierungslinien eines Gelenks nennt Paley den Konvergenzwinkel der Gelenkachse. Im Knie- und Sprunggelenk sind diese Achsen normalerweise parallel und der Winkel damit Null.

Mit der Beziehung der Gelenke der unteren Extremität haben sich zahlreiche Studien in der vergangenen Zeit beschäftigt (Chao et al. [8]; Cooke et al. [9, 10]; Hsu et al. [26]; Moreland et al. [47]; Paley et al. [53, 54]). Bei der Einschätzung der Frontalebene der unteren Extremität gibt es zwei Gesichtspunkte: das Gelenkalignment und die Gelenkausrichtung (Paley and Tetsworth [52]). Das Alignment bezieht sich auf die Geradlinigkeit der Hüfte, des Knies und des Sprunggelenks; die Gelenkausrichtung bezieht sich auf die Position jeder Gelenkfläche in Relation zu den individuellen Segmentachsen des Femurs und der Tibia (siehe Abb. 6).

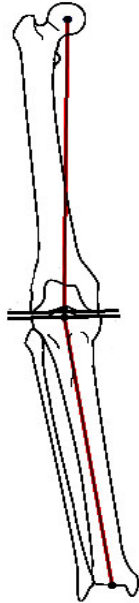


Abb. 6: Mechanische Achse der Beinabschnitte, nach [54]

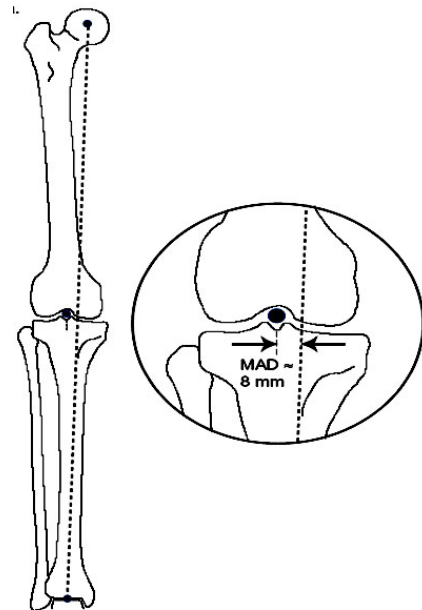


Abb. 7: Mechanische Achse Gesamtbein, nach [54]

Die lange ap-Röntgenaufnahme im Stehen bietet die beste Möglichkeit, um Alignment und Gelenkausrichtung zu beurteilen. Durch die Belastung des Beins mit dem Körpergewicht gibt sie Aufschluss über die physiologische Situation des Standes, besonders über den Verlauf der mechanischen Beinachse (siehe Abb. 7).

Die bereits im 19. Jhd. von Mikulicz definierte Linie, die durch den Mittelpunkt des Hüftkopfes und durch die Mitte der distalen Tibiagelenkfläche läuft, trifft laut Paley nicht exakt den Mittelpunkt des Kniegelenks (siehe Abb. 2 und 7), sondern liegt 8 ± 7 mm medial des Zentrums. Paley bezeichnet diesen Wert als „MAD“ oder „mechanical axis deviation“. Bhave gibt diesen Wert in einem Intervall von $4,1 \pm 4$ mm medial des Zentrums an [in 54].

2.1.2 Statik und Fortbewegung

Die Entwicklung vom Vierfüßer zum aufrechten Gang erforderte eine gewaltige Umstellung des ganzen Körpers, denn nicht nur die untere Extremität musste in ihrer Architektur angepasst werden, auch die gesamte Wirbelsäule musste entsprechend umgeformt werden. Dass Letzteres bei weitem noch nicht perfektioniert ist, ist daran zu erkennen, dass fast 90% der Bevölkerung im Laufe ihres Lebens Probleme mit ihrer Wirbelsäule bekommen.

Beim aufrechten Gang lastet das Körpergewicht auf zwei Beinen und nicht wie bei den meisten Primaten auf vier Beinen. Hierfür war eine komplexe Umstellung der für das Gleichgewicht erforderlichen Muskeln nötig. Beim Gehen werden die Beuger und Strecker abwechselnd angespannt. Durch zusätzliches Anheben des Beckens auf der ipsilateralen Seite wird das Durchschwingen des einen Beines, dem so genannten Spielbein, erleichtert. Dies geschieht durch Kontraktion des Musculus gluteus medius und des Musculus gluteus minimus der Standbeinseite. Das regelmäßige Anspannen dieser Muskeln erklärt ihre mächtige Ausprägung; sie müssen schließlich nicht das Bein gegen den Rumpf sondern das große Gewicht des Rumpfes gegen das Bein bewegen. Der zweibeinige Gang hat zur Umwandlung des Fußes vom Greiffuß zum Standfuß geführt; dies führte zu einer Verkürzung der Zehen und einer Verlängerung der Ferse, wodurch der Fuß mit dem Großzehenballen und dem Fersenhöcker über zwei den Gang stabilisierende Unterstützungspunkte verfügt.

Die Addition der Torsionsverhältnisse von Femur und Tibia führen zu einer leichten Außendrehung der Fußspitzen im bequemen Stand. Stellt man die Füße parallel, so dreht sich der Schenkelhals in die Transversale; dies führt zu einer scheinbaren Innendrehung der Knie, obwohl die Drehung im Hüftgelenk erfolgt. Beim schnellen Laufen werden die Füße in die Sagittale gedreht und durch die Torsion des Beines werden die Unterschenkel am Standbein vorbei nach außen geführt. Um ein möglichst stabiles Stehen zu ermöglichen, sind im Hüftgelenk die Dorsalflexoren, im Kniegelenk die Strecker und im oberen Sprunggelenk die Plantarflexoren stärker als ihre Gegenspieler. Beim Gehen ruht jeweils ein Bein, das so genannte Standbein am Boden, während das bereits erwähnte Spielbein durchschwingt, um dann seinerseits die Funktion des Standbeines zu übernehmen. Beim schnellen Lauf verschiebt sich das zeitliche Verhältnis von Standbeinphase und Spielbeinphase zugunsten der Spielbeinphase. Dies führt folglich dazu, dass zwischenzeitlich beide Beine sich in der Luft befinden, was als so genannte Flugphase bezeichnet wird. Der Fuß stößt den Körper nicht nur nach vorne sondern auch nach oben ab. Je schneller der Lauf wird, desto stärker ist der Abstoß und auch die vertikale Komponente. Der Schwerpunkt des Körpers beim Laufen befindet sich daher höher über dem Boden als beim ruhigen Gang. Der Fuß wird beim Gehen über den lateralen Fußrand zum Großzehenballen hin abgerollt.

Jegliche Art von Fußfehlformen stört den harmonischen Ablauf. So führt beispielsweise eine Spitzfußstellung, die mit einem unmittelbaren Aufsetzen der Zehenballen einhergeht, zu einem beachtlichen Verlust an Elastizität und Federung, was zu einer deutlich höheren Beanspruchung der Wirbelsäule und zu Veränderungen an den Bandscheiben führen kann. So sind Schuhe, die durch hohe Absätze den Fuß in eine Spitzfußstellung zwingen, aus ärztlicher Sicht als reine Modetorheit zu bezeichnen [50].

Der Schwerpunkt des menschlichen Körpers ist nicht konstant, sondern von der Körperhaltung abhängig. Für statische Berechnungen wird der Schwerpunkt meist als Resultante aus sechs Teilschwerpunkten (Rumpf, Kopf, 4 Extremitäten) errechnet. Im aufrechten Stand befindet er sich unmittelbar vor dem 5. Lendenwirbelkörper. Die Lastverteilung erfolgt über Kreuzbein-Darmbein-gelenke an die beiden Beine. Die Mikulicz-Linie verbindet Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Dass sie nicht durch den Femur läuft, erfordert einen starken Ausgleich, der in Form des Tractus iliotibialis erbracht wird. Das Lot des Schwerpunkts trifft beim symmetrischen Stand genau den Boden zwischen den beiden Füßen. Damit beim Abheben eines Fußes der Körper nicht ins Kippen kommt, muss eine Ausgleichsbewegung stattfinden, die den Schwerpunkt zur Standbein-seite hin verschiebt. Je schneller man geht oder läuft, desto weniger wichtig wird diese Ausgleichsbewegung, da das Spielbein aufgesetzt wird, noch bevor der Körper an Stabilität verlieren kann. Verantwortlich für diese Schwerpunktverlagerung sind die Adduktoren des Hüftgelenks.

Der „Händigkeit“ entsprechend kann man auch eine „Beinigkeits“ feststellen. Der Rechtsbeiner ist mit dem rechten Fuß geschickter, der Linksbeiner mit dem linken. Rechtshänder sind zumeist auch Rechtsbeiner entsprechend Linkshänder häufig Linksbeiner. Gut zu sehen ist dies beim Springen, da sich der Rechtsbeiner mit dem linken Fuß abstößt, um den geschickteren rechten für die Landung frei zu haben.

2.2 Pathologische Anatomie und Funktion

2.2.1 Ursachen von Fehlstellungen

Die Liste der Ursachen für Fehlstellungen oder Fehlentwicklungen der unteren Extremität ist nahezu endlos. Dieses Kapitel wird versuchen, einen kleinen Überblick über diesen Bereich zu geben. Hierzu werden die Ursachen in verschiedene Kategorien eingeteilt:

Als erstes beschäftigt sich das Kapitel 2.2.1.1 „Angeborene Fehlstellungen“ mit genetisch determinierten Anlagefehlern oder fehlerhaften Wachstumsprozessen. Kapitel 2.2.1.2 „Wachstumsbedingte Fehlstellungen“ zeigt erworbene Störungen des Knochenwachstums und Erkrankungen des Knochenorgans auf. Das dritte Kapitel 2.2.1.3 „Posttraumatische Fehlstellungen“ beschäftigt sich mit Fehlstellungen infolge von traumatischen Ereignissen, die entweder direkt oder sekundär zu einer Fehlstellung der Statik führen können.

2.2.1.1 Angeborene Fehlstellungen

Bei angeborenen Fehlstellungen, die immer im Zusammenhang mit genetisch determinierten Systemerkrankungen auftreten, kann man zwei Formen unterscheiden: Angeborene Fehlbildungen, die schon bei der Geburt erkennbar sind, und angeborene Entwicklungsstörungen, die bei der Geburt nicht zwingend erkennbar sind. Zu beachten ist, dass unterschiedliche Ursachen zu einer gleichen Deformität führen können; in diesem Fall spricht man von einer Phänokopie. Umgekehrt kann bei gleichen Ursachen eine völlig unterschiedliche Ausprägung (Expressivität) der Erkrankung oder Deformität entstehen. Demzufolge kann aus der Art der angeborenen Anomalie selten ein konkreter Rückschluss auf die Ursache der Störung gezogen werden. Dabei ist die Prognose der Deformität umso günstiger je später die Störung auftritt.

Fehlbildungen können durch Störungen der Embryogenese in einem Zeitraum des ersten bis dritten Schwangerschaftsmonats entstehen. Man spricht hier von teratologischen Krankheitsbildern; dies sind u.a. Erbkrankheiten wie Achondroplasie, Osteogenesis imperfecta. Bei Erkrankung der Mutter durch Toxoplasmose oder Röteln können - genauso wie traumatisch bedingte Amnionrupturen - Fehlbildungen bei dem Kind auftreten. Ebenfalls teratogen wirken Alkohol, Röntgenstrahlen und eine Vielzahl von Arzneimitteln, die durch die Mutter auf die Gesundheit des Kindes einwirken. Treten die schädigenden Noxen nach dem dritten Schwangerschaftsmonat auf, spricht man von Störungen der Fetogenese. Neben den von außen einwirkenden Schadstoffen können aber auch intrauterine Zwangslagen zu Störungen führen, wie beispielsweise zu angeborenen Hüftluxationen bei Steißlage.

Die Vielzahl der genannten Ursachen kann sich in ähnlich großer Zahl an unterschiedlichen Symptomen ausprägen. Es kann zu Hypo- bzw. Hyperplasien kommen; dies sind Größenveränderungen einzelner bzw. mehrerer Knochen oder des gesamten Skeletts bei erhaltener Form des Knochens. Bei Dysplasien liegen systemhafte Entwicklungsstörungen des Knorpel-Knochen-Gewebes vor. Es handelt sich dabei nicht primär um Organ- sondern um Gewebedefekte. Liegen einzelne Knochen in Kombination vor, spricht man bei dieser angeborenen Entwicklungsstörung von Dysostosen. Formalgenetisch handelt es sich hierbei nicht um Systemerkrankungen sondern um organische Defekte. Kongenitale metabolische Störungen des Knorpel- und Knochengewebes führen zu Dystrophien.

Nach Niethard / Pfeil [50] kann man Extremitätenfehlbildungen - auch Dysmelien genannt - unterscheiden nach:

- > Fehler in der Bildung von Teilen einer Extremität,
- > Fehler in der Differenzierung und Separation von Teilen,
- > Duplikationen,
- > Überentwicklungen,

- > Unterentwicklungen ,
- > Amniotische Abschnürungen.

Liegt bei einem Gliedmaßendefekt die Fehlbildung entlang der Transversalebene vor, so sind dies transversale Gliedmaßendefekte, die beispielsweise in Form eines fehlenden Unterschenkels auftreten. Longitudinale Gliedmaßendefekte zeigen sich durch Minderanlagen oder völliges Fehlen einzelner Skelettabschnitte. Je nach Schweregrad spricht man von Hypoplasie, partieller Aplasie bzw. kompletter Aplasie. Dies ist abhängig davon, ob der proximale, distale oder kombiniert proximale und distale Extremitätenabschnitt betroffen ist.

Angeborene Skelettentwicklungsstörungen werden durch eine fehlerhafte Anlage und Entwicklungspotenz der Knorpel-Knochen-Zelle hervorgerufen. Dies kann sehr unterschiedliche klinische Erscheinungsbilder zur Folge haben. Bei den Skelettdysplasien oder Osteochondrodysplasien ist die Achondroplasie der bekannteste Vertreter. Diese autosomal dominant vererbte Krankheit begründet sich auf einer Störung der enchondralen Ossifikation bzw. einer Hemmung der Knorpelproliferation. Bei der Pseudoachondroplasie liegt zum Zeitpunkt der Geburt klinisch noch kein Defekt vor. Sie entwickelt sich im Laufe des Kleinkindalters und hat hauptsächlich eine Verkürzung der Extremitäten zur Folge. Chondrale Dysplasien, wie der Morbus Ollier gehen mit ausgeprägten enchondromatösen Läsionen einher, die mitunter maligne entarten können. Bei der Osteogenesis imperfecta liegt genauso wie bei der Achondroplasie eine autosomal dominante Vererbung vor. Das Krankheitsbild ist durch eine Skelettdysplasie mit abnormaler Knochendichte gekennzeichnet, die auf verschiedene Störungen der Kollagensynthese und der periostalen Knochenformation beruht. Die Osteopetrose, auch bekannt als Marmorknochenkrankheit, ist von einer unzureichenden Osteoklastenfunktion gekennzeichnet, die eine generalisierte Sklerosierung des Skeletts zur Folge hat.

Ein weiterer großer Bereich angeborener Fehlbildungen sind Störungen der kongenitalen Bindegewebsentwicklungen. Diese Krankheiten betreffen die Kollagenreifung, die je nach Kollagentyp Schäden hervorruft, die nicht nur das Skelettsystem betreffen. Hier zu nennen ist das Ehlers-Danlos-Syndrom und das Marfan-Syndrom. Bei dem Ehlers-Danlos-Syndrom sind bisher sieben unterschiedliche Formen bekannt geworden. Charakteristisch für diese Erkrankung ist eine Hyperlaxität und Verletzbarkeit der Haut sowie eine Hypermobilität der Gelenke, die häufig Skoliosen und Luxationen zur Folge hat. Bei dem Marfan-Syndrom führt ein Defekt der Mikrofilbrillen des Bindegewebes zu charakteristischen Fehlbildungen an Herz, Augen und Skelettsystem.

2.2.1.2 Wachstumsbedingte Fehlstellungen

Unter erworbenen Wachstumsstörungen sind generalisiert oder lokalisiert auftretende Störungen des physiologischen Knochenwachstums zu verstehen, die erst im Laufe des Lebens erworben werden. Der Wachstumsprozess ist genetisch vorbestimmt und wird nach einem festen Bauplan programmgemäß realisiert.

Bei Abweichungen vom standardisierten Körperlängendiagramm spricht man von Klein- und Minderwuchs bzw. von Groß- und Hochwuchs. Dies lässt sich anhand von Perzentilenkurven festlegen. So bezeichnet man Menschen als kleinwüchsig, wenn deren Körperlänge unter der 10. Perzentile liegt, und als minderwüchsig, wenn sie sogar unter der 3. Perzentile liegt. Großwuchs umfasst Menschen, deren Körperlänge über der 90. Perzentile liegt. Für einen Hochwuchs gelten Werte über der 97. Perzentile.

Eine Kontrolle der altersentsprechenden Skelettentwicklung lässt sich an dem charakteristischen Auftreten der Knochenkerne ablesen. Dieser Prozess ist in erster Linie ein Ausdruck für den biologischen Reifungszustand des Organismus und weniger des Lebensalters. Das normale Wachstum verläuft nicht linear sondern dynamisch in Phasen. Bis zum 2. Lebensjahr ist die Wachstumsgeschwindigkeit sehr hoch, nimmt dann ab und erreicht während der Pubertät noch einmal ein Geschwindigkeitsmaximum. Vor allem Phasen des schnellen Wachstums machen den Organismus anfällig für Wachstums- und Reifungsstörungen, besonders die Phase der Pubertät ist eine solche kritische Zeit der Skelettentwicklung. Diese Problematik lässt sich durch das Zusammenwirken des Wachstumshormons mit den Sexualhormonen Östrogen und Testosteron erklären. Das Zusammenspiel führt zum pubertären Wachstumsschub, der durch das Absinken des Wachstumshormonspiegels am Ende der Pubertät abnimmt. Mit der so genannten Epiphysenlinie ist das Längenwachstum des entsprechenden Knochens unwiderruflich beendet. Abgesehen von den unterschiedlichen Phasen erfolgt das Wachstum mit geringen Schwankungen ganztägig konstant. Dies hat vor allem für Skelettverformungen Bedeutung, für die nicht nur eine ausreichende Kraft sondern auch eine ausreichend lange Einwirkungszeit notwendig ist.

Klassifizieren lassen sich Wachstumsstörungen in generalisierten Minder- und Hochwuchs, in lokalisierte Wachstumsstörungen als Hypoplasie, in Hyperplasie und in Fehlwachstum. Ursachen hierfür sind: Durchblutungsstörungen unbekannter Genese, metabolische Störungen, Infektionen, ionisierende Strahlung und Tumore.

Im Bereich der Durchblutungsstörungen anzusiedeln ist die aseptische Osteochondrose, bei der es zu Störungen der Verknöcherung im Bereich der Epiphysenfuge kommt und die mit begleitenden Knochennekrosen seltener auch mit Knorpelnekrosen einhergehen kann.

Bei den metabolischen Störungen ist primär die Rachitis zu nennen, die auf einer D-Avitaminose beruht. Es kommt zu einer Mineralisierungsstörung des Knochengewebes im wachsenden Skelett im Bereich der enchondralen Ossifikation. Dies führt zu vielfältigen Fehlentwicklungen am Skelett; beispielhaft zu nennen sind rachitischer Rosenkranz, Minderwuchs, Kyphose, Knochenverbiegungen, Coxa vara und Genu varum. Tritt ein Vitamin-D-Mangel im erwachsenen Alter auf, wenn also das Wachstum abgeschlossen ist, spricht man von einer Osteomalazie. Auch Nierenerkrankungen führen mitunter zu Osteopathien und sind durch Störungen des renalen Kalzium- und Phosphatstoffwechsel zu erklären. Dies kann, bei renaler Insuffizienz zu ausgeprägten Wachstumsstörungen mit Mineralisationsstörungen des Skeletts, Verbiegungen der Extremitätenabschnitte und im Erwachsenenalter zu Osteomalazie führen. Auch endokrine Störungen können Veränderungen sowohl in der Knochenarchitektur als auch in der Knochenmineralisierung bewirken. So führt zum Beispiel der Hyperparathyreodismus über eine gesteigerte Sekretion des Parathormon zu einer verstärkten Osteoklastentätigkeit und damit zu einer gesteigerten Knochenresorption.

Im Gegensatz zur Osteoporose, die im höheren Lebensalter zu einer verminderten Knochendichte führt, kommt es bei dem Morbus Paget zu einer Erhöhung der Knochendichte. Primär steigert sich die Aktivität der Osteoklasten, danach erfolgt jedoch eine überstürzte Osteoblastentätigkeit, die zu einem ausgeprägten Anbau von minderwertigen Faserknochen neigt, wobei trotz der erhöhten Knochendichte Frakturen und Deformierungen nicht ausgeschlossen werden können. Ein ähnlicher Ablauf im Bezug auf die Erhöhung der Knochendichte lässt sich bei Osteopetrose, Osteopoikilose und Melorheostose messen.

Bei den durch Infektionen hervorgerufenen Fehlstellungen steht neben den verschiedenen Arten der Osteomyelitiden die Poliomyelitis im Vordergrund. Diese virale Erkrankung führt über eine Destruktion der Vorderhornzellen des Rückenmarks primär zu einer schlaffen Lähmung der betroffenen Muskulatur. Sekundär kommt es zu Kontrakturen, die eine Deformierung der Extremitäten zu Folge haben können.

Ein großes Kapitel, das mit Fehlbildungen einhergehen kann, ist der Sektor der malignen Neubildungen, wobei hier neben der Onkologie vor allem die Wiederherstellungschirurgie von Bedeutung ist.

2.2.1.3 Posttraumatische Fehlstellungen

Unfälle im Straßenverkehr, beim Sport, bei der Arbeit oder im häuslichen Bereich sind häufig Ursache zahlreicher Verletzungen der unteren Extremität. Die Folge solcher Unfälle können im knöchernen Bereich Frakturen oder Fissuren sein. Bei einer Fraktur handelt es sich um eine Spaltbildung mit völliger Unterbrechung der Kontinuität. Von einer Fissur spricht man bei einer Spaltbildung, bei der keine komplette Kontinuitätsunterbrechung vorliegt.

Die Einteilung von Frakturen erfolgt nach verschiedenen Gesichtspunkten. Dabei werden die Ätiologie der Fraktur, der Entstehungsmechanismus, der Grad der Kontinuitätsunterbrechung, der Verlauf der Frakturlinie und die Anzahl der Bruchfragmente berücksichtigt. Hierbei ist besonders der Entstehungsmechanismus zu beachten, da dieser Hinweise auf Begleitverletzungen und weitere Frakturen geben kann.

Besondere Aufmerksamkeit ist auf Frakturen im Kindesalter zu richten. Sie müssen sowohl im Hinblick auf die Entstehungsmechanismen und Frakturformen als auch der einzuschlagenden Therapien von denen des Erwachsenenalters abgegrenzt werden. Wichtig ist in diesem Zusammenhang die Beziehung der Fraktur zu den Wachstumsfugen, da Verletzungen der Wachstumsfuge nicht nur zur Epiphysiodese führen können sondern auch zu Teilschädigungen, die mitunter massives Fehlwachstum nach sich ziehen. Als Besonderheit des Jugendalters sind die Apophysenaurisse zu nennen, die bevorzugt an der mechanisch stark beanspruchten unteren Extremität auftreten.

Nach der Ätiologie lassen sich Frakturen in drei Hauptbruchformen klassifizieren: die traumatische Fraktur, der ein adäquates Kraftereignis vorausgeht, die pathologische Fraktur, bei der die Grundstruktur des Knochens geschwächt ist, und schließlich die Ermüdungsfraktur, die schleichend durch steigenden Umbau des Knochengerüsts bei Dauerbeanspruchung auftritt.

Nach dem Grad der Kontinuitätsunterbrechung lassen sich bei den unvollständigen Frakturen wiederum mehrere Arten unterscheiden:

- > Grünholzfrakturen, bei denen der Periostmantel unverletzt bleibt,
- > Fissuren, bei denen ein Knochenriss ohne vollständige Trennung erfolgt,
- > Infraktionen bzw. Eindellungen platter Knochen wie beispielsweise dem Schädel,
- > Kompressionen bzw. Stauchungsbrüche im spongiösem Bereich und
- > Wulstbrüche durch Stauchung der Metaphyse von Röhrenknochen.

Eine Einteilung der Frakturen in Hinblick auf den Verlauf der Frakturlinien erfolgt in Zwei- und Mehrfragmentfrakturen. Es werden dabei bei den Zweifragmentfrakturen die Querfraktur, die Schrägfraktur, die Spiralfaktur und die Längsfraktur unterschieden. Bei den Mehrfragmentfrakturen wird zwischen Y-förmiger Fraktur, Stückfraktur und Splitterfraktur unterschieden.

Die Gradeinteilung bei den offenen Frakturen erschließt sich durch den Weichteilschaden. So durchstößt bei Grad 1 eine Knochenspitze lediglich die Haut von innen. Bei Grad 2 kommt es - durch eine Gewalteinwirkung von außen - zu einer Quetschung der Haut und der Muskulatur. Bei Grad 3 ist die Gewalteinwirkung schließlich so groß, dass es zu Läsionen von Nerven, Gefäßen und ganzer Muskelgruppen kommt.

Eine weitere Klassifikation ist nach dem Entstehungsmechanismus möglich. Bei Rissfrakturen kommt es - unter Zugspannung an Sehnen und Bändern - zu Fragmentabrissen. Biegungsfrakturen sind Querfrakturen mit Aussprengung eines Biegungskeiles an der Seite der Gewalteinwirkung. Durch axiale Kompression können insbesondere im spongiösen Bereich so genannte Stauchungsfrakturen entstehen. Gerade im Bereich des Schenkelhalses kann es durch Scherkräfte zu Scherfrakturen kommen. Bei Torsionstraumen entstehen Drehfrakturen und schließlich bei stärksten Gewalteinwirkungen kommt es zu Knochenzertrümmerungen. Bei diesen Gewalteinwirkungen ist meistens der Weichteilschaden erheblich und mitbestimmend für den weiteren Verlauf der Fraktur und der ganzen Extremität. So muss grundsätzlich bei derartigen Verletzungen ein genauer angiologischer und neurologischer Status erhoben werden, um mögliche Komplikationen zu vermeiden. Lokal sind große und tief reichende Weichteilschäden, Infektionen, Gefäß- und Nervenschäden sowie das Kompartementsyndrom besonders problematisch. Systemisch kann es zur Fettembolie kommen.

Die Knochenheilung ist ein komplexer Vorgang, der von unterschiedlichen Faktoren abhängt; insbesondere sind diese für die funktionelle Wiederherstellung einer Extremität von fundamentaler Bedeutung. Unterschieden werden eine primäre und eine sekundäre Frakturheilung, wobei es nur bei optimaler lückenloser Adaptation der Knochenfragmente zu einer primären kortikalen Heilung kommen kann. Kommt es nicht zu einer exakten Adaptation, was meistens der Fall ist, verläuft die Heilung in mehreren Phasen. In der Initialphase kommt es zur Bildung eines Frakturhämatoms, das durch lokale Entzündungsvorgänge abgebaut wird. Es entsteht hieraus während der ersten 2 Wochen ein fibrös-knorpeliges Knochengewebe, das auch als Bindegewebskallus bezeichnet wird. Dieser Bindegewebskallus wird dann in der Mineralisierungsphase durch Einlagerung von Kalziumkristallen verfestigt. Es resultiert ein zunächst noch nicht mechanisch durchstrukturierter Faserknochen, der etwa 6 Wochen nach der Fraktur eine feste Verbindung erreicht. Diese Verbindung erlangt aber erst nach Ablauf von 2 Monaten eine stabile, axiale Belastungsfähigkeit. Mit wieder einsetzender mechanischer Beanspruchung erreicht der Faserknochen

einen höheren Differenzierungsgrad, durch den es zur Ausbildung eines lamellären Knochens kommt, der entsprechend seiner Beanspruchung kompakte und spongiöse Abschnitte aufweist.

Im Rahmen der Frakturheilung kann es zu unterschiedlichen Komplikationen kommen. Hier sind zu nennen der Immobilisationsschaden, die Pseudarthrose, die chronische Osteomyelitis sowie die bei der Fraktur bzw. im Laufe des Heilungsprozesses entstehende posttraumatische Deformität.

Die Pseudarthrose, auch als Schein- oder Falschgelenk bekannt, liegt definitionsgemäß vor, wenn nach Ablauf von 6 Monaten keine knöcherne Vereinigung zweier Fraktarenden stattgefunden hat. Mechanische oder biologische Faktoren können hierfür die Ursache sein. Lokale Instabilität ist die wesentliche mechanische Ursache, die in Kombination mit ständigen Scher- und Stauchungskräften eine Verknöcherung der Fragmente verhindert. Wichtigster biologischer Faktor sind Durchblutungsstörungen und damit letztendlich der Mangel an Nährstoffen, der zu einer Devitalisierung einzelner Fragmente führen kann. Je nachdem welcher dieser Faktoren im Vordergrund steht, spricht man bei mechanischer Instabilität von einer hypertrophen Pseudarthrose und bei biologischer Reaktionsträgheit von einer atrophischen Pseudarthrose.

2.2.2 Folgen von Fehlstellungen auf das Gangbild

Bewegungseinschränkungen werden in den häufigsten Fällen durch Schmerzen ausgelöst. Diese funktionellen Bewegungseinschränkungen sind von strukturellen Störungen abzugrenzen. Dies ist aus therapeutischer Sicht äußerst wichtig, da nur die funktionellen Störungen konservativ therapiert werden können. Deshalb ist bei Gangauffälligkeiten eine genaue Anamnese entscheidend.

Disharmonien im Gangbild können aber auch durch eine muskuläre Leistungsschwäche oder eine Bewegungseinschränkung bzw. Kontraktur entstehen. Liegt eine Schwäche der Hüftab spreizer vor, spricht man von Insuffizienzhinken. Ursache hierfür können relative Muskelüberlänge oder Lähmungen sein. Die Folge ist, dass das Becken beim Einbeinstand nicht mehr suffizient stabilisiert werden kann und dadurch zur gesunden Seite abkippt. Dies bezeichnet man als Trendelenburg-Hinken. Wird das Abkippen des Beckens während des Gehens durch Verlagerung des Schwerpunktes durch Pendelbewegungen des Oberkörpers ausgeglichen, entsteht ein „Enten- oder Watschelgang“, der auch als Duchenne-Hinken bekannt ist.

Besonders hinderlich erweisen sich funktionelle Verkürzungen der unteren Extremität, die sich aus einer eingeschränkten Hüftgelenksbeweglichkeit ergeben. So muss bei einer Adduktionskontraktur das Becken auf der betroffenen Seite angehoben werden, um dem Spielbein die

Möglichkeit zu geben, ungehindert durchschwingen zu können. Ursachen für diese nicht seltene funktionelle Beinverkürzung können eine Vielzahl von Hüftgelenkserkrankungen sein, den bei der Therapie besondere Beachtung geschenkt werden muss. Beinlängendifferenzen von bis zu 2 cm können kompensiert werden und fallen im Gangbild nicht auf. Bei reellen Beinlängendifferenzen von über 3 cm kommt es dann zu einem immer deutlicher werdenden Verkürzungshinken.

Eine Versteifung liegt vor, wenn jede Beweglichkeit aufgehoben ist. Beruht diese auf der Schrumpfung der das Gelenk umgebenden Weichteile - unter Erhalt eines im Röntgenbild sichtbaren Gelenkspaltes - spricht man von fibröser Gelenksteife. Liegt eine völlige Destruktion des Gelenkspaltes, beispielsweise als Folge einer schweren Entzündung vor, kann es zu einer knöchernen Gelenksteife oder Ankylose kommen.

Neurogene Erkrankungen führen nicht nur zu Auffälligkeiten im Gangbild, sondern häufig auch zur völligen Gehunfähigkeit. Das Hauptsymptom ist hier die Lähmung, die bei vollständigem Ausfall der Muskelfunktion als Paralyse oder Plegie bezeichnet wird. In unvollständiger Ausprägung liegt lediglich eine Parese vor. Lähmungen beruhen auf Erkrankungen oder Zerstörungen im peripheren oder zentralen Nervensystem. Bei Störungen des ersten Motoneurons der Pyramidenbahn entsteht eine schlaffe Lähmung, die nicht einzelne Muskeln sondern ganze Muskelgruppen betrifft. Sind extrapyramidale Fasern mitbetroffen, führt dies zu einer spastischen Lähmung, die durch eine Erhöhung der Muskelspannung gekennzeichnet ist. In diesem Fall sind die Sehnenreflexe gesteigert. Es lassen sich pathologische Reflexe auslösen. Zu einer Muskelatrophie kommt es in diesem Fall allerdings nicht. Bei einer Störung des zweiten Motoneurons findet sich dagegen eine deutliche Atrophie der Muskulatur. Diese periphere Lähmung ist schlaff und durch abgeschwächte oder erloschene Eigenreflexe gekennzeichnet.

Eine bedeutende Gruppe von neurologischen Erkrankungen, die Symptome im Gangbild zeigen, sind degenerative Erkrankungen des zentralen Nervensystems wie der durch Degeneration der in der Pons gelegenen Substantia nigra entstehende Parkinson, der durch einen auffälligen Tripelgang und durch das Fehlen des physiologischen Mitschwingens der Arme gekennzeichnet ist. Auch bei der Multiplen Sklerose, die durch Demyelinisation im Zentralen Nervensystem entsteht, treten im Verlauf der Krankheit Gehstörungen auf, die den Patienten schließlich an den Rollstuhl binden können.

3 Klinische Untersuchung und apparative Diagnostik

3.1 Klinische Untersuchung

Die klinische Bestimmung der Torsionswinkel kann vor allem bei den Oberschenkeln eine große Fehlerbreite aufweisen und ist in komplexen Fällen weder für die Indikationsstellung noch für eine Operationsplanung von Korrekturosteotomien ausreichend (Franzreb et al. [17]). Die klinische Beinlängenmessung ist weichteilbedingt noch ungenauer; ihr kommt ebenfalls nur der Wert einer orientierenden Schätzung zu.

Auch wenn die Ergebnisse der klinischen Untersuchung in ihrer Exaktheit sich mit denen der LRS und des CTs nicht messen können, bleiben sie doch Grundlage jeder Patientenaufnahme. Es muss darauf geachtet werden, dass sie vollständig ausgeführt wird und sich nicht auf Einzelaspekte beschränkt. Dazu ist vor allem ein standardisierter Untersuchungsablauf anzustreben, damit nicht wichtige Aspekte übersehen werden (siehe Formular 1 im Anhang 10.6). Auch zählt sich systematisches Vorgehen durch Zeitersparnis und größere Sicherheit im Umgang mit dem Patienten aus.

Begonnen wird jede Untersuchung mit einer ausführlichen Anamnese. Danach erfolgt ein erster orientierender Überblick, der mit der Beurteilung des äußeren Erscheinungsbildes sowie des Gangbildes beginnt. Es müssen vier räumliche Dimensionen erfasst werden. Die Frontalachse gibt Aufschluss über Valgus- oder Varusabweichungen, die Sagittalachse zeigt Abweichungen in der Ante- bzw. Rekrvation auf, die Longitudinalachse lässt Translationsabweichungen erkennen und schließlich sind Abweichungen in der Länge sowie Torsionsabweichungen zu notieren. Weist der Patient Beinlängendifferenzen auf, sollte nicht nur die untere Extremität sondern auch der Oberkörper entkleidet sein, um die Lage des Beckens und der Wirbelsäule beurteilen zu können.

Grundlage einer Beurteilung der Gesamtbeinlänge stellt die Gesäßfalte da, die sehr sensitiv einen Schiefstand des Beckens anzeigt. Um das Ausmaß einer Längendifferenz zu messen, ist es sinnvoll, unter das kürzere Bein so viele Ausgleichsbrettchen (mit der Stärke 1 cm) zu legen bis die Gesäßfalten symmetrisch erscheinen. Hierbei ist darauf zu achten, ob die bei Beckenschiefstand meist auftretende Skoliose sich durch das Herbeiführen des Beckengeradstandes ausgleichen lässt. Bleibt die Skoliose erhalten, so spricht man von einer fixierten Skoliose. Die Beurteilung von Längendifferenzen der einzelnen Segmente lässt sich im Stehen nur sehr ungenau vornehmen. Eine zweckmäßige Methode zur Einschätzung von Längendifferenzen der Oberschenkel ist durch die Aufsicht von oben auf beide Patellae des an der Kante der Untersuchungsliege sitzenden Patienten möglich. In Bauchlage bei 90° abgewinkelten Unterschenkeln ist eine Beurteilung der Unterschenkellänge möglich.

Die klinische Beurteilungen von Beintorsionen an der unteren Extremität setzt mehrere Dinge voraus, um ein ansatzweise bewertbares Ergebnis zu erzielen. So muss eine seitengleiche Beweglichkeit der benachbarten Gelenke genauso wie ein stabiler Bandapparat an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk gegeben sein. Eine erste grobe Orientierung erfolgt an dem in Rückenlage liegenden Patienten. Die Fußposition gibt bei dem völlig entspannten Patienten erste Hinweise über die Torsionsverhältnisse. Durch aktive und passive maximale Innen- bzw. Außendrehung werden Seitenunterschiede zum Teil noch deutlicher.

Eine Beurteilung der Oberschenkeltorsion ist zum Beispiel möglich, indem man den Patienten bittet, sich mit im Knie 90°-abgewinkelten Unterschenkeln in Bauchlage auf die Untersuchungs- liege zu legen. Lässt der Patient nun die Unterschenkel in dieser Position nach außen kippen, indem er in der Hüfte eine Rotation vornimmt, werden Torsionsunterschiede sichtbar. Eine Bewertung der Außentorsion durch Überkreuzen der Unterschenkel in gleicher liegender Position ist durch den Weichteilmantel der Unterschenkel erschwert, mitunter gar nicht möglich.

Um die Unterschenkeltorsion beurteilen zu können, muss sich der Patient wieder in sitzende Position begeben und die Beine senkrecht hängen lassen. Sind die Füße rechtwinklig im Sprunggelenk gebeugt, dienen diese als Zeiger, an denen man bei Draufsicht von oben die Torsion beurteilen kann. Verbessern lässt sich auch hier die Aussagekraft der ersten Beurteilung durch eine aktive und passive maximale Außen- bzw. Innendrehung. Alternativ hierzu kann bei dem Patienten in Bauchlage mit 90°-Beugung im Kniegelenk die Torsion - ebenfalls unter Zuhilfenahme der Füße als Zeiger - abgelesen werden.

Ein weiterer wichtiger Teil der klinischen Untersuchung ist die Beurteilung des Gangbildes. Hier zu nennen ist u.a. das Trendelenburg-Hinken, welches durch eine Insuffizienz der Musculi gluteus medius und minimus verursacht wird (siehe auch die Ausführungen zum Thema Auffälligkeiten des Gangbildes im Kapitel 2.2.2).

Franzreb veröffentlichte 1995 eine Studie [17], die sich mit der Wertigkeit der klinischen Untersuchung befasst. Er objektiviert dies durch Vergleich der Ergebnisse der klinischen Untersuchung mit den als exakt angenommenen Werten der Computertomographie. Bei der Bestimmung der Torsionsverhältnisse von Ober- und Unterschenkel kommt er zu folgendem Resultat: mittlerer Messfehler 8,1°, Standardabweichung 9°, maximale Abweichung beider Messungen 51°. Die Ergebnisse für die Oberschenkel-Torsion waren deutlich schlechter als die für den Unterschenkel, bei denen immerhin bei 87% der Messungen ein Fehler unter 10° auftrat.

Die Aussagekraft der klinischen Beinlängenmessung stuft Franzreb deutlich höher ein und erreicht in 83% der Untersuchungen einen Messfehler von weniger als 1 cm.

3.2 Apparative Untersuchung

3.2.1 Konventionelle Röntgenaufnahmen

Die Radiologie stellt neben der klinischen Untersuchung die wichtigste Säule der Analyse der Beingeometrie da. Für die untere Extremität werden Röntgenaufnahmen in der Frontalebene (anterior-posteriorer Strahlengang) und in der Sagittalebene (seitlicher Strahlengang) durchgeführt. Für die wirkliche ap-Projektion muss das Knie reproduzierbar ausgerichtet werden, Mangels sicher tastbarer Strukturen bedient man sich hierbei dem manuell palpablen Sesambein Patella.

Da es sich bei der Röntgenstrahlung um eine punktförmige Strahlenquelle handelt, sollte zur Vermeidung von Abbildungsfehlern der Zentralstrahl direkt auf den zu untersuchenden Teil des Körpers gerichtet sein (siehe auch Abb. 26). Vorteilhaft ist es auch, gerade bei der Abbildung größerer Körperregionen, einen möglichst großen Filmfokusabstand einzustellen, um einen weitestgehend parallelen Strahleneinfall zu erreichen. Generell sollte eine möglichst geringe Distanz zwischen Objekt und Filmfolie eingehalten werden, um den Projektionsfehler gering zu halten.

3.2.1.1 Lange Röntgen-Standbeinaufnahme (LRS)

Die konventionelle Röntgenstandbeinaufnahme ermöglicht das Bestimmen der Achs- und Gelenkwinkel sowie der mechanischen Belastungsachse des Beins (engl. Alignment). Begründet durch die punktförmige Strahlenquelle, die divergente Strahlen erzeugt, ist der - dem geometrischen Strahlensatz folgende - Projektionsfehler der Daten insbesondere beim Alignment zu beachten.

Die Durchführung der langen Aufnahme im Stehen ist aufwendiger als die CT-Technik. Bild 9 im Anhang 10.7 zeigt die nötige Apparatur, auf die sich der Patient stellt. Um Beinlängendifferenzen, die an einem Beckenschiefstand zu erkennen sind, auszugleichen, werden Plastikscheiben der Stärke 1 cm, die abwechselnd die Farbe rot und grau haben, unterlegt. Verifiziert wird dies durch Kontrolle des Beckengeradstandes, indem der Beckenkamm ertastet wird, was bei adipösen Patienten sehr schwierig sein kann.

Der nächste Schritt ist die korrekte Ausrichtung des Beines in der Frontalebene; hierzu wird von Paley [54] empfohlen, die Patella streng nach vorne mittig zu zentrieren. Für die langen Standbeinaufnahmen werden die radiologisch-technischen Assistenten daraufhin geschult, den Patienten mit geschlossenen Beinen auf der abgebildeten Apparatur zu positionieren. Hat der Patient

einen Torsionsdrehfehler nach innen oder außen, wird das zu einer lateralen oder medialen Stellung der Patella führen. Die korrekte Methode ist die Patella nach vorne mittig zu orientieren ohne Rücksicht auf die Fußstellung. Um die Patella in die gewünschte Stellung zu bringen, muss die Kniescheibe manuell in die gewünschte Stellung gebracht werden, ungeachtet der daraus resultierenden Fußstellung (siehe Abb. 8).

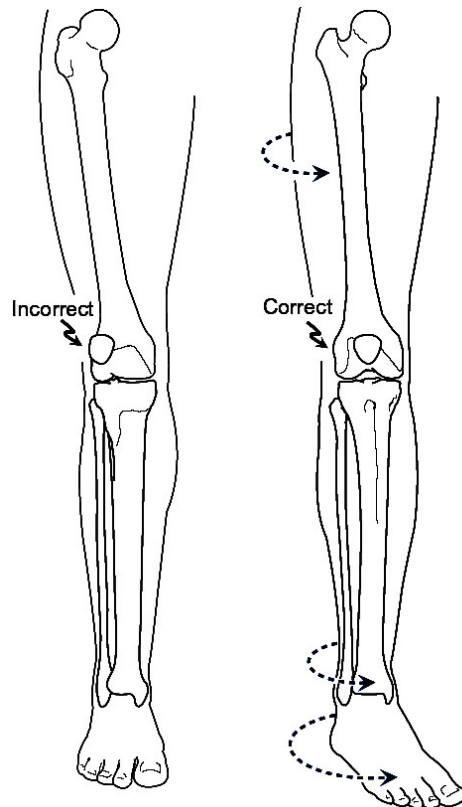


Abb. 8: Korrekte Ausrichtung der Beinachse, nach Paley [54]

Fehlermöglichkeiten ergeben sich, wenn der Patient eine lateralisierte oder fixierte Subluxation der Kniescheibe aufweist. In kompletter Extensionsstellung liegt die Patella zwischen den Femurkondylen, selbst wenn die Patella instabil ist. Trotzdem haben Patienten mit großer Valgusfehlstellung im distalen Femur eine deutliche laterale Patellsubluxation in voller Extensionsstellung. In diesen Fällen kann die Patella nicht als Orientierungspunkt für die Ausrichtung des Knies benutzt werden. Weil die Ebene des nach vorne orientierten Knies fast mit der Extension-Flexion-Achse übereinstimmt, kann diese benutzt werden, um das Bein in der Frontalebene auszurichten. Das Bein sollte so positioniert werden, dass die Ebene der Extension-Flexion-Achse senkrecht zum Strahlengang und damit parallel zum Film liegt. Hierzu wird der Patient aufgefordert, das Bein in Hüft- und Kniegelenk zu beugen, damit eine weitgehende Ausrichtung der Extension-Flexion-Achse in der Frontalebene erreicht wird.

Um zufrieden stellende Ergebnisse zu erzielen, ist sehr darauf zu achten, dass der Patient beim anschließenden Abstellen des Beines dieses nicht mehr verdreht. Die Ebene der Knie-Extension-

Flexion-Achse ist im Verhältnis zur Frontalebene ungefähr 3° außenrotiert (Hollister et al. [24]).

Eine an der Universität Yale durchgeführte anatomische Studie aus dem Jahre 1991 (Wright et al. [76]) untersuchte den Einfluss der Rotationsstellung des Beines auf die messbaren geometrischen Daten. Leichenbeine wurden mehrfach in unterschiedlicher Rotationsstellung geröntgt, die Bilder anschließend vermessen und die Daten miteinander verglichen. Man kam zu dem Ergebnis, dass eine Differenz von weniger als 10° Rotation des Femurs den Gelenkorientierungswinkel nicht signifikant ändert. Demzufolge sollten die gemessenen Winkel ungefähr gleich sein, unabhängig davon ob die Röntgenaufnahme exakt in der Frontalebene liegt oder senkrecht zur Knie-Extension-Flexion-Achse. Die an dieser Studie beteiligten Radiologen erreichten im Durchschnitt eine Genauigkeit bei der Ausrichtung des Beins in einem Bereich von $3,1^\circ$ um die gewünschte Position.

Abschließend ist darauf zu achten, dass der Patient mit beiden Fersen fest auf der Unterlage steht, möglichst mit gleichmäßiger Verteilung des Körpergewichts auf beide Füße und sich bis zur Durchführung der Aufnahme nicht mehr aus der eingestellten Position herausbewegt.

Für die Durchführung der langen Aufnahme im Stehen ist Erfahrung und viel Fingerspitzengefühl erforderlich. Der erste Schritt ist der Ausgleich der Beinlängendifferenz, die möglichst bereits vor der Aufnahme klinisch bestimmt wurde. Überprüft wird die Einstellung durch den Beckengeradstand, so wie bereits im vorherigen Kapitel genauer ausgeführt wurde. Unbedingt darauf zu achten ist, dass der Patient die Beine komplett durchgestreckt hat, weil es sonst zu Fehlinterpretationen auf dem Röntgenbild kommen kann. Sollte der Patient ein Streckdefizit auf einer Seite haben, kann als Behelfsaufnahme das andere Bein ebenfalls in eine leicht gebeugte Position gebracht werden.

Wichtigster Punkt in der Einstellung des Beines ist eine möglichst genaue Einstellung der Patella in der Frontalebene. Diese sollte, wie schon erwähnt, streng mittig nach vorne gestellt werden, wodurch die Kondylenhinterkante in der Frontalebene zum Liegen kommen soll. Weiterhin ist sicherzustellen, dass der Fuß komplett auf der Plastikplatte zum Stehen kommt, da es ansonsten zu erheblichen und leicht übersehbaren Fehlern in der Beurteilung der Beinlänge kommen kann. Dies ist besonders bei Patienten zu beachten, die massive Torsionsdrehfehler aufweisen, da es bei ihnen infolge der Patella-Einstellung zu unphysiologischen Stellungen des Fußes kommen kann. Bei der Stellung des Fußes ist ebenfalls darauf zu achten, dass er nicht durch röntgenundurchlässige Teile, z.B. der Halterung der Plastikplatten verdeckt wird, weil dies die Beurteilung des Fußes auf der Röntgenaufnahme - insbesondere die Stellung des oberen Sprunggelenks - stark erschweren, ja sogar unmöglich machen kann. Schließlich ist dafür zu sorgen, dass der Patient sich nach der Einstellung durch geschultes Personal nicht mehr bewegt, bis die Aufnahme durchgeführt wurde.

Adipöse Patienten sind eine besondere Herausforderung, weil bei ihnen durch den stark vergrößerten Weichteilmantel sowohl die Ausrichtung der Patella als auch die Beurteilung des Beckengeradstandes massiv erschwert sein kann. Aber auch das resultierende Röntgenbild ist durch die vermehrte Weichteilverschattung im Beckenbereich schwer beurteilbar.

Da die unterlegten Plastikbrettchen auf dem Röntgenbild nicht mehr abzählbar sind, ist es sehr wichtig darauf zu achten, dass die entsprechende Anzahl an unterlegten Brettchen mit Angabe der Seite auf der Aufnahme vermerkt wird, um eine spätere exakte Interpretation sicher zu stellen.

3.2.1.2 Zusatzaufnahmen

In Ergänzung der LRS sind gerade bei Korrekturosteotomien seitliche Bilder von Ober- und Unterschenkel zusätzlich erforderlich. Die Beurteilung der Re- bzw. Antekurvatur ist mitentscheidend für die Festlegung der Osteotomiehöhe. Auch für Korrekturoperationen mit Hilfe von Marknägeln ist Re- bzw. Antekurvatur wichtig, um zu sehen, welcher Nagel in den Markraum des Knochens am günstigsten angepasst werden kann.

3.2.2 Computertomographie

Das CT stellt in der modernen Chirurgie - insbesondere in der Unfallchirurgie bei der Versorgung von Polytraumen - ein wichtiges diagnostisches Hilfsmittel dar. Gerade bei der Erfassung der Beingeometrie liefert dieses System die am besten reproduzierbaren Daten, da es durch das Schnittbildverfahren die Beurteilung mehrerer Ebenen ermöglicht und so auch gute Aussagen über die Torsionsverhältnisse macht.

Bei der computertomographischen Untersuchung wird die darzustellende Körperregion von der Röntgenröhre zunächst linear abgetastet und dann kreisförmig umfahren und die Information der korrespondierenden Bildplatten durch ein Computerprogramm verarbeitet. Da Weichteile und knöcherne Strukturen gleichermaßen gut zu erkennen sind, hat sich die Computertomographie überall dort in der Orthopädie durchgesetzt, wo es um die Beurteilung von Lagebeziehungen zwischen diesen Strukturen geht. Dennoch ist die Indikation zur Computertomographie genau abzuwägen, da die Strahlenexposition für das einzelne Schichtbild etwa doppelt so hoch wie bei einer Übersichtsaufnahme des gleichen Körperabschnittes ist. Mittels neuerer Computerprogramme ist es heute auch möglich, die Datensätze aus der CT-Untersuchung so zu bearbeiten, dass dreidimensionale Bildrekonstruktionen möglich sind, was ein beliebiges Zerlegen und Drehen der Objekte auf dem Monitor ermöglicht. Wichtig ist diese Option bei der Darstellung komplexer anatomischer Strukturen wie Wirbelsäule, Becken, Hüfte, Schulter und Schädel, zunehmend aber auch bei der Darstellung komplexer Fehlstellungen der Extremitäten.

Bei der normalen Durchführung der CT-Untersuchung legt sich der an den Beinen entkleidete Patient auf den CT-Tisch. Aus technischen Gründen müssen die Füße im Gegensatz zum Ganzkörper-CT voran in die CT-Röhre geschoben werden. Ein fixiertes Einstellen der Füße ist dabei zunächst nicht möglich, so dass die Kondylenhinterkante z.T. über 45° von der Horizontalen abweicht. Auch die Stellung des Fußes ist nicht nur innen oder außen rotiert sondern meistens in einer mehr oder weniger starken Equinus-Stellung orientiert. Da aus dem CT nur die Torsionswinkel und die Absolutwerte der Beinlänge heraus gemessen werden, spielen diese für den normalen Stand unphysiologische Lage des Beines keine Rolle; für die restlichen Daten steht die lange Röntgenaufnahme im Stehen (LRS) zu Verfügung. Die normale CT-Diagnostik umfasst ein Beintopogramm und Schnitte über die drei Gelenke der unteren Extremität.

3.2.2.1 Topogramm

Das angefertigte Topogramm, auch Scoutview genannt, dient zur Festlegung der Bereiche, von denen Schnittbilder angefertigt werden sollen und bildet im Wesentlichen das Gleiche ab wie die Standbeinaufnahme. In der Regel werden 7 bis 13 Schnitte von der Hüfte, vom Knie und vom Sprunggelenk angefertigt. Wichtig ist hierbei, dass die Hüftköpfe deutlich zu sehen sind. Um die Beurteilung der Geometrie zu erleichtern, sollte möglichst das gesamte Becken abgebildet sein.

Aus dem Topogramm kann die exakte Länge von Ober- und Unterschenkel sowie die Gesamteinlänge bestimmt werden. Es muss lediglich darauf geachtet werden, dass die Beine komplett gestreckt sind, um Projektionsfehler zu vermeiden.

3.2.2.2 Schnittbilder

CT-Schnittbilder dienen bei der Analyse der Beingeometrie zum Bestimmen der Torsionsverhältnisse der unteren Extremität. Mit diesem Thema haben sich u.a. Rippstein [59] und Waidelich [72] eingehender befasst.

Rippstein veröffentlichte 1955 eine Arbeit, in der er eine Methode zur Messung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen vorstellt. Auch gibt er in seiner Arbeit einen Überblick über den bis dahin existierenden Wissenstand, in dem er bis auf Mikulicz zurückgeht. Mikulicz hatte bereits 1875 anhand von 120 Femora den durchschnittlichen Antetorsionswinkel mit $+12^\circ$ in einer Spanne von -25° bis $+37^\circ$ angegeben. Die wohl älteste Methode zur Bestimmung des Antetorsionswinkel geht auf Dreesmann [12] zurück, der mittels Palpation versuchte, eine Aussage über die Schenkelhalstorsion zu treffen.

Rippstein benötigt zur Berechnung des Torsionswinkels zwei Röntgenbilder. Zuerst wird eine Beckenübersichtsaufnahme mit gestreckten Hüftgelenken und den in Mittelstellung zwischen Innen- und Außenrotation befindlichen Oberschenkeln gemacht, aus der er den Schenkelhalschaftswinkel misst. Für die zweite Aufnahme wendet er eine Apparatur an, mit der das Bein im Hüft- und Kniegelenk rechtwinklig gebeugt und die Oberschenkel je um 20° abgespreizt gehalten werden kann. Der Zentralstrahl wird bei dieser Aufnahme auf die Symphysenmitte gerichtet; dieses Bild liefert dann den projizierten Antetorsionswinkel (AT-Winkel).

Mittels einer komplexen Formel bzw. einer Korrekturtabelle errechnet er aus diesen beiden gemessenen Winkeln den wahren Torsionswinkel.

$$\tan \alpha = \frac{\alpha_2 * \cos (\beta_2 - 90 - \gamma)}{\cos \beta_2 - 90} \quad (\text{Korrektur des gemessenen AT-Winkels})$$

α = reeller AT-Winkel

α_2 = gemessener AT-Winkel

β = reeller Schenkelhalsschaftwinkel ($\cot \beta = \cot \beta_2 * \cot \alpha$)

β_2 = gemessener Schenkelhalsschaftwinkel

γ = Abduktionswinkel der Oberschenkel (= 20°)

Die von Waidelich [72] entwickelte Technik zur Messung der Torsionsverhältnisse mittels der Computertomographie ist auch bekannt als die Ulmer-CT-Methode und stellt derzeit die Standardmethode zur Messung der Torsionswinkel dar. Um mit einer möglichst geringen Anzahl von Schichten gerade im strahlensensiblen Beckenbereich auszukommen, ist eine konstante und symmetrische bzw. seitenkongruente Lagerung erforderlich. Für die umgekehrte Lage des Patienten auf dem CT-Tisch (Füße voran) hat Waidelich eine Fußhaltevorrichtung benutzt, die in den Aufnahmebuchsen des Kopfhalters verankert werden konnte. Liegen posttraumatische bzw. schmerzbedingte Streckdefizite vor, ist dafür zu sorgen, dass das kontralaterale Bein ebenfalls in diese Beugstellung gebracht wird. Die anhand des Topogramms festgelegten Bereiche zur Schnittbilddiagnostik müssen im Becken das Hüftkopffzentrum und die Trochantera majora abgebildet werden. Der Bereich der Schnittbilder im Knie sollte 2 cm proximal des Kniegelenkspaltes in Höhe der maximalen dorsalen Ausbreitung der Femurkondylen beginnen [72, S.22]. Das distale Ende der Tibia sollte gemeinsam mit dem des Talusplateau abgebildet werden.

Waidelich legt folgende Achsen zur Bestimmung der Torsionsverhältnisse fest [72]: Die proximale Femurachse wird durch das Hüftkopffzentrum und den durch eine einhüllende Ellipse graphisch approximierten Flächenmittelpunkt des Trochanter major festgelegt. Als distale Femur- und proximale Tibiaachse wird die Kondylenhinterkanten-Tangente gewählt. Der Flächenmittelpunkt der Innenknöchelbasis und je nach Form des Flächenmittel- oder Halbierungspunkts der Incisura fibularis bilden die distale Tibiaachse. Aus diesen drei beschriebenen Achsen lassen sich die beiden Winkel für die Ober- bzw. Unterschenkeltorsion berechnen. Innentorsion und Innendrehfehler sind bei Waidelich als Negativwinkel, Außentorsion und Außendrehfehler als Positivwinkel definiert.

3.2.3 Sonographie

Im Bereich der unteren Extremität sind posttraumatische Drehfehlstellungen - vor allem nach intramedulärer Stabilisierung - nicht selten. Strecker publizierte 1996 eine Studie [69], in der er die Komplikationen nach intramedulärer Nagelung untersuchte. In seiner Studie wurden bei 26% der behandelten Patienten Torsionsdrehfehler von mehr als 15° nachgewiesen. Eine ähnliche Studie von Bräten [6] fand bei 19% der 110 mit einem Femurmarknagel behandelten Patienten ebenfalls einen Drehfehler von mehr als 15°. Auch die in der Kindheit auftretende Innenrotationsstellung des Fußes erfordert häufig orthopädisch-traumatologische Untersuchungen. Ursachen hierfür sind beispielsweise ein erhöhter Antetorsionswinkel des Femurs oder Torsionswinkelabweichungen des Tibiaschaftes.

Wie bereits ausgeführt stellt die klinische Untersuchung lediglich eine grobe Orientierung da, die sich keinesfalls mit den reproduzierbaren Daten der optimierten computertomographischen Messmethoden vergleichen lässt. Gerade aber im Kindes- und Jugendalter sind zum einen die hohe Sensibilität auf Bewegungen während der Untersuchung sowie die Abhängigkeit vom Untersuchenden und zum anderen die nicht vernachlässigbare Strahlenbelastung zu beachten. Eine Alternative zur LRS bzw. zur Computertomographie ist daher die Bestimmung der Beingeometrie mittels der Sonographie.

Die ersten Arbeiten im Jahre 1982 zur sonographischen Bestimmung der Torsionsverhältnisse an der unteren Extremität stammen von Moulton u. Upadhyay [48]. Mit der Messung der Beinlänge mittels Ultraschall haben sich zuerst 1988 Holst u. Thomas [25] beschäftigt. Von Nachteil war in diesen Studien vor allem die mangelhafte Reproduzierbarkeit im Vergleich zu den Ergebnissen des CT; auch hingen diese Techniken von der Lagerung des Patienten ab. Keppler stellte in einer Arbeit aus dem Jahre 1999 [36] ein neues sonographisches Messsystem vor, das erstmals die Bestimmung der Längen und Torsionen im Bereich der unteren Extremität in einem einzigen Untersuchungsgang unter voller Berücksichtigung der dreidimensionalen Beingeometrie erlaubt. Hierzu nutzte er ein Ultraschallgerät kombiniert mit einem Ultraschallortungssystem, welches über Referenzsensoren verfügte, die am Unterschenkel des Patienten befestigt wurden. Auf diese Weise macht das System das Untersuchungsergebnis sowohl unabhängig von der Patientenlagerung als auch unempfindlich gegenüber Bewegungen zwischen den einzelnen Messungen. Diese Eigenschaft zusammen mit der fehlenden Strahlenbelastung erhöht den Stellenwert der sonographischen Torsionswinkelbestimmung im Vergleich zum CT ganz erheblich.

Der Patient wird bei dieser Untersuchung in Rückenlage auf eine Spezialliege gelagert, um die vorher festgelegten knöchernen Strukturen an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk sonographisch darstellen zu können. Zur Bestimmung der Femurtorsion muss der Hüftkopf mit dem Trochanter major voll zur Darstellung kommen; hierzu wird der Schallkopf von ventral dem Schenkelhals

aufgesetzt und solange verschoben, bis diese Strukturen entsprechend beurteilbar sind. Als Referenz zur Berechnung der Torsion dienen die von dorsal im Querschnitt sonographisch abbildbaren Femurkondylen. Zur Längenmessung muss proximal der ventrale Acetabulumrand und distal auf Kniegelenksebene die Eminentia intercondylaris abgebildet werden. Die Eminentia intercondylaris stellt gleichzeitig den proximalen Bezugspunkt für die Messung der Tibialänge dar; als distalen Bezugspunkt nutzt man die distale Tibiakante. Die Hinterkantentangente der proximalen Tibia und die ventrale Gelenkfläche des Talus bilden den oberen Bezugspunkt der Tibia-torsionsmessung. Distal bedient man sich des ventralen oberen Sprunggelenkspaltes in Längsrichtung. Die Koordinaten zur Bestimmung der dreidimensionalen Schallkopfposition werden simultan mit dem Bildausdruck abgespeichert. Die sonographisch dargestellten knöchernen Strukturen dienen als Referenz- und Projektionsebenen, die sich beim stehenden Patienten mit hoher Genauigkeit in der Frontalebene befinden.

Keppler übertrug diese Bild- und Positionskoordinaten in eine Datenbank und berechnete hiermit Ober- und Unterschenkellänge sowie die Gesamtbeinlänge und die Torsionswinkel der unteren Extremität. Er gibt die Genauigkeit der computerisierten radiologischen Messmethoden bei der Längenmessung mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit von +/- 2 bis 3 mm und die Torsionswinkel-messung mit +/- 3,5° an. Bei seiner Studie an 45 Kindern lagen 89% der untersuchten Torsions-winkeldifferenzen am Oberschenkel innerhalb einer Abweichung von 5°. Zwischen den vorge-nannten Messmethoden am Unterschenkel war die Abweichung in 58% der Messungen kleiner als 5°. Bei der Längendifferenzbestimmung konnte am Oberschenkel eine Übereinstimmung der Messungen in 80% unter einer Abweichung von 0,5 cm festgestellt werden, am Unterschenkel lag bei 75% der Fälle die Differenz unter 0,5 cm, bei der Beinlängendifferenz war die Abweichung der Methode in 85% kleiner als 0,5 cm. Der mittlere Unterschied zwischen den Ultraschall-messungen von 2 Untersuchern war für die Torsionswinkelbestimmung des Femurs $0,1 \pm 2,5^\circ$. Bei der Beinlängenmessung betrug die mittlere Abweichung zwischen erstem und zweitem Untersucher $0,01 \pm 0,2$ cm. Für die Intraobserver-Variation ergaben die gemessenen Werte eine noch etwas höhere Übereinstimmung. Als Bezug dienten Keppler die Ergebnisse der in der Literatur als Ulmer Methode bezeichneten CT-Untersuchung von Waidelich et al. [72]. Keppler kommt damit zu dem Schluss, dass dieses sonographische Messverfahren eine zuverlässige Methode und Alternative zur computertomographischen Bestimmung der Beinlängen und Torsi-onsverhältnisse darstellt, die sowohl den Vorteil der fehlenden Strahlenbelastung bietet und gleichzeitig von Patientenbewegungen während der Untersuchung unabhängig ist.

Eine 1992 von Butler-Manuel et al. an 21 Patienten durchgeführte Studie [7] vergleicht die Ergeb-nisse der tibialen Torsion aus der Computertomographie mit denen der Sonographie. Die Autoren publizierten eine mittlere Abweichung von 1,6°. Dass diese Ergebnisse genauer sind als seine eigenen, begründet Keppler mit der Wahl der Bezugspunkte. Butler-Manuel et al. konnten Bezugspunkte wählen, mit denen genauere Ergebnisse möglich waren, die Keppler in seiner

Studie durch das Real-Time-Sonographieverfahren nicht ausreichend reproduzierbar darstellen konnte.

Keppler kommt schließlich zu der Aussage [36], dass mögliche Einsatzbereiche der Sonographie bei Kindern und Jugendlichen Verlaufskontrollen nach Frakturen, die Erfassung der Beingeometrie vor Korrekturosteotomien sowie die Qualitätskontrolle nach osteosynthetischer Versorgung von diaphysären Frakturen im Bereich der unteren Extremität sind.

4 Fragestellung

Vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Möglichkeiten der Analyse der Beingeometrie.

Es sollte die Frage geklärt werden, inwieweit die erhebbaren geometrischen Messungen aus der Langen Röntgenstandbeinaufnahme (LRS) einerseits und denen aus den CT-Topogrammen andererseits vergleichbare Daten liefern, wo sich signifikante Unterschiede abzeichnen und wie diese sich erklären lassen.

In einem ersten Schritt galt es zu zeigen, inwieweit bei ventral ausgerichteter Patella sowohl in der LRS als auch im CT die messbaren Daten konvergieren.

Da die reproduzierbare Ausrichtung der Beinachse mittels der Zentrierung der Patella einige Schwierigkeiten aufweist, war ein weiteres Thema dieser Arbeit, ob es mit Hilfe der CT-Technik möglich ist, die Kondylenhinterkante sinnvoll und reproduzierbar zur Ausrichtung der Beinachse zu nutzen. Dies sollte mittels einer hierfür speziell entwickelten Auflage für den CT-Tisch ermöglicht werden, auf der der Patient stabil gelagert werden kann, und es dadurch möglich ist, die Beine in einer exakt gewünschten Position auszurichten.

Im letzten Teil galt es zu zeigen, wo die Unterschiede in den geometrischen Daten aus einer LRS mit mittig zentrierter Patella und einem CT-Topogramm mit horizontal ausgerichteten Kondylenhinterkante liegen, und deren Ursachen zu diskutieren.

5 Material und Methode

Die vorliegende Studie sollte klären, welche Bedeutung das Einstellkriterium „Patella vorne“ der LRS bei der Bestimmung der Beingeometrie zukommt. Im Besonderen sollte geprüft werden, inwieweit dieses Einstellkriterium „Patella vorne“ in der Standbeinaufnahme durch die Ausrichtung der Kondylenhinterkante im CT ersetzbar ist. Im Gegensatz zur Patella entziehen sich die Femurkondylen durch den sie umgebenden Weichteilmantel einer manuellen Beurteilung. Mittels des Schnittbildverfahrens der Computertomographie ist jedoch eine Beurteilung der Kondylenhinterkante möglich.

Um die Bedeutung der LRS - insbesondere vor dem Hintergrund der CT-Diagnostik - zu hinterfragen, wurde an einem Kollektiv von 20 Patienten, bei denen sowohl im CT-Topogramm als auch in der LRS die Patella mittig zentriert war, eine vergleichende Auswertung der Beinlängen, der mechanischen Achse und fünf ausgewählten Gelenkwinkel durchgeführt (Kap. 5.1).

Zur parallelen Ausrichtung der Kondylenhinterkante im CT wurde eine spezielle Tischauflage konstruiert, mit deren Hilfe durch Ausrichtung der Kondylenhinterkante die Beingeometrie von 52 Patienten vermessen und ausgewertet wurde (Kap. 5.2).

Abschließend wurde ein analytischer Datenvergleich zwischen den Messergebnissen aus den gewonnenen CT-Topogrammen (mit horizontal ausgerichteten Kondylenhinterkanten) und den entsprechenden LRS (mit ventral zentrierter Patella) erstellt (Kap. 5.3).

5.1 Vergleichende Längen-, Achsen- und Winkelvermessungen bei ventral ausgerichteter Patella in CT-Topogrammen und LRS

Um eine konkrete Aussage über die Vergleichbarkeit der messbaren geometrischen Daten aus konventionellen Röntgenstandbeinaufnahmen und CT-Topogrammen zu machen, mussten vergleichbare Bilder vorliegen. Vergleichbar hieß, dass sowohl in der LRS als auch im CT-Topogramm die Patella mittig zentriert war und somit davon ausgegangen werden konnte, dass in beiden Aufnahmen die knöchernen Strukturen in gleicher Rotationsstellung abgebildet wurden.

Es wurden hierzu alle Datensätze aus einem umfangreichen Bildarchiv nach den vorgenannten Kriterien gesichtet. Da bei der CT-Diagnostik der Stellung der Patella keine Beachtung geschenkt wurde, wiesen von den über 600 untersuchten Patienten lediglich 20 eine weitgehende gleich mittig zentrierte Patella sowohl in der LRS als auch im CT auf. Dieses wurde objektiviert, indem die Abstände der Patellaränder zum jeweiligen Rand des medialen oder lateralen Epicondylus aus dem CT-Topogramm gemessen und mit den jeweiligen Ergebnissen der LRS verglichen wurden. Danach wurden jeweils das CT-Topogramm und die LRS komplett nach dem Auswerteschema (siehe Formular 2 im Anhang 10.6) analysiert.

Folgende geometrischen Werte wurden verglichen:

- > die Länge der einzelnen Beinsegmente,
- > die Mikulicz-Linie und
- > fünf ausgewählte Gelenkwinkel.

5.1.1 Untersuchungsmaterial

Das Datenmaterial für die vergleichende Auswertung der CT-Topogramme und der LRS stammen aus einem Pool von etwa 600 Patienten, die in den Jahren 2000 bis 2004 in der Spezialsprechstunde für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik München vorstellig wurden. Aus den Daten dieses Patientenpools wurde die Stellung der Patella im CT-Topogramm und LRS entsprechend den Angaben in Kapitel 5.1 bzw. Tabelle 3 in Anhang 10.1 vermessen. Es konnten 20 Patienten ausgewählt werden, bei denen die Lage der Patella weitgehend sowohl im CT-Topogramm als auch in der LRS mittig zentriert abgebildet wurde.

Es handelte sich um 10 weibliche und 10 männliche Patienten. Der Altersdurchschnitt der 10 weiblichen Patienten lag bei 35,6 Jahren (15 – 52 Jahre), bei den 10 männlichen Patienten lag er bei 27,4 Jahren (17 – 48 Jahre). Der Gesamaltersdurchschnitt dieser 20 Probanden lag bei 31,5 Jahren (15 – 52 Jahre).

Die erhobenen Diagnosen bzw. berichteten Krankengeschichten des gesamten Patientenkollektivs lässt sich in vier unterschiedliche Kategorien aufgliedern; die in Klammern dahinter angegebenen Zahlen beziehen sich auf die 20 ausgewählten Patienten:

- > angeborene Fehlbildungen (1m, 7w)
- > wachstumsbedingte Fehlbildungen ohne Trauma (0m, 2w)
- > wachstumsbedingte Fehlbildungen nach Trauma (5m, 1w)
- > kosmetische Anliegen (0m, 0w).

Bei 4 der 10 männlichen Patienten ließ sich keine Diagnose eruieren.

5.1.2 Auswertung methodisch

Die digitale Röntgentechnik ermöglicht es mit Hilfe der von Agfa entwickelten Impax-Software die geometrischen Daten präzise und reproduzierbar zu erfassen. Das Impax-System verfügt über zahlreiche Tools wie beispielsweise eine Lupe, mit der man Ausschnitte des Röntgenbildes beliebig vergrößern kann, oder ein Tool zur Änderung des Bildkontrasts, welches die Festlegung von bestimmten Knochengrenzen und -übergängen deutlich erleichtert. Des Weiteren sind die Winkelmessfunktion und die Linealfunktion von hohem Wert, die nach dem Einzeichnen von Hilfslinien im Bild den genauen Längen- oder Winkelwert angeben. Neben diesen erwähnten Hilfsmitteln gibt es noch eine Vielzahl weitere Funktionen, die aber im Bereich dieser Studie von untergeordneter Rolle waren.

Um dieses präzise Messsystem effektiv nutzen zu können, sind klar definierte Messpunkte Voraussetzung. Bei der Messung der Beinlängen ist der obere Messpunkt der Apex der Rundung des Hüftkopfs. Am distalen Femur bedient man sich dem Mittelpunkt der Hilfslinie, die tangential die Femurkondylen berührt. Dieser Mittelpunkt dient gleichzeitig als proximaler Messpunkt für die Unterschenkel-Längenmessung. Am unteren Ende der Tibia ist die Tangente an die Talusrolle als Endpunkt definiert. Aus diesen drei Punkten ist nun mit Hilfe der Linealfunktion sowohl die Ober- und Unterschenkel-Länge als auch zwischen dem oberen und unteren Messpunkt die Gesamtbeinlänge messbar. Für die Mikulicz-Linie dient proximal der Mittelpunkt des Hüftkopfs und distal die Mitte der tibialen Gelenkfläche des Sprunggelenks. Bei Abweichung der Mikulicz-Linie vom Zentrum des Knies nach lateral wurde der Wert mit einem Plus-Vorzeichen versehen, bei Abweichung nach medial mit einem Minus-Vorzeichen.

Zur Messung der Winkel wurde die Nomenklatur von Paley [54] benutzt, die bereits in Kapitel 2.1.1.2 genauer dargestellt wurde. Für diese Studie wurden fünf Winkel ausgewählt, die wie folgt definiert sind:

1. CCD (Caput-Collum-Diaphysen-Winkel, Norm: 124° - 136°) oder auch Schenkelhalswinkel genannt; seine Schenkel sind zum einen durch den Mittelpunkt des Hüftkopfs und der Mitte des Schenkelhalses und zum anderen durch die anatomische Achse des Femurs definiert.
2. aLDFW (anatomischer lateraler distaler Femur-Gelenk-Winkel, Norm: 79° - 83°), der ebenfalls die anatomische Achse des Femurs nutzt und durch die Tangente an die Femurkondylen festgelegt ist (Abb. 5).
3. mLDFW (mechanischer lateraler distaler Femur-Gelenk-Winkel, Norm: 85° - 90°), der wie der aLDFW durch die Tangente definiert wird; als zweite Linie dient die mechanische

Achse des Femurs durch das Hüftkopfbereich und die Mitte der Kondylentangente (Abb. 4).

4. MPTW (medialer proximaler Tibia-Gelenk-Winkel, Norm: 85° - 90°) definiert durch die Tangente an das Tibiaplateau und die anatomische bzw. mechanische Achse der Tibia (Abb. 4 und 5).
5. LDTW (lateral distaler Tibia-Gelenk-Winkel, Norm: 86° - 92°) definiert durch die gemeinsame anatomische bzw. mechanische Achse der Tibia und die distale Gelenkfläche der Tibia (Abb. 4 und 5).

5.1.3 Statistikmethode

Zur Überprüfung der Ergebnisse der vergleichenden Längen-, Achsen- und Winkelmessungen wurden diese zunächst deskriptiv dargestellt. Im Weiteren wurde statistisch geprüft, ob sich zwischen den Wertepaaren aus LRS und CT signifikante Unterschiede und Differenzen herausfinden lassen. Nachdem keine Normalverteilung der erhobenen Daten vorlag, kam der ANOVA-Post-Hoc-Test zur Anwendung, der mit der Bonferroni/Dunn-Korrektur kombiniert wurde. Die erhobenen Parameter wurden auf ein Signifikanzniveau von 5 % getestet.

Die graphische Darstellung der Abweichungen von den Mittelwerten erfolgte mittels Box Plot und Balkendiagrammen (siehe Kapitel 6.1). Für die Erstellung dieser Statistik wurde die „Statview-Software für Windows“ vom SAS Institute Inc. Copyright© 1992-1998, Version 5.0.1 eingesetzt.

5.2 Experimentelle Ausrichtung der Kondylenhinterkante in der Frontalebene

Das CT-Topogramm als Grundlage zur Analyse der Beingeometrie zu nutzen ist an die Etablierung neuer Einstellkriterien im CT gebunden. Zwei Gesichtspunkte sind hierbei von Bedeutung: Zum einen die Frage, wie der Einfluss der fehlenden Belastung durch das Körpergewicht im Liegen auf die mechanische Achse (Alignment) zu beurteilen ist, und zum anderen, welche Abweichungen sich bei der geometrischen Vermessung der Beine ergeben, wenn man nicht die Patella nach vorne sondern die Kondylenhinterkante horizontal ausrichtet.

Als Summationsbild kann die LRS keine Aussage über die Stellung der Kondylenhinterkante machen. Das CT bietet dagegen durch das Schnittbildverfahren die Möglichkeit, die Lage der Kondylenhinterkante zu beurteilen. Um die Femurkondylen im CT entsprechend einstellen zu können, war die Konstruktion einer speziellen Auflage für den CT-Tisch nötig, mit der das Bein in jeder gewünschten Position fixiert werden konnte.

5.2.1 Technischer Aufbau

Die nachfolgend beschriebene Apparatur wurde angefertigt, um die Beine des Patienten während der CT-Untersuchung zu fixieren und die Kondylenhinterkante genau in der Horizontalen auszurichten.

Grundgerüst der CT-Tischauflage ist eine PVC-Platte in den Maßen 250 cm x 55 cm x 1 cm. An der einen Seite sind eine Kopfauflage und zwei verstellbare Halterungen für die Schultern angebracht. Diese Halterungsblöcke bestehen ebenfalls aus PVC; sie wurden so ausgefräst, dass sie sich der anatomischen Struktur der Schultern weitgehend anpassen. Um die Vorrichtung den verschiedenen Schulterbreiten anpassen zu können und gleichzeitig ein komfortables Liegen zu ermöglichen, war es nötig, diese Halterungen verstellbar zu konstruieren. Diese Notwendigkeit wurde mit einem Langloch gelöst, welches ein stufenloses Einstellen der Halterungen mit einem Innenabstand zwischen 15 cm und 26 cm ermöglicht und damit auf jede Schulterbreite anpassbar ist (siehe Abb. 9).

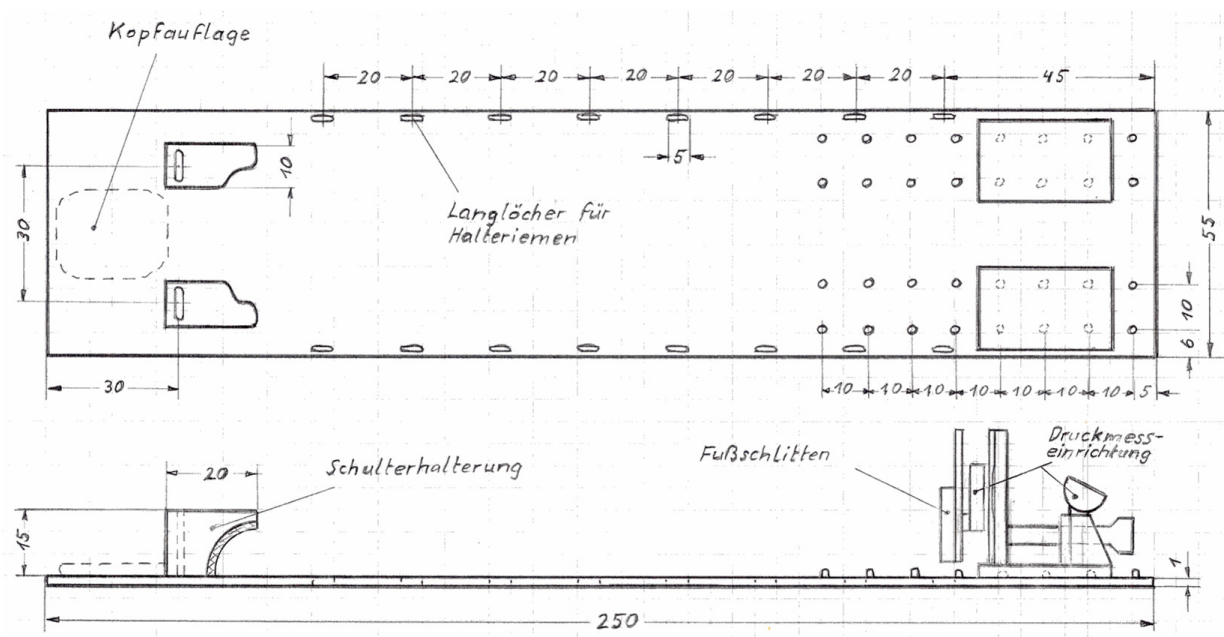


Abb. 9: Konstruktionszeichnung der CT-Tischauflage (Maße in cm)

Zum Ausgleich der Beinlängen sind am anderen Ende der Tischauflage Fußschlitten angebracht. Hierbei ist es wichtig, dass diese Vorrichtungen einerseits die Füße des Patienten sicher und stabil halten und andererseits die Option zur kontrollierten, einstellbaren Rotation der Beine erhalten bleibt. Da Patienten teilweise eine erhebliche Beinlängendifferenz aufweisen, war es nicht möglich, einen gemeinsamen Schlitten für beide Füße zu bauen, sondern es musste für jedes Bein ein separater Halterungsschlitten angefertigt werden. Die Fußschlitten bestehen aus einer PVC-Basisplatte der Maße 30 cm x 18 cm.

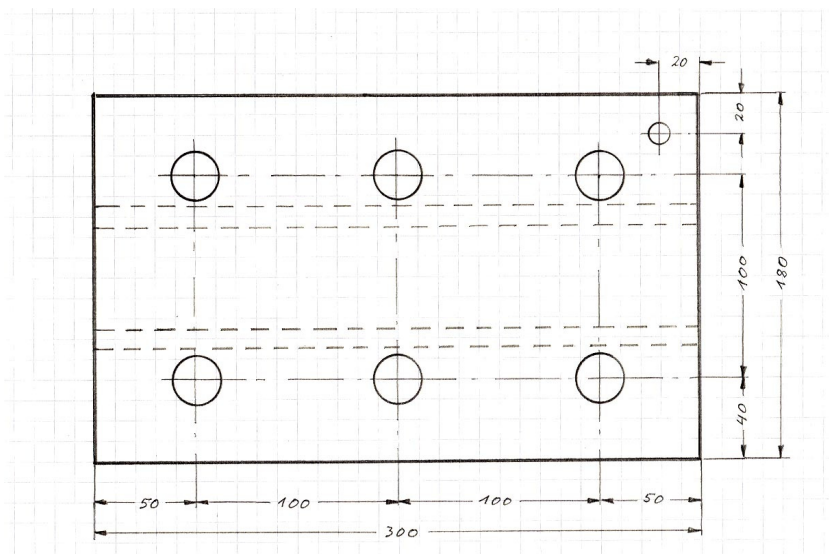
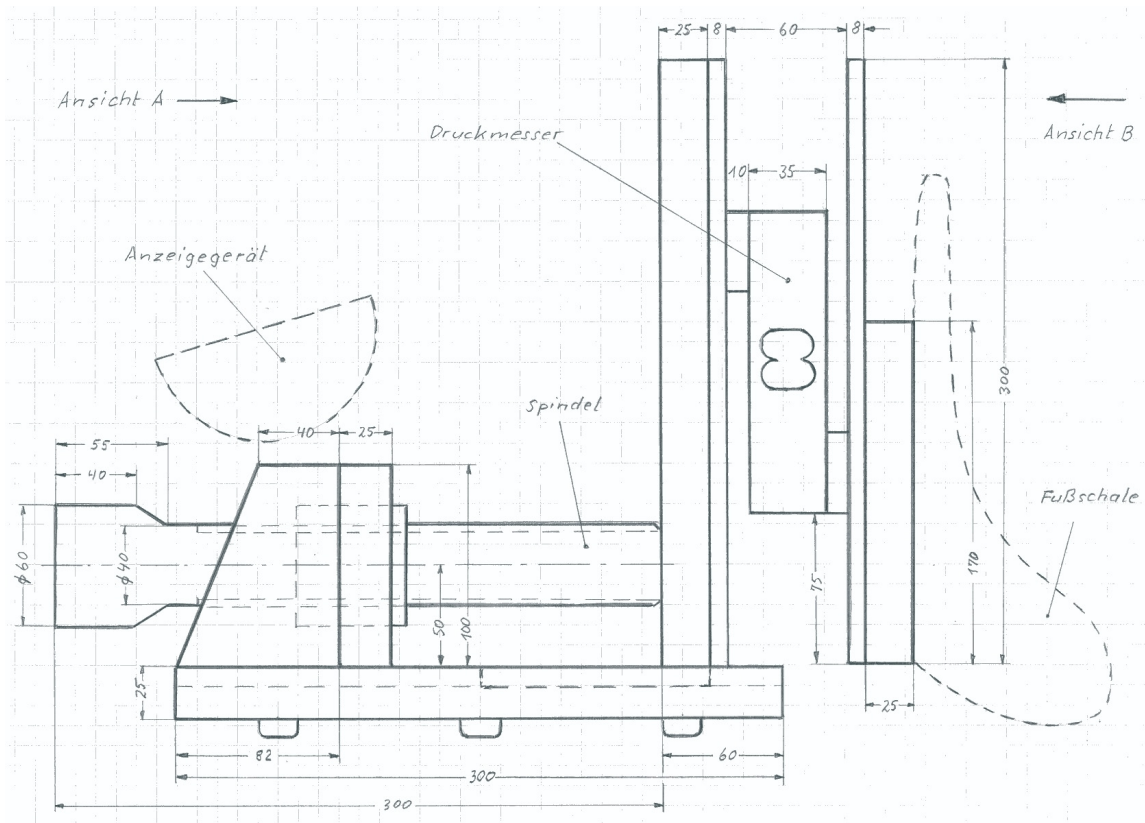


Abb. 10: Konstruktionszeichnung des Fußschlittens (Maße in mm)

In die Basisplatte ist eine Gleitschiene gefräst, die ein kontinuierliches Gleiten des Schlittens ermöglicht. Am vorderen Ende eines jeden Schlittens ist eine 18 cm x 30 cm x 2,5 cm große PVC-Platte senkrecht angebracht, die zur Aufnahme und Befestigung von Druckmessern dient. Diese Druckmesser wurden von der Firma Secca für diese Studie angefertigt und bestehen aus zwei Aluplatten der Maße 18 cm x 30 cm x 0,8 cm, die im Abstand von 6 cm über den Drucksensor verbunden sind (siehe Abb. 10).

An der gegenüberliegenden Seite der Druckmesser befindet sich jeweils die Vorrichtung für die Einstellung der Beinrotation. Das Prinzip dieses Mechanismus ist der Schemazeichnung in Abb. 11 zu entnehmen. An die Winkelplatte ist die Halterung für den Fuß angebracht, für welche eine Fußschale aus Plastik verwendet wird, die im normalen Gebrauch als Laufsohle für einen Gehgips dient. Der Fuß wird mittels eines Klettbandes in dieser Laufsohle fixiert. Bewegt wird dieser Schlitten durch eine aus Plastik geschnittene Gewindestange mit einem Durchmesser von 4 cm und einem maximalen Hub von ca. 15 cm. Gegengelagert ist diese Spindel in einer Halterung im hinteren Drittel der Fußplatte. Auf diesem Gegenlager ist eine Gradanzeige für die Fußstellung angebracht.

Grundsätzlich wäre es möglich, mit den Spindeln der Fußschlitten Druck auf die Beine auszuüben und in Kombination mit den Druckmessern eine Belastung entsprechend des Körpergewichts zu simulieren. Es schien aber zweckmäßiger, die Druckmesser lediglich zur Stabilisierung der Beine zu nutzen (Begründung siehe Kapitel 7.1), indem eine seitengleiche geringe Belastung erzeugt wurde (siehe hierzu auch die Bilder 1 bis 4 im Anhang 10.7).

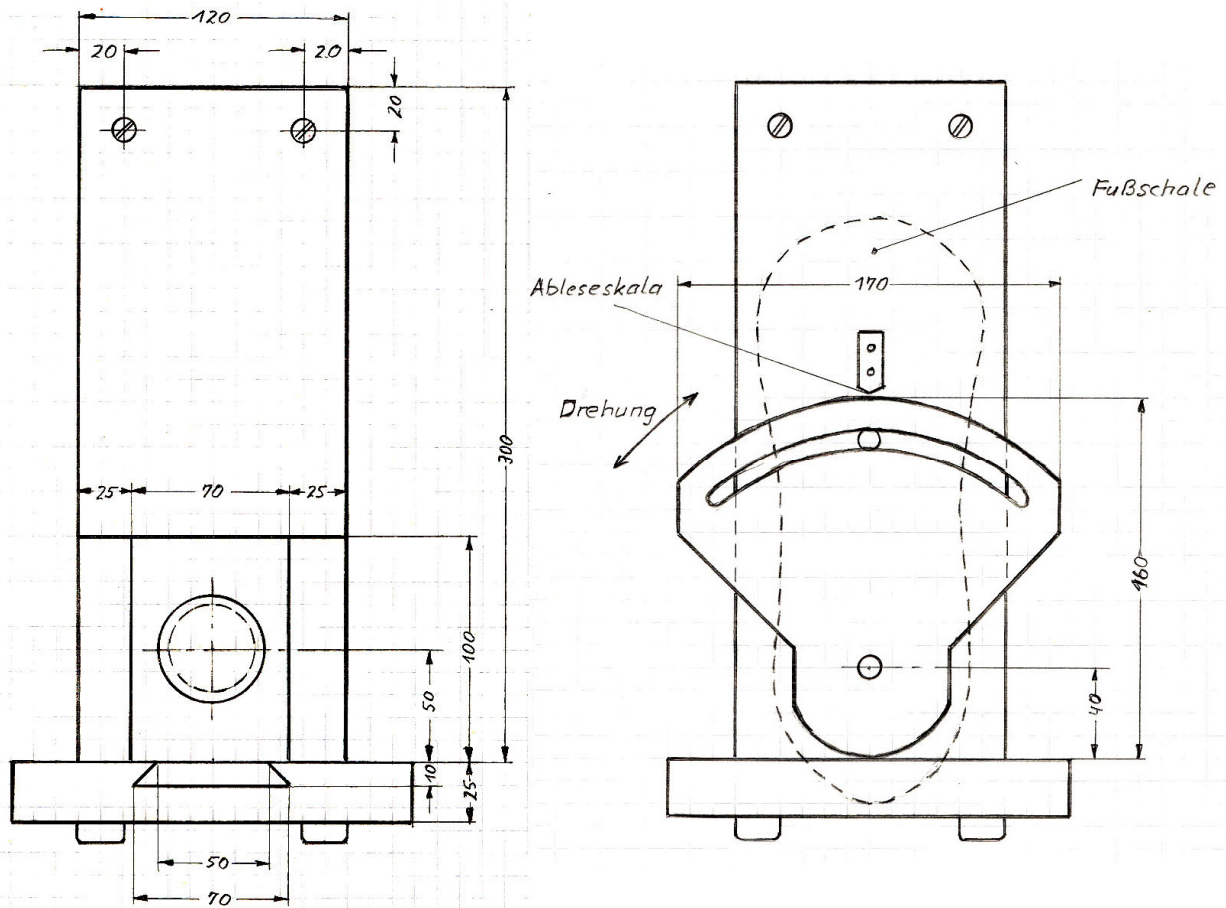


Abb. 11: Konstruktionszeichnung der Schiebe- und Drehkonstruktion (Maße in mm)

An der Unterseite der Basisplatte sind in zwei Reihen je drei 2 cm lange zylindrische Stifte im Abstand von 10 cm angebracht, die formschlüssig in entsprechende Löcher auf der großen Liegeplatte aufgesetzt werden können und damit die Fixierung der Fußgestelle ermöglichen. Zusätzlich zu diesem Halterungsmechanismus verfügen die Fußhalterungen vorne medial über einen Riegel, mit dem die Halterung zusätzlich verriegelt und ein Wegrutschen der Fußhalterung bei eventuell größerer Belastung verhindert werden kann.

Am Rand der Grundplatte sind zwischen den Schulterteilen und den Fußhalterungen jeweils acht schmale Langlöcher 0,5 cm x 5 cm paarweise im Abstand von 20 cm angeordnet. Durch diese Löcher können Klettverschlussgurte eingelegt werden, die ein stabiles Fixieren des Patienten ermöglichen. Die unteren drei Löcher sind für paarige Gurte konstruiert, d.h. es befinden sich in der Mitte der Platte zusätzlich je zwei Langlöcher, um die Beine einzeln fixieren zu können.

5.2.2 Anwendung der CT-Auflage

Zu Beginn der Untersuchung wird die CT-Auflage auf den CT-Tisch gelegt und der Größe des Patienten entsprechend vorjustiert. Der an den Beinen entkleidete Patient legt sich auf die Auflage. Als erstes werden die Schulterteile der Größe des Patienten angepasst. Beinlängendifferenzen werden ausgeglichen, indem die Fußhalterungen separat auf die CT-Auflage aufgesetzt und mit dem Riegel fixiert werden. Ist die Position der Fußhalterungen korrekt vorjustiert, wird der Fuß mit dem Klettverschlussband fixiert und die Feinabstimmung der Körpergröße mit den Gewindestabspindeln vorgenommen, bis ein gleichmäßiger Druck von ca. 10 kg je Bein erreicht ist.

Der nächste Schritt ist die Grobeinstellung der Beinachse unter Zuhilfenahme der manuell palpablen Patella. Danach wird nochmals geprüft, ob der Patient mit den Schultern fest in den Halterungen liegt, und es werden die Beingurte angebracht, um das Bein zu stabilisieren. Nach der Einstellung wird der Patient gebeten, sich nicht mehr zu bewegen, bis die Untersuchung durchgeführt ist.

Ist die CT-Spirale über das Knie geführt worden, wird am PC mithilfe der Impax-Software der Winkel vermessen, um den die Kondylenhinterkante von der Horizontalen abweicht. Mit diesen ermittelten Werten werden die Beine nun entsprechend gedreht, um die Kondylenhinterkanten möglichst exakt in der Horizontalen auszurichten (siehe hierzu auch die Bilder 5 bis 8 im Anhang 10.7).

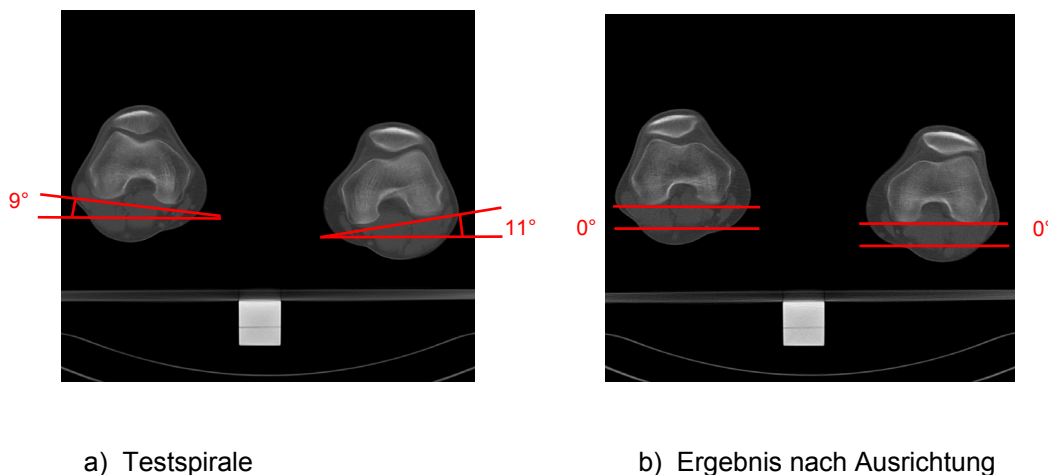


Abb. 12: CT-Bildersatz vor und nach Ausrichtung der Kondylenhinterkante

Im optimalen Fall entstehen zwei Bilder der Kondylenhinterkante (Abb. 12). In Abb. 12 a ist das Ergebnis der Testspirale mit mittig zentrierter Patella dargestellt. Sehr gut zu sehen ist hier die Abweichung der Kondylenhinterkante um etwa 10 Grad, was weitgehend dem von Knüllig [38]

beschriebenen Wert von 10,8 Grad entspricht. Abb. 12 b zeigt das Ergebnis nach der Korrekturdrehung der Beine, indem sowohl links als auch rechts die Kondylenhinterkante exakt in der Horizontalen ausgerichtet wurden.

5.2.3 Untersuchungsmaterial

Im Laufe des Jahres 2004 wurde bei 52 Patienten aus der Spezialsprechstunde für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie die Beingeometrie mittels der neuen CT-Auflage untersucht und ausgewertet (siehe Tab.13 in Anhang 10.3).

Der Altersdurchschnitt der 20 männlichen Patienten lag bei 31,0 Jahren (17 - 63 Jahre), der bei den 32 weiblichen Patienten lag bei 28,2 Jahren (13 – 67 Jahre). Der Gesamaltersdurchschnitt der 52 Personen ergab 29,3 Jahre (13 – 67 Jahre).

Bei insgesamt 26 Patienten waren angeborene Wachstumsstörungen diagnostiziert; dies entsprach einem Anteil von 50,0 % (7m, 19w). Die Ursachen dieser angeborenen Störungen wurden nicht weiter aufgeschlüsselt.

Der Anteil an erworbenen Fehlstellungen lag bei 19,2 % (2m, 8w). Zwei aus Afrika stammende Patientinnen hatten eine abgelaufene Poliomyelitisinfektion. Eine Patientin erlitt nach einer Extensionsbehandlung eine Hüftkopfnekrose. Zwei Patientinnen zogen sich im Kindesalter eine Virusinfektion zu, die in einem Fall zu einer Wachstumsstörung und einer peripheren Lähmung und im anderen Fall durch den Kniebefall zur Hypoplasie der rechten unteren Extremität führte. Ein Patient musste wegen eines Hämangioms bestrahlt werden, was zu einer Schädigung einer Wachstumsfuge am linken Oberschenkel führte. Die mit 67 Jahren älteste Patientin hatte einen degenerativen Meniskusschaden; die mit 13 Jahren jüngste Patientin litt unter multiplen cartilaginären Exostosen. Bei einer weiteren Patientin hatte sich im Säuglingsalter eine Hüftgelenkdysplasie entwickelt und ein anderer Patient, der in die Studie aufgenommen wurde, hatte den Wunsch, sich seine Beingeometrie analysieren zu lassen, nachdem sein rechtes Bein im Jahre 2000 mit einem Distraktions-Marknagel verlängert worden war.

Der Anteil der Patienten, die wegen traumatisch bedingter Probleme an der unteren Extremität in die Sprechstunde vorstellig wurden, lag bei 23,1 % (9m, 3w); 7 Verkehrsunfälle (davon zwei mit Krafträdern), ein Skiunfall und vier Patienten, die lediglich von einem Beinbruch sprachen.

Eine 23-jährige Frau mit einer Körpergröße von 138 cm wurde untersucht, um die Körperproportionen nach einer möglichen kosmetischen Verlängerung zu klären.

In Bild 13 ist die prozentuale Verteilung der untersuchten Patienten auf die vier Diagnosekategorien grafisch dargestellt.

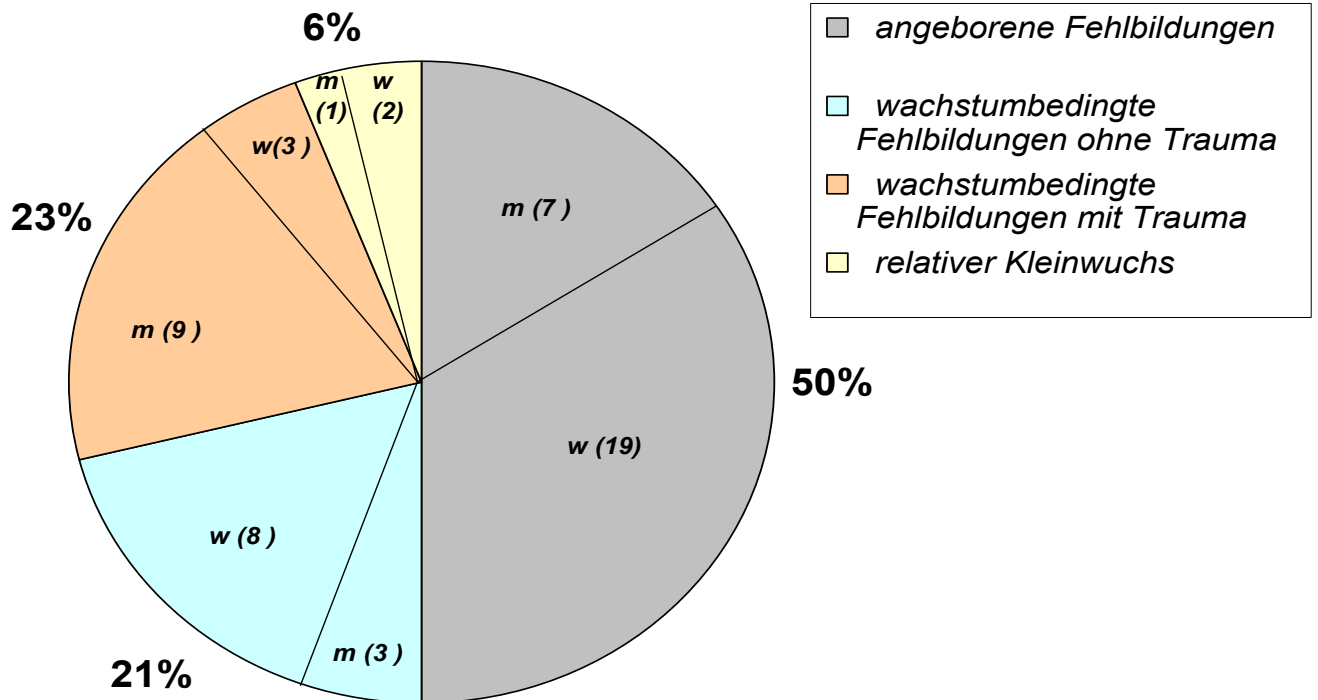


Bild 13: Prozentuale Verteilung nach Diagnosekategorien der 52 Patienten
(männlich 20, weiblich 32)

5.2.4 Auswertung methodisch

Die Auswertung der Schnittbilder sowie die Winkelmessung erfolgte ebenfalls mit der Software „Impax“ (siehe hierzu Kapitel 5.1.2).

Die Berechnung der Torsionsverhältnisse erfordert sowohl am Ober- als auch am Unterschenkel der Definition einer distalen und einer proximalen Orientierungslinie zur Winkelmessung. Als proximale Orientierungslinie wird die Schenkelhalsachse durch den Mittelpunkt des Kopfanschnittes und den Halbierungspunkt eines distalen Halsdurchmessers festgelegt. Hierbei ist zu beachten, je weiter die die Achse definierenden Punkte auseinander sind, desto exakter ist die Lage der Achse. Bei Beugung im Hüft- bzw. Kniegelenk misst man unter diesen Bedingungen fälschlicherweise einen zu kleinen Antetorsionswinkel, der je nach transversalem und axialem Abstand der Messpunkte in der Größenordnung der Hüftbeugung liegt. Als distale Femur- und proximale Tibiaachse wird die jeweilige Hinterbegrenzung der gelenknahen Metaphyse gewählt. Der Flächenmittelpunkt der Innenknöchelbasis und - je nach Form - der Flächenmittel- oder Halbierungspunkt der Incisura fibularis bilden die distale Tibiaachse. Die jeweiligen Flächenmittelpunkte ergeben sich aus einer die knöchernen Konturen einhüllenden Ellipse. Innentorsion und Innendrehabweichungen sind als Negativwinkel, Außentorsion und Außendrehabweichungen als Positivwinkel definiert (Waidelich et al. [72]).

Das Topogramm wird zur vergleichenden Längenmessung der jeweiligen Extremitätenabschnitte genutzt. Messpunkte am Oberschenkel sind der Apex der Hüftkopfkontur und der Mittelpunkt der Tangente an die distale Femurkondylenkontur. Am Unterschenkel sind es der Mittelpunkt der Tangente an die proximale Tibiakondylenkontur und der Mittelpunkt der distalen Tibiagelenkfläche bzw. der Tangente an die Talusrolle.

5.2.5 Statistikmethode

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgte deskriptiv graphisch mittels aus Microsoft Excel erstellten Balkendiagrammen (siehe Kapitel 6.2). Zusätzlich wurden die Mittelwerte, die Varianzen sowie die Standardabweichungen – gegliedert in drei Untersuchungsgruppen - errechnet und in der Tabelle 2 zusammengefasst.

5.3 Vergleichende Längen-, Achsen- und Winkelvermessungen bei ventral ausgerichteter Patella in der LRS und in der Frontalebene ausgerichteten Kondylenhinterkante im CT-Topogramm

Dieses Kapitel geht in ähnlicher Weise wie Kap. 5.1 auf die Vergleichbarkeit der messbaren geometrischen Daten aus LRS und CT-Topogrammen ein. Im Gegensatz zum Kap. 5.1 ist im CT-Topogramm aber nicht die Patella streng ventral zentriert sondern die Kondylenhinterkante in die Frontalebene ausgerichtet. Die restliche Methodik entspricht der im Kap. 5.1.

5.3.1 Untersuchungsmaterial

Das Datenmaterial für diese vergleichende Auswertung rekrutiert sich aus den in Kap. 5.2.3 aufgeführten Patienten. Ausgewählt wurden einzelne Beine, bei denen die Kondylenhinterkante exakt in der Frontalebene zur Abbildung kam; der gemessene Abweichungswinkel musste kleiner als 2° sein. Bei elf Patienten konnten sowohl das rechte als auch das linke Bein in die Studie aufgenommen werden; bei weiteren 12 Patienten entsprach entweder das rechte oder das linke Bein dem Einschlusskriterium, so dass insgesamt 23 Patienten mit insgesamt 34 Beinen in diesen Abschnitt aufgenommen wurden (siehe hierzu auch Tabelle 13 und 14 im Anhang).

5.3.2 Auswertung methodisch

Die Auswertung erfolgte entsprechend der im Kap. 5.1.2 beschriebenen Methodik.

5.3.3 Statistikmethode

Zur Überprüfung der Ergebnisse der vergleichenden Längen-, Achsen- und Winkelmessungen wurde für dieses Kapitel eine Statistik mit Hilfe der „Statview“-Software für Windows von SAS Institute Inc. Copyright© 1992-1998, Version 5.0.1 erstellt. Zunächst wurden die Ergebnisse deskriptiv dargestellt. Im Weiteren wurde statistisch geprüft, ob sich zwischen den Wertepaaren aus LRS und CT signifikante Unterschiede und Differenzen herausfinden lassen.

Da die Ergebnisse dieses Kapitels normalverteilt vorlagen, konnte ein T-Test für gepaarte Stichproben zur Anwendung kommen. Die erhobenen Parameter wurden auf ein Signifikanzniveau von 5 % getestet. Die graphische Darstellung der Abweichungen von den Mittelwerten erfolgte mittels Box Plot und Balkendiagrammen (siehe Kapitel 6.2.2).

6 Ergebnisse

6.1 Vergleichende Datenerhebung bei ventral ausgerichteter Patella in CT-Topogrammen und LRS

Das Balkendiagramm in Abb. 14 zeigt zum einen einen deutlichen Unterschied der gemessenen Beinlängen aus LRS und CT und zum anderen eine hohe Übereinstimmung der mechanischen Achsen aus beiden Bildformen. Des Weiteren sind in dieser Graphik die Ergebnisse der vergleichenden Winkelmessungen eingetragen. Deutlich erkennbar ist, dass diese fünf ausgewählten Winkel ein hohes Maß an Übereinstimmung aufweisen; dies drückt sich auch in der statistischen Auswertung aus.

Es ließ sich kein signifikanter Unterschied nachweisen, was durch die P-Werte der einzelnen Winkel ersichtlich wird:

CCD: $p = 0,2968$

aLDFW: $p = 0,8272$

mLDFW: $p = 0,5315$

MPTW: $p = 0,2451$

LDTW: $p = 0,1219$

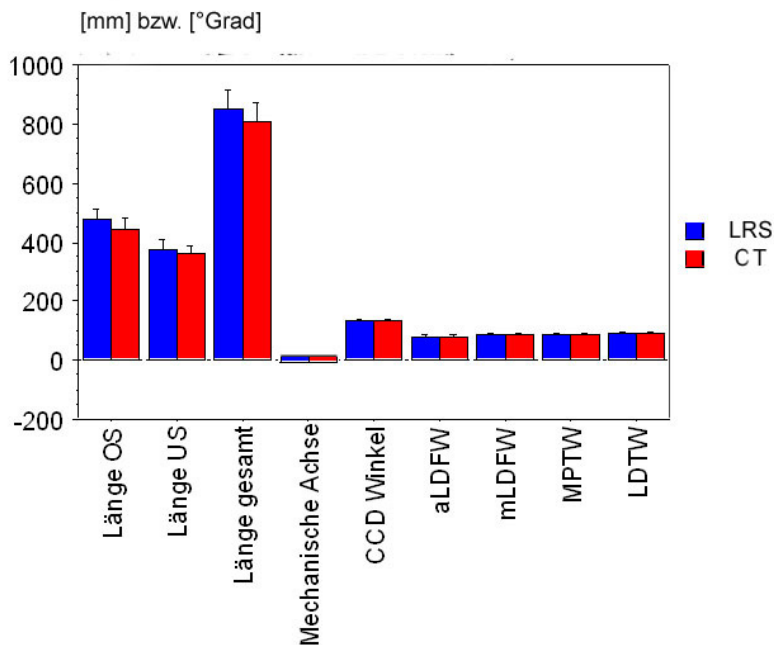


Abb. 14: Vergleich der Messergebnisse von Beinlängen, mechanische Achse und Gelenkwinkel aus CT-Topogrammen und LRS mit jeweils mittig zentrierter Patella.

Der in Abb. 15 dargestellte Box-and-Whisker-Plot oder kurz Box-Plot zeigt deutlich, dass die aus CT und LRS gemessene Beinlänge sich signifikant voneinander unterscheiden. Der durchgeführte ANOVA-Post-Hoc-Test mit der Bonferroni/Dunn-Korrektur ergab bei einem Signifikanzniveau von 5 % ein P-Wert von 0,0033. Ähnlich sehen die separaten Box-Plots für die entsprechende Länge des Unterschenkels und des Oberschenkels aus. Der entsprechende P-Wert für den Oberschenkel beträgt 0,0003 und für den Unterschenkel 0,0121; ebenfalls geprüft auf einem Signifikanzniveau von 5 %.

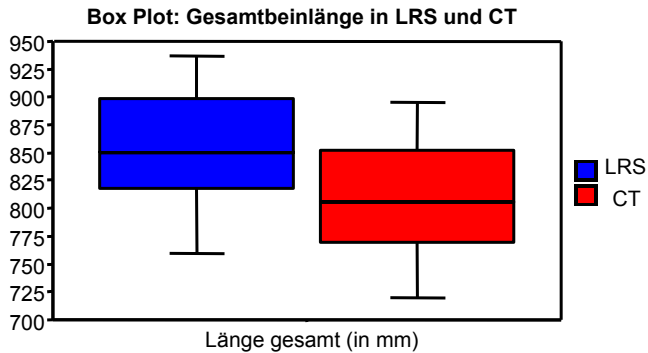


Abb. 15: Box Plot - Gesamtbeinlänge in LRS und CT mit jeweils mittig zentrierter Patella

Trotz der fehlenden Belastung der Beinachse im CT konnte kein signifikanter Unterschied bei der Messung der Mikulicz-Linie nachgewiesen werden, was in Abb. 16 graphisch zu sehen ist. Der P-Wert lag - bei einem Signifikanzniveau von 5% - bei 0,7071.

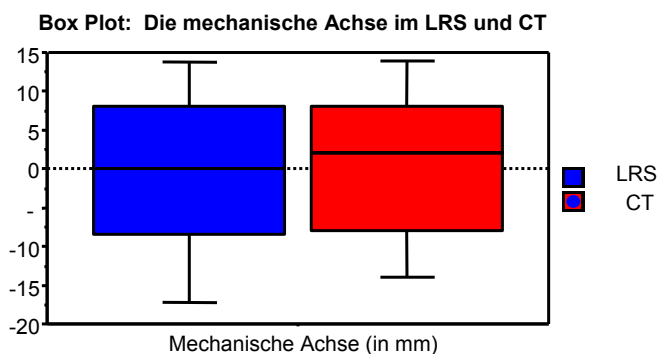


Abb. 16: Box Plot - Mechanische Achse in LRS und CT mit jeweils mittig zentrierter Patella

6.2 Ausrichtung der Kondylenhinterkante

Die in Abb. 17 aufgeführten Balkendiagramme stellen die Ergebnisse der Kondylenhinterkanten-Einstellung dar. Eingezeichnet ist das Intervall einer Standardabweichung, in dessen Bereich 68 Prozent der untersuchten Patienten sich befinden.

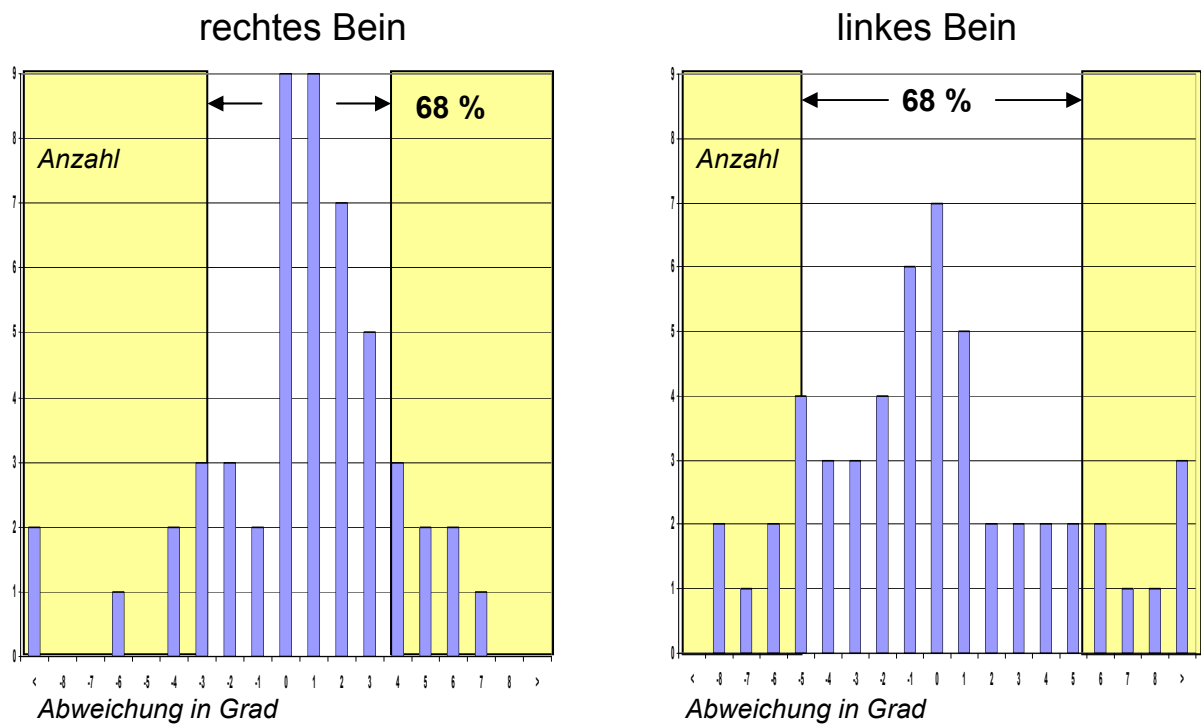


Abb. 17: Ergebnisse des Studienteils zur Ausrichtung der Kondylenhinterkante; dargestellt sind die Abweichungen der Kondylenhinterkante von der Horizontalen.

Einen Überblick, wie genau die Kondylenhinterkante einstellbar war, gibt die Tabelle 1. Es zeigt sich, dass es bei diesem relativ kleinen Patientenkollektiv im Rahmen dieser Studie bereits möglich war, rund 50% der Patienten unter 2° Abweichung einzustellen und etwa 80% in einem Bereich von unter 5°. Eine genauere Beurteilung dieser Ergebnisse wird in Kapitel 7.2 vorgenommen.

	<i>rechtes Bein</i>	<i>linkes Bein</i>
< 2°	48 %	44 %
< 3°	65 %	50 %
< 4°	83 %	58 %
< 5°	87 %	73 %
< 6°	92 %	85 %

Tab. 1: Übersicht der Abweichungen der Kondylenhinterkante aus der Frontalebene

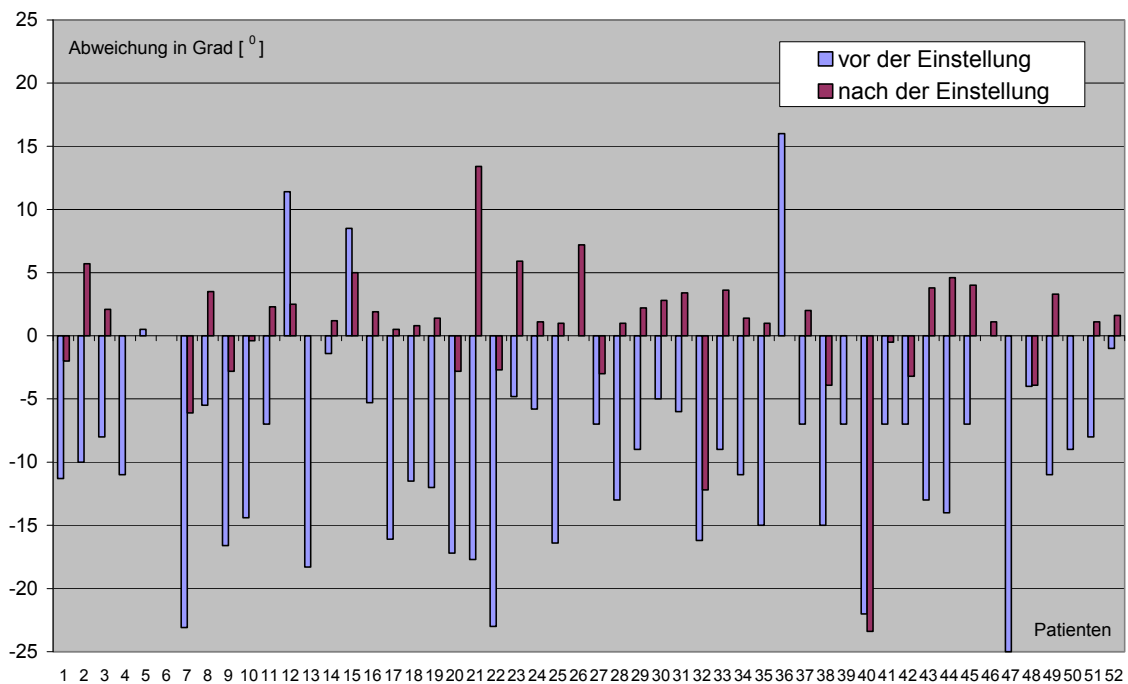


Abb.18: Ergebnisse der Ausrichtung der Kondylenhinterkante des rechten Beines

In Abb. 18 und 19 sind die Ergebnisse der Untersuchung, die Kondylenhinterkante des rechten bzw. des linken Beines parallel zur Horizontalen einzustellen, graphisch dargestellt. In blau (vor der Einstellung) sind die Werte der Testspirale und in rot (nach der Einstellung) das Ergebnis nach entsprechender Korrekturdrehung angegeben. Das Fehlen entsprechender Balken z.B.

beim Patienten an der Position 6 bedeutet, dass die Kondylenhinterkante sowohl in der Testspirale als auch im eigentlichen Untersuchungsvorgang exakt 0° Abweichung aufwies.

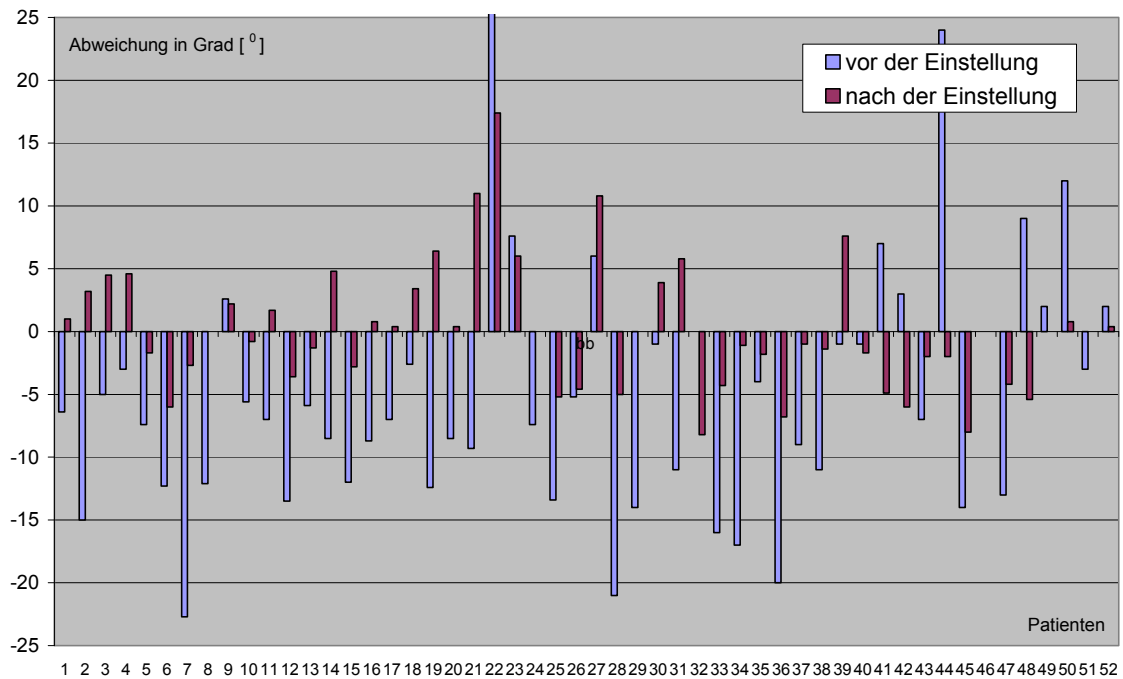


Abb. 19: Ergebnisse der Ausrichtung der Kondylenhinterkante des linken Beines

			Mittelwert	Varianz	Standardabweichung
Gesamt n = 52	rechts	vorher	10,4	38,8	6,2
		nachher	3,1	15,6	3,9
	links	vorher	9,2	40,5	6,4
		nachher	3,6	11,6	3,4
Gruppe 1 n = 38	rechts	vorher	9,8	31,7	5,6
		nachher	1,8	2,1	1,5
	links	vorher	8,4	29,1	5,4
		nachher	2,5	4,7	2,2
Gruppe 2 n = 6	rechts	vorher	10,7	59,9	7,7
		nachher	6,5	74,6	8,6
	links	vorher	9,8	48,3	6,9
		nachher	6,4	9,5	3,1
Gruppe 3 n = 8	rechts	vorher	13,3	59,7	7,7
		nachher	6,6	16,1	4,0
	links	vorher	13,3	72,7	8,5
		nachher	6,2	24,2	4,9

Tab. 2: Statistikwerte der Diagramme in den Abb. 18 bis 20

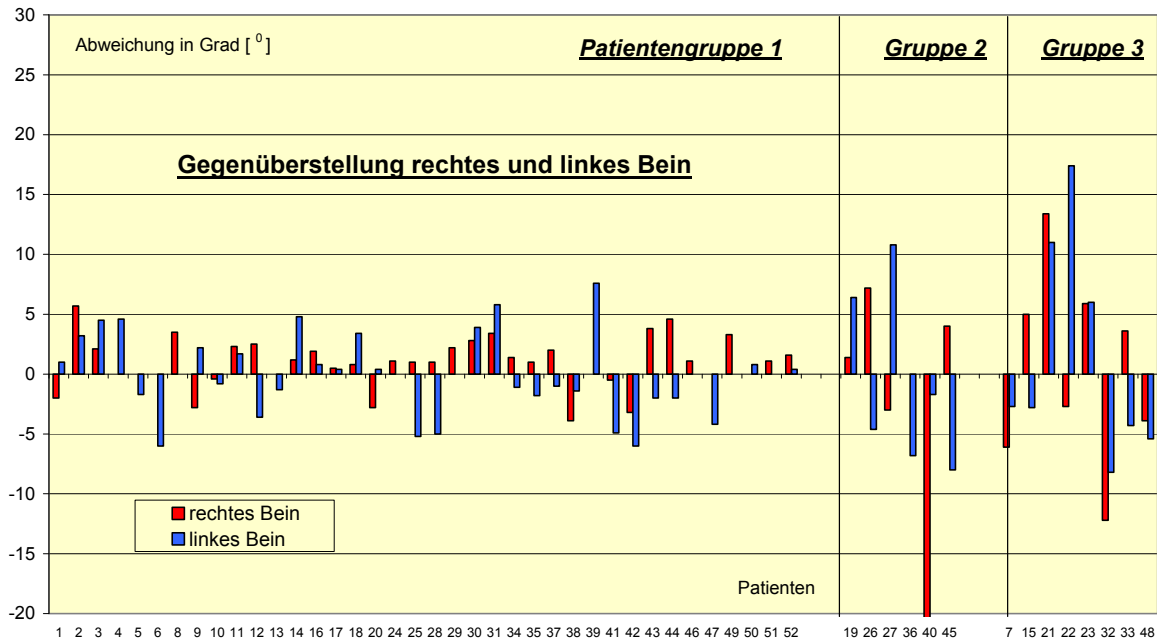


Abb. 20: Abweichungen der Kondylenhinterkante nach der Einstellung

- Patientengruppe 1: gesunde Patienten mit korrekter Ausrichtung
- Patientengruppe 2: Patienten, die sich während der Untersuchungsgänge bewegt hatten
- Patientengruppe 3: Patienten mit anatomisch begründeten Drehbehinderungen

In Abb. 20 sind nochmals alle Ergebnisse der Ausrichtung der Kondylenhinterkante aufgeführt. Hier wurden im Vergleich zu den Abbildungen 18 und 19 die Werte der Testspiralen weggelassen und es fand eine Sortierung nach drei Kriterien statt:

Gruppe 1 umfasst Patienten, die sich korrekt ausrichten ließen.

In Gruppe 2 sind Patienten aufgeführt, die sich offensichtlich während des Untersuchungsganges bewegt haben. So kamen Ergebnisse im eigentlichen Diagnosedurchgang vor, die wesentlich schlechter waren als die der Testspirale und die durch eine vorsichtige Korrekturdrehung eigentlich ausgeschlossen werden sollten. Entsprechend sind die Ergebnisse deutlich schlechter als in Gruppe 1 (Zur Begründung der Separierung der Gruppe 2 aus der Gruppe 1 wird auf das Kapitel 7.1 Diskussion verwiesen).

Auch in Gruppe 3 sind die Ergebnisse schlechter als in Gruppe 2. Die hier aufgelisteten Patienten waren aufgrund der anatomischen Gegebenheiten nicht in der Lage, das Bein in die entsprechend gewünschte Position zu drehen.

Die Mittelwerte, die Varianzen und die Standardabweichungen der in den Abbildungen 18 bis 20 dargestellten Ergebnisse sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

6.3 Vergleichende Datenerhebung bei ventral ausgerichteter Patella in der LRS und in der Frontalebene ausgerichteten Kondylenhinterkante im CT-Topogramm

Das Balkendiagramm in Abb. 21 zeigt in ähnlicher Weise wie das in Abb. 14 den hochsignifikanten Unterschied der gemessenen Beinlängen aus LRS und CT.

P-Werte:

US-Länge: $p < 0,0001$, OS-Länge $p < 0,0001$, Gesamtbeinlänge $p < 0,0001$

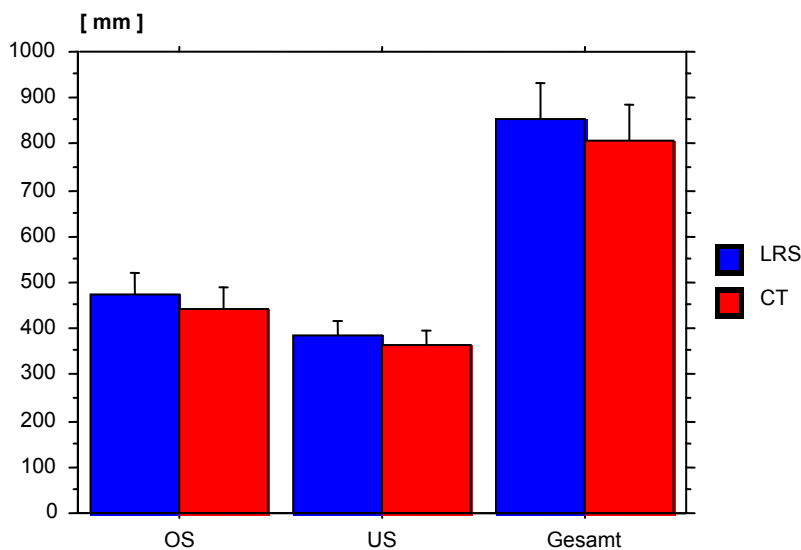


Abb. 21: Vergleich der Messergebnisse der Beinlängen bei horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante im CT-Topogramm und ventral ausgerichteter Patella in der LRS.

Das Balkendiagramm in Abb. 22 zeigt in ähnlicher Weise wie das in Abb. 14 die Ergebnisse der Gelenkorientierungswinkel mit dem Unterschied, dass in Kapitel 6.1 sich kein signifikanter Unterschied der Messergebnisse aus CT und LRS nachweisen liess. In diesem Fall sind der CCD (P-Wert: 0,0004), der mLDFW (P-Wert: 0,0019) und der LDTW (P-Wert: 0,0006) hochsignifikant unterschiedlich, lediglich bei dem aLDFW (P-Wert: 0,0600) und dem MPTW (P-Wert: 0,3612) lies sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

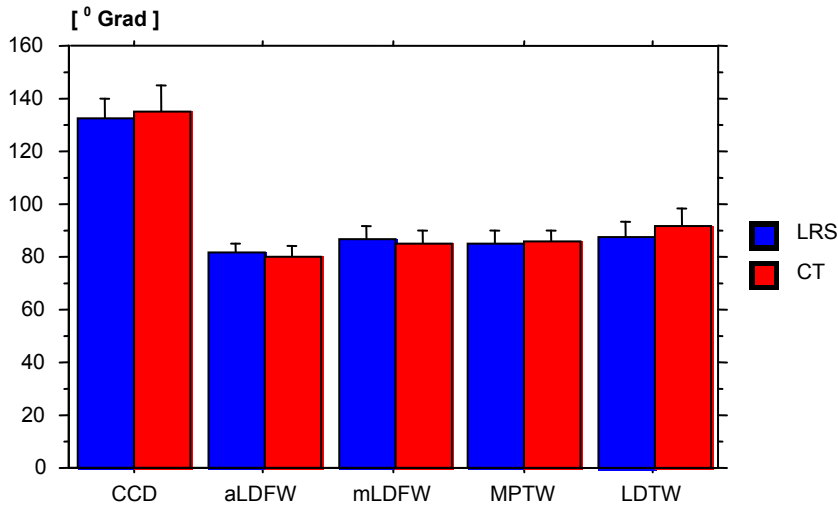


Abb. 22: Vergleich der Messergebnisse der Gelenkwinkel bei horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante im CT-Topogramm und ventral ausgerichteter Patella in der LRS.

Der Box-Plot in Abb. 23 zeigt den signifikanten Unterschied der Ergebnisse der gemessenen Mikulicz-Linie aus dem CT-Topogramm mit horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante (film-parallel) und der Ergebnisse aus der LRS mit ventral ausgerichteter Patella.

Der P-Wert lag bei einem Signifikanzniveau von 5% unter 0,0001.

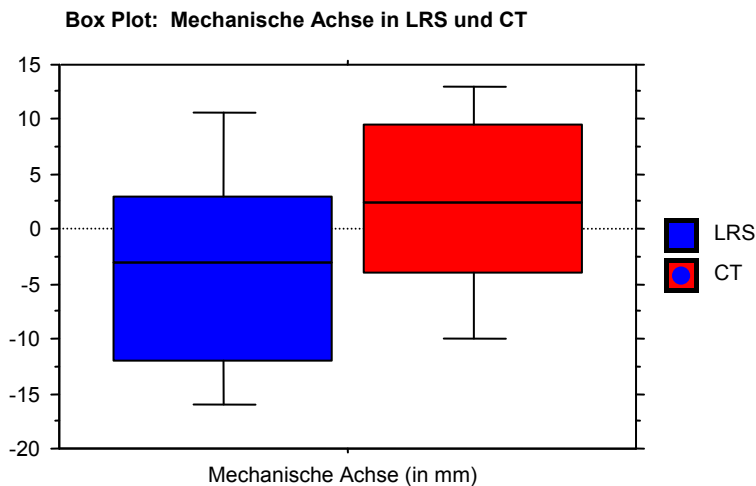


Abb. 23: Box Plot – Mechanische Achse in LRS (Patella ventral ausgerichtet) und CT (Kondylenhinterkante horizontal ausgerichtet)

7 Diskussion

7.1 „Patella vorne“ versus horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante

Die lange Röntgenstandbeinaufnahme LRS hat in der heutigen Routinediagnostik eine große Bedeutung zur Erfassung der genauen Bein geometrie für Operationsplanungen sowie bei gutachterlichen Untersuchungen. Die Auswirkung des Körpergewichts auf die Beinachse und auf die Achs- und Gelenkwinkel ist in der Literatur bisher nur wenig behandelt worden. Endler veröffentlichte 1984 eine ausführliche Darstellung der unterschiedlichen Aufnahmetechniken zur röntgenologischen Darstellung der Bein geometrie [15]. Bei jenen Techniken, die zum Teil im Liegen durchgeführt wurden, nahm Endler keine Rücksicht auf den Einfluss der Schwerkraft. Eine Studie aus Marburg von 1996 [3] beschäftigte sich ebenfalls mit dem Einfluss der Schwerkraft auf die Beinachse. Dort wurde festgestellt, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Ergebnissen aus der LRS und dem CT-Topogramm unter Körpergewichtskraft-Simulation gibt. Anfällige Patienten wurden in jener Studie bis zur Toleranzgrenze, d.h. mit durchschnittlich 50% des Körpergewichts belastet; dabei wurde die hohe Belastung der Wirbelsäule durch die Gewichtskraftsimulation als großes Problem angesehen.

In der Planungsphase sollte die vorliegende Studie ebenfalls unter Simulation der Schwerkraft durchgeführt werden. Da aber die Belastung mit dem Körpergewicht als zu großes Risiko für eventuelle Wirbelsäulenschäden eingestuft wurde und außerdem bei vorhandenem stabilen Bandapparat der Einfluss des Körpergewichts als gering eingestuft werden konnte, wurde auf eine Gewichtskraftsimulation verzichtet. Beeinflusst wurde diese Entscheidung auch durch die Ergebnisse von Augele [3], die bereits zeigten, dass die Gewichtskraft bei stabilem Bandapparat keinen signifikanten Einfluss auf die mechanische Achse zu haben scheint. Kritisch ist in der Arbeit von Augele zu sehen, dass die Patienten in unterschiedlichem Ausmaß mit dem eigenen Körpergewicht belastet wurden. Gerade bei Patienten mit degenerativen Gelenkerkrankungen wurde die Gewichtbelastung deutlich reduziert zum Teil mit weniger als dem halben Körpergewicht. Anschliessend wurden aber die Ergebnisse als gleichwertig behandelt.

Ein weiterer Punkt, der im Vorfeld dieser Studie bei der Testung mit der Körpergewichtskraftsimulation auftrat, war der Umstand, dass die Belastung beider Füße mit dem halben Körpergewicht zu einem Kippen des Beckens führte, weil die Wirbelsäule der Belastung nachzugeben versucht und dadurch leicht ein Hohlkreuz bildet. Auch hier warf sich die Frage auf, ob dieser Sachverhalt die geometrischen Daten aus dem entstehenden Bild nicht erheblich beeinflussen würde. Des Weiteren ist fraglich, ob der Bedarf nach einer langen Röntgenstandbeinaufnahme, bei der das Körpergewicht Einfluss auf die Abbildung der Beinachse haben kann, gerechtfertigt ist. Zu bedenken ist, dass gerade bei Patienten mit pathologischer Beinverkürzung nicht von einer gleichmäßigen Belastung beider Beine durch den Patienten auszugehen ist. Viel eher ist zu

erwarten, dass viele dieser Patienten den Hauptteil Ihres Körpergewichts in der Regel auf ein Bein verlagern. Selbst durch genaue Anweisungen einer geschulten RTA ist dieser Fehlstand kaum zu vermeiden.

Eine noch unveröffentlichte Studie von Knüllig [38] aus München hat gezeigt, dass eine exakt mittig eingestellte Patella im Mittel eine Innenrotation der Kondylenhinterkante von $10,8^\circ$ bedeutet. Keppler [34] postuliert eine weitgehend parallele Ausrichtung der Femurkondylen durch eine Ausrichtung der Patella in der Frontalebene. Wright [76] veröffentlichte 1991 eine Studie an Leichenbeinen, die zu dem Ergebnis kam, dass die exakte Ausrichtung des Knies in der Frontalebene unter Zuhilfenahme der nach vorne zentrierten Patella mit einer Genauigkeit von unter 5° möglich ist. Diese 5° beeinflussen nach Wright die abgebildeten Gelenkwinkel nur unwesentlich. Siu [62] kritisiert bei dem Routineverfahren LRS sowohl den auftretenden Parallaxenfehler als auch die schlechte Kontrolle der Beinposition während der Aufnahme. Sharma [61] geht ebenfalls auf die Bedeutung der Patella als Einstellkriterium ein, betont aber ihre Gültigkeit lediglich bei normalen Knieverhältnissen. Auch Moreland [47] benutzt in seinem Artikel über die Achsanalyse des Beines die Patella als Einstellkriterium. Zusammengefasst lässt sich sagen, dass weltweit die LRS einen hohen Stellenwert hat und dass bei ihrer Durchführung fast ausnahmslos die Patella als Einstellkriterium benutzt wird.

Je nachdem inwieweit der jeweilige Autor um eine exakte Analyse der Beingeometrie bemüht ist, werden allerdings auch Kritikpunkte an dem Einstellkriterium „Patella vorne“ geäußert. In vielen Situationen ist die LRS ein zweckmäßiges und wichtiges Mittel der Diagnostik, obwohl es gerade in Krankenhäusern mit der Möglichkeit der CT-Diagnostik Situationen gibt, in denen es sinnvoll erscheint, darüber nachzudenken, die LRS durch das CT-Topogramm zu ersetzen. Auch die bereits erwähnte Strahlenreduktion sollte hierbei in die Betrachtung einbezogen werden.

Es ist also zu überlegen, ob die Patella ihrer derzeitigen hohen Bedeutung als Einstellkriterium gerecht wird. Sie ist als Sesambein von so vielen form- und größenprägenden Faktoren beeinflusst, dass es gerechtfertigt ist, ihre Beurteilungskraft anzuzweifeln. Nachdem man sich bei der Analyse der Beingeometrie bereits der Femurkondylen bedient und diese eine wesentlich größere Bedeutung für die Beingeometrie und die Biomechanik haben, wirft sich die Frage auf, ob es nicht die Kondylen sein sollten, die man als Kriterium für die Einstellung der Röntgendiagnostik zur Anwendung bringen sollte. In dieser Studie wurde deshalb angestrebt, sich mit Hilfe des CT-Schnittbildverfahrens die Femurkondylen bei der Beingeometrieanalyse nutzbar zu machen.

Zu Beginn der klinischen Durchführung der Studie zeigte sich sehr schnell, dass das Ziel einer beidseitigen Parallelität der Femurkondylenhinterkante zur Horizontalen kaum zu erreichen ist. Wenn beispielsweise die Testspirale eine Abweichung von 20° nach innen anzeigte, war es nicht möglich, die Winkelplatte am Fußschlitten einfach um 20° nach außen zu drehen, da in diesem

Fall der Hauptteil der Drehung im Sprunggelenk abgefangen wurde und sich letztendlich der Femur mit der Kondylenhinterkante kaum drehte. Verbessert werden konnten die Ergebnisse, indem man den Patienten gebeten hatte, die Drehung eigenständig durch eine aktive Bewegung im Hüftgelenk durchzuführen.

Hierbei entstand ein weiteres Problem, da die Patienten sehr unterschiedlich stark die Drehung ausführten. Teilweise kamen Patienten, bei denen zum Beispiel die Kondylenhinterkante um 5° von der Horizontalen abwich, der Aufforderung zum Drehen zu stark nach, so dass sich der Winkel an der Fußplatte zum Teil um über 30° änderte, was die Testspirale wertlos machte. Es wurde deshalb dazu übergegangen, vor der Testspirale die Patienten bereits aufzufordern, das Bein in eine bestimmte Position zu drehen. Hierbei bestand der Zweck lediglich darin, mit dem Patienten zu üben und ihm nach der Testspirale schon ein Gefühl für die „dosierte“ Drehung zu vermitteln. Allgemein war es natürlich wichtig, dem Patienten vorher in groben Zügen den Sinn der Apparatur zu erklären und ihn um seine aktive Mithilfe zu bitten. Auch war darauf zu achten, dass sich der Patient vom Beginn der Testspirale bis zum Ende der Untersuchung nicht mehr bewegt.

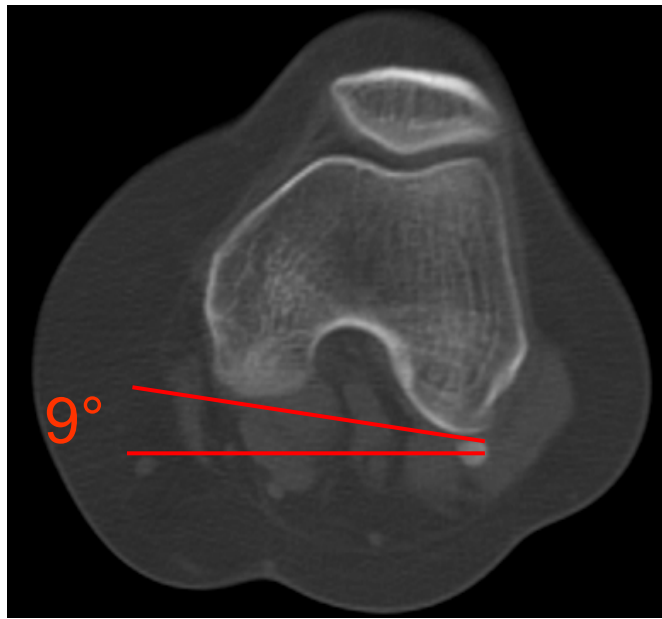
Weitere Probleme bestanden in einzelnen Fällen in den anatomischen Gegebenheiten, wie zum Beispiel Streckdefiziten, oder aber in dem Umstand, dass die für eine Null-Grad-Abweichung erforderliche Drehung im Hüftgelenk nicht möglich war. Diese Situation kam bei Patienten vor, die entweder direkt eine Hüftgelenksproblematik vorwiesen oder deren untere Extremität einen sehr starken Torsionsdrehfehler aufwies. Das gesunde Hüftgelenk war dann nicht mehr in der Lage, einen so großen Winkel auszugleichen. Dieser Sachverhalt ist in Abb. 24 dargestellt.

Der abgebildete Patient weist eine nahezu vollständige Hüftankolyse auf, die in der Ausschnittsaufnahme (a) zu sehen ist. Diese Fehlstellung hat zur Folge, dass bei maximaler Innenrotation die Kondylenhinterkante immer noch um 9° nach außen von der Horizontalen abweicht (b) und es daher nicht möglich ist, die Kondylenhinterkante des linken Beins auf 0° auszurichten.

Insgesamt haben sich zwei grundsätzliche Probleme gezeigt: Erstens die anatomischen Gegebenheiten, die eine exakte Ausrichtung entweder unmöglich machten oder die Präzision stark einschränkten, und zweitens die Compliance des Patienten, die entweder durch zu starkes Drehen oder durch das Drehen hauptsächlich im Sprunggelenk und nicht aus der Hüfte auftrat. Auch kann bei einigen Patienten nicht ausgeschlossen werden, dass sie sich zwischen den Untersuchungsgängen leicht bewegt haben.



a) Hüfte links (pathologisch)

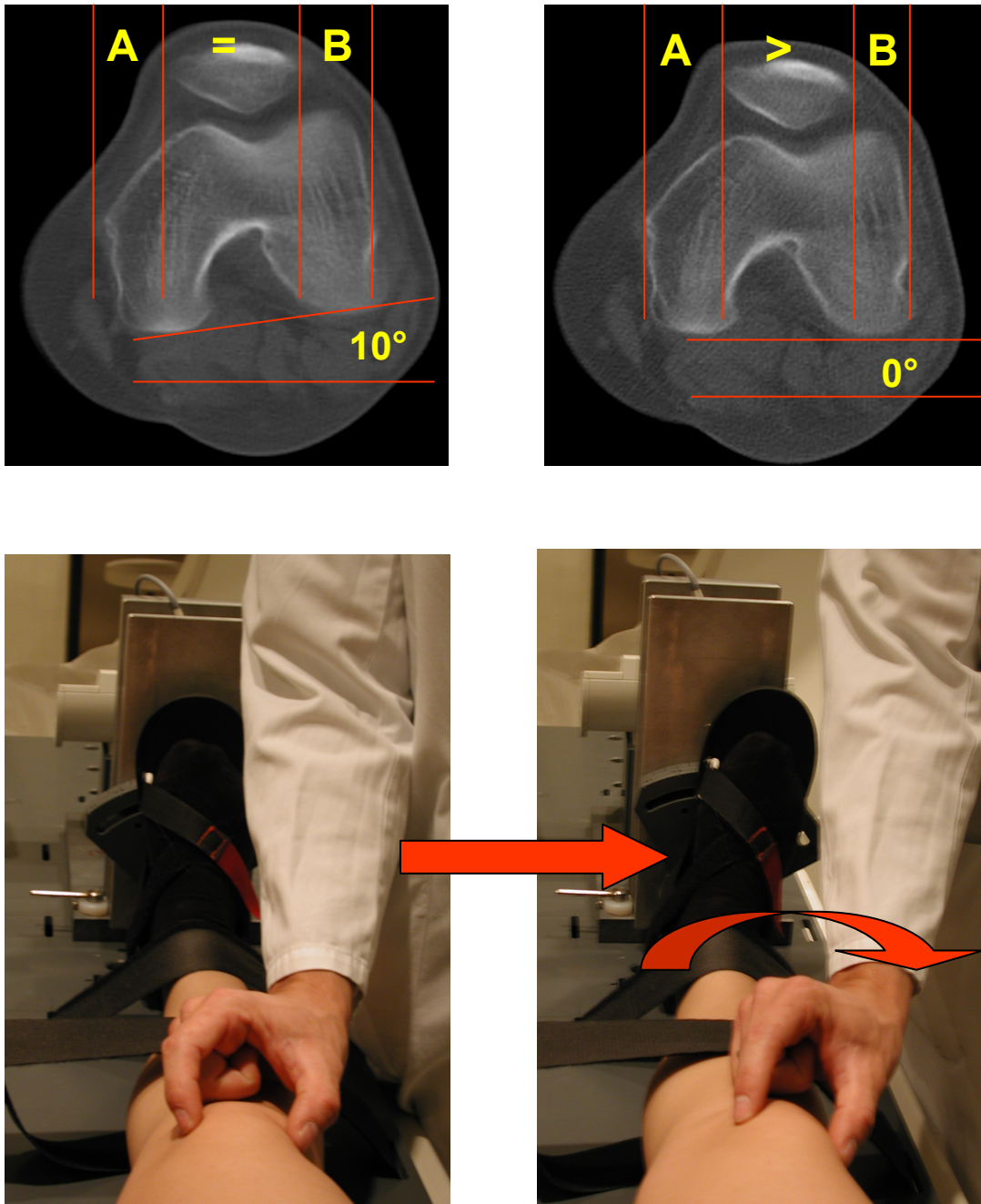


b) Kniegelenk links

Abb. 24: Durch die ankylotische Bewegungseinschränkung ist eine Ausrichtung der Kondylenhinterkante nur bis auf 9° möglich

Die Frage, wie gut die Kondylenhinterkante mit dieser Technik einzustellen ist, ist folgendermaßen zu beantworten: Würde man eine größere Anzahl gesunder Patienten mit dieser Technik untersuchen, ist davon auszugehen, dass sich am Ende der Lernkurve sehr gute Ergebnisse herausstellen, die jene aus dieser Studie deutlich übertreffen. Da man aber meist Patienten untersucht, die ein mehr oder weniger großes Problem mit der unteren Extremität haben, sind einige der genannten Probleme nicht zu vermeiden. Lediglich die Lernkurve wird es dem Untersucher ermöglichen, im Laufe der Zeit immer besser die Fehlstellungen unterschiedlich zu berücksichtigen und dann auch bei komplizierten Fehlstellungen ein gutes Ergebnis zu erzielen. Wenn man bedenkt, dass die größten Abweichungen von über 10° fast ausschließlich durch anatomische Gegebenheiten erklärt werden können, sei darauf hingewiesen, dass sich dieses Problem bei der Einstellung der Patella ebenfalls ergibt. Bei der LRS wird ohne Rücksicht auf die anatomischen Gegebenheiten das Bein in die Position gedreht, bei der die Patella mittig steht. Liegt beispielsweise ein massiver Außentorsionsfehler in der Tibia vor, wird bei mittig zentrierter Patella der Fuß stark aussenrotiert zur Darstellung kommen. Dieses Problem wird in der Praxis gelöst, indem eine weitere Aufnahme angefertigt wird, in der dieser Extremitätenabschnitt um den entsprechenden Betrag nach innen rotiert abgebildet wird. Ähnliche Folgen hat ein Außentorsionsdrehfehler im Oberschenkel; hier wird - um eine zentrierte Position der Patella zu erreichen - das Hüftgelenk in Innenrotation dargestellt, was den Schenkelhals in der Röntgenaufnahme deutlich steiler zur Abbildung bringt und den Trochanter minor meist nicht mehr erkennen lässt.

Die vorgenannten Sachverhalte haben zu folgendem Ablauf der Drehung geführt (Abb. 25): Man umfasst mit der einen Hand das Knie des Patienten, legt ihm die andere auf die Hüfte und bittet ihn unter Führung kontrolliert die Drehung aktiv aus der Hüfte vorzunehmen; dabei kontrolliert der Untersucher das Ausmaß der Drehung auf der Winkelplatte des Fußschlittens. Es hat sich gezeigt, dass es sinnvoll ist ca. 5° überzukorrigieren, um die Null-Grad-Abweichung zur Horizontalen möglichst genau zu erreichen.



Schritt 1: Einstellung der Patella

Schritt 2: Ausrichtung der Kondylenhinterkante

Abb. 25: Abweichung der dorsalen Kondylenhinterkante von der Horizontalen

Die linke Seite der Abb. 25 zeigt die Stellung der Kondylenhinterkante bei mittig zentrierter Patella - hier angedeutet zwischen Daumen und Zeigefinger des Untersuchers. Auch hier wird das Ergebnis der noch unveröffentlichten Arbeit von Knüllig [38], der eine Abweichung von ungefähr 10° bei zentrierter Patella gemessen hat, bestätigt. Im rechten Bild ist zu sehen, wie sich durch die geführte Drehung des Beines die Kondylen in der Horizontalebene ausrichten.

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Femurkondylen durchaus eine Alternative zum Einstellkriterium „Patella vorne“ darstellen. Der entscheidende Vorteil ist die erheblich höhere Relevanz der Kondylen für die gesamte Funktionseinheit „Bein“. Die Messergebnisse sind durch weitere Studien mit hoher Sicherheit noch deutlich zu verbessern, was die Bedeutung der Kondylenhinterkante als neues Einstellkriterium verstärken würde.

Man darf hierbei allerdings nicht übersehen, dass bei der Diskussion, ob es möglich ist auf die LRS zu verzichten, sich auf Untersuchungsabläufe bezogen wurde, die sowohl ein CT als auch die LRS beinhalten, denn nur dann kann man undifferenziert von Strahlen- und Kostenreduktion sprechen. Betrachtet man die Untersuchungsgänge getrennt, ist gerade das CT enorm kostenaufwändig und die Strahlenbelastung je nach Einstellung zum Teil erheblich. Aber auch der personelle Aufwand der hier vorgestellten Vorgehensweise der Ausrichtung der Kondylenhinterkante im CT ist nicht zu vernachlässigen. Ebenso ist zu bedenken, dass in der LRS bei entsprechender Wahl des Abbildungsbereichs die Lendenwirbelsäule im Stand zu beurteilen ist, was im Liegen während der CT-Diagnostik durch das Wegfallen des Einflusses des aufrechten Standes nur sehr bedingt möglich ist. Dieser Punkt ist vor allem vor dem Hintergrund wichtig, da viele Veränderungen der unteren Extremität - allen voran eine unterschiedliche Beinlänge - zu starken Veränderungen der Wirbelsäule führen kann. In der LRS lässt sich zuverlässig durch entsprechendes Unterlegen von Standardbrettchen zum Ausgleich der Beinlängendifferenz die Situation der Wirbelsäule beurteilen und damit auch eine Entscheidung treffen, ob z.B. eine fixierte Skoliose vorliegt oder nicht.

7.2 Datenanalyse der Messungen bei ventral ausgerichteter Patella in CT-Topogrammen und LRS

Die gemessenen Beinlängen im CT und in der LRS sind erwartungsgemäß signifikant unterschiedlich. Die Ursachen hierfür sind aufgrund der Projektionsfehler der LRS verständlich; die punktförmige Strahlenquelle des konventionellen Röntgen verursacht bekanntlich eine gestreckte Abbildung der wahren Knochenlänge (siehe Abb. 26).

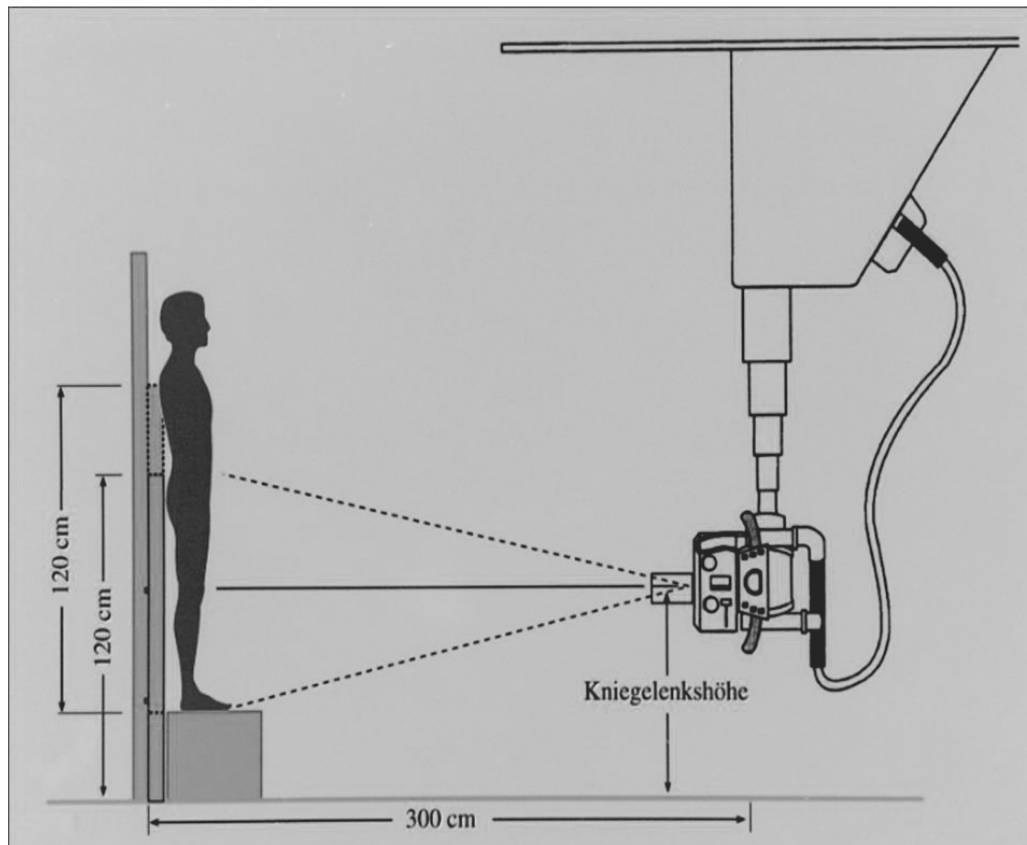


Abb. 26: Lange Röntgenstandbeinaufnahme (LRS)

Die aus den Daten (Tabelle 3 im Anhang 10.1) errechnete prozentuale Streckung der Gesamteinlänge beträgt 5,7 % für das rechte und 5,8 % für das linke Bein. Interessant ist die unterschiedliche Streckung von Ober- und Unterschenkel; diese beträgt im rechten Oberschenkel 6,3 % und im linken 6,5 %. Der Unterschenkel dagegen wurde lediglich rechts um 4,9 % und links um 4,6 % verlängert.

Die Ursachen sind hierfür im Folgenden zu sehen: Zum einen wird der Zentralstrahl auf das Knie gerichtet. Da aber der Oberschenkel im Durchschnitt 10 cm länger ist, wirkt sich die Verzerrung auf den Oberschenkel stärker aus als auf den Unterschenkel. Des Weiteren spielt wohl auch eine Rolle, dass der Femur wegen des Oberschenkel-Weichteilmantels bzw. wegen der Gluteal-

muskulatur ein paar Zentimeter weiter von der Filmfolie entfernt ist als die Tibia, was zusätzlich zu einer Verlängerung des Femurs auf dem Röntgenbild führt. Dieser Effekt wirkt sich verständlicherweise bei adipösen Patienten deutlicher aus.

Es sei aber auch darauf hingewiesen, dass die aus den CT-Topogrammen gemessene Beinlänge ebenfalls nicht exakt ist. Im CT erfolgt die Aufnahme zwar durch einen parallelen Strahlengang; um damit aber ein exaktes Ergebnis zu bekommen, müssten die Skeletteile parallel zum CT-Tisch positioniert sein. Die bereits erwähnte Glutealmuskulatur hebt proximal den Femur höher an, als er distal am Knie zum Liegen kommt. Augele hat in ihrer Studie [3] dieses Problem der projektionsbedingten Verkürzung der Beinlänge mittels CT-Topogrammen eines Plastikbeins analysiert und kommt auf einen Verkürzungsfaktor des Femurs im CT von weniger als einem Prozent (Abb. 27).

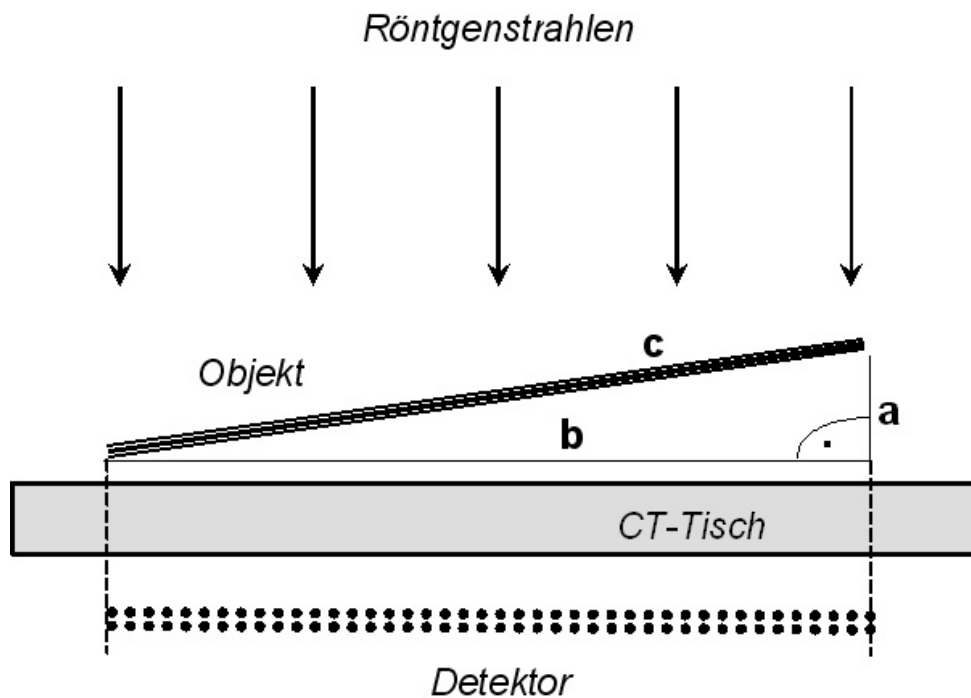


Abb. 27: Projektionseinfluss bei CT-Topogrammen ($b^2 = c^2 - a^2$): Durch den horizontalen Tischvorschub bleibt die einfallende Röntgenstrahlung orthogonal zur Auflage des CT-Tisches

Die Ergebnisse der vergleichenden Auswertung für die Mikulicz-Linie waren nicht unbedingt vorhersehbar. Ob in beiden Fällen der Beinlängenmessung im CT und in der LRS signifikant gleiche Werte gemessen werden konnten, hing davon ab, wie groß der Einfluss des Körpergewichts auf die mechanische Beinachse war, was in erster Linie eine Frage der Kniegelenkstabilität war.

Die anfänglichen Überlegungen gingen dahin, dass unter physiologischen Bedingungen der Bandapparat der Gelenke - in diesem Fall besonders der des Kniegelenks - so stabil ist, dass es zu keiner größeren Veränderung der Belastungsachsen kommen dürfte; dies konnte im Rahmen dieser Studie bestätigt werden. Wie in Kapitel 6.1 gezeigt wurde, konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messergebnissen nachgewiesen werden. Betrachtet man den Box-Plot in Abb.16, ist zu sehen, dass die Werte aus der LRS einen Median aufweisen, der zufällig genau bei Null liegt. Im CT dagegen zeigt der Median eine leichte Abweichung nach lateral. Nach Paley [54] liegt aus physiologischen Gründen die Mikulicz-Linie 8 mm medial (siehe Kapitel 2.1.1.2). Nachdem die Patienten durchwegs Probleme an der unteren Extremität aufwiesen, kann man hier keine physiologischen Durchschnittswerte erwarten.

Die Erwartungen an die Winkelmessungen wurden klar bestätigt. Es gab keine Argumente, warum bei gleicher Lage der Patella und somit ähnlicher Lage des Beins unterschiedliche Werte gemessen werden sollten. Die Übereinstimmung der Winkel variiert einzig in Abhängigkeit der Genauigkeit ihrer Messbarkeit.

7.3 Datenanalyse der Messungen bei ventral ausgerichteter Patella in der LRS und in der Frontalebene ausgerichteten Kondylenhinterkante im CT-Topogramm

Bei der Auswertung der langen Röntgenstandbeinaufnahme (mit mittig zentrierter Patella) im Vergleich zu dem CT-Topogramm (mit horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante) differieren die Ergebnisse erwartungsgemäß mehr als die Ergebnisse des Kapitels 6.1 (siehe auch Kapitel 7.2). Nachdem die LRS immer mit dem gleichen Film-Fokus-Abstand von 300 cm durchgeführt wird, entsteht der gleiche Projektionsfehler wie in Kapitel 6.1 dargestellt (siehe Abb. 22). Damit ist hinreichend erklärt, warum die Ergebnisse der Längenmessungen (Oberschenkel, Unterschenkel und Gesamtbeinlänge) von CT und LRS in ähnlicher Weise voneinander abweichen wie in Kapitel 6.1. Die aus der Datentabelle 14 im Anhang 10.4 errechnete prozentuale Streckung der Gesamtbeinlänge beträgt 5,7 %. Hierbei ist die unterschiedliche Streckung von Ober- und Unterschenkel bemerkenswert; diese beträgt im Oberschenkel 6,3 % und im Unterschenkel 4,9 %. Zu den Ursachen hierfür siehe Kapitel 7.1.

In der vergleichenden Auswertung in Kapitel 6.1 konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der Ausmessung der Mikulicz-Linie nachgewiesen werden. In dieser Untersuchung war im CT die Mikulicz-Linie durchschnittlich um ca. 6 mm mehr nach lateral orientiert.

Der messbare CCD-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel) ist in der röntgenologischen Aufnahme von der Rotation des Beines abhängig. Mit zunehmender Außenrotation des Beines steigt der Wert des CCD-Winkels an. Der Grund hierfür liegt darin, dass der Femurkopf durch die Außenrotation nach vorne bzw. der Femurschaft nach hinten gedreht wird. Dadurch wird die Antetorsion des Femurhalses (AT-Winkel) größer, so dass der Femurhals in dieser Drehung in der a.p.-Röntgenprojektion steiler erscheint (siehe Abb. 28). Dies führt dazu, dass bei mittig zentrierter Patella durch die physiologische Antetorsion des Femurhalses der projektionsbedingt ausmessbare CCD-Winkel grösser ist als der reelle CCD-Winkel. Nur wenn die Antetorsion 0° beträgt, also der Schenkelhals in voller Länge auf der Röntgenaufnahme abgebildet wird, ist der reelle CCD-Winkel dargestellt. Wie die Untersuchungen von S. Knüllig [38] ergeben, ist bei mittig zentrierter Patella die Kondylenhinterkante um etwa $10,8^\circ$ nach medial rotiert. Bei Abbildung des Beines mit parallel ausgerichteter Kondylenhinterkante ist das Bein im Durchschnitt um diese $10,8^\circ$ weiter nach außen rotiert, dementsprechend wird auch der gemessene CCD-Winkel in diesem Fall größer projiziert als in der LRS mit mittig nach vorne eingestellter Patella.

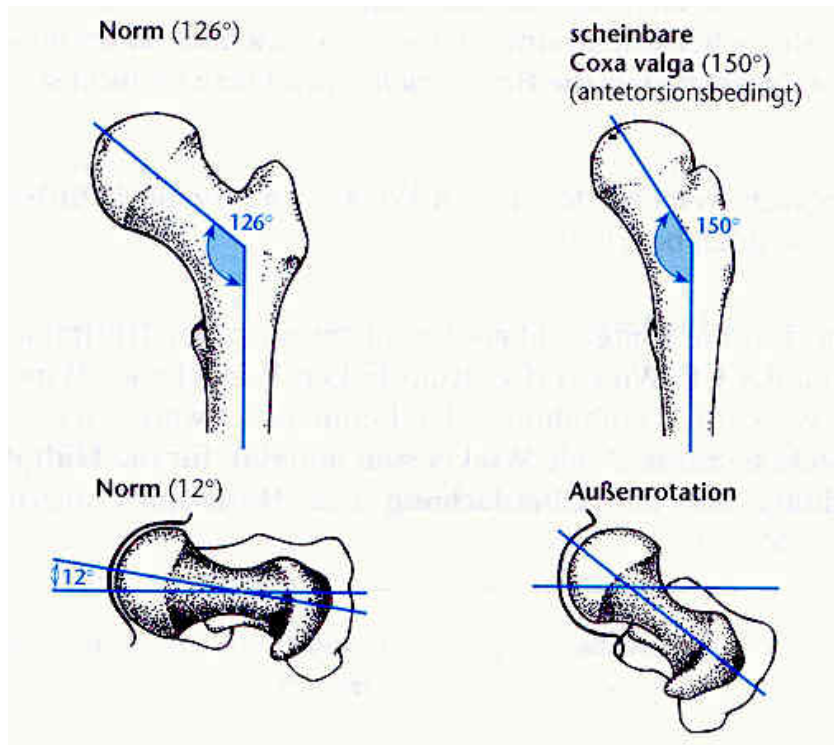


Abb. 28: Veränderungen des CCD-Winkels im a.p.-Röntgenbild bei Außenrotation und korrespondierendem Horizontalschnitt [19]

Nachdem der mLDFW von der Orientierung des Schenkelhalses abhängig ist – wenn auch geringer als der CCD-Winkel, ist es nachvollziehbar, dass auch diese Messungen aus CT und LRS sich signifikant unterscheiden. Dieser Argumentation folgend ist es verständlich, dass sich die anatomischen Kniegelenkwinkel aLDFW und MPTW in ihren Werten am wenigsten unterscheiden und sich kein signifikanter Unterschied feststellen lässt.

Die zum Teil erheblichen Unterschiede des LDTW von bis zu 33° sind durch die Position des Fußes zu erklären. Bei der Ausrichtung der Kondylenhinterkante muss der Fuß zum Teil erheblich rotiert werden; dies führte zu extremen Stellungen mit bis zu 90° Außenrotation. Der Gelenkspalt des oberen Sprunggelenks kam dadurch zunehmend in die laterale Ansicht und damit bogenförmig zur Abbildung, was die teilweisen extremen Werte dieses Winkels erklärt. Daher sind diese CT-Topogramme für eine Beurteilung dieses Winkels und der des gesamten Fußskeletts nicht zu verwenden. Zu beachten ist, dass eine konventionelle Sprunggelenksaufnahme in 30°-Innenrotation ausgeführt wird. Durch die etwa 11°-Abweichung der Kondylenhinterkante von der Horizontalen nach medial wird also bei Ausrichtung der Kondylenhinterkante das Bein in 11°-Außenrotation abgebildet, so dass im Vergleich zur Sprunggelenksaufnahme die Rotation des Beines um mehr als 40° variiert. Die vergleichende Untersuchung in Kap. 5.3 diente dazu, eine Abschätzung zu bekommen, inwieweit die geometrischen Daten einer LRS (mit ventral zentrierter Patella) mit denen eines CT-Topogramms (mit horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante) übereinstimmen.

Abschließend ist zu sagen, dass sich sowohl in dieser Studie und als auch im Rahmen des umfangreichen Vergleichs der vorhandenen Literatur, die sich mit diesem Thema beschäftigt bzw. dieses anspricht, keinerlei Hinweise finden ließen, die die alleinige Nutzung des CT-Topogramms zur Analyse der Bein-Geometrie ausschließen [u.a. 3, 15, 34, 47, 51, 54, 62, 67, 76]. Die Ergebnisse im Kapitel 6.1 haben eindeutig gezeigt, dass bei Bandstabilität und gleicher Ausrichtung der Beinachse beide Bildformen die gleichen Daten erbringen. Der entscheidende Vorteil des Topogramms ist in diesem Zusammenhang die meist deutlich bessere Bildqualität vor allem auch des problematischen Beckenbereichs. Zudem entfallen Belichtungssprünge wie sie bei der LRS an Film- bzw. Folienübergängen entstehen können sowie das Fehlerpotential beim Zusammensetzen der Einzelbilder. Kritisch zu sehen ist dagegen aber vor allem das Fehlen der Beurteilbarkeit des unteren Wirbelsäulenbereichs und die nachteilige Darstellung des Sprunggelenkes durch die außenrotierte Position des Fußes im CT bei horizontal ausgerichteter Kondylenhinterkante.

8 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Analyse der Beingeometrie in der Frontalebene. Gegenübergestellt und statistisch ausgewertet wurden Daten, die aus konventionellen langen Röntgenstandbeinaufnahmen (LRS) und digitalen Übersichtsbildern der Computertomographie (Topogramme) gewonnen wurden. Neben der Darstellung des aktuellen Standes der derzeit praktizierten Technik auf dem Gebiet der Beingeometrieanalyse war es das Ziel, sowohl die Unterschiede als auch die Gemeinsamkeiten der hierbei gewonnenen Analyseergebnisse aufzuzeigen und die Vor- und Nachteile entsprechend zu diskutieren. Hierzu wurde sowohl eine prospektive als auch eine retrospektive Studie durchgeführt; um zu beurteilen, welche Vorteile die CT-Topogramme zur Messung der Beingeometrie mit sich bringen.

Konventionelle lange Beinaufnahmen im Stehen sind zur Winkel- und Längenmessung wesentlicher Bestandteil einer orthopädischen Beurteilung der unteren Extremität. Eine gute Qualität einer LRS zeigt sich in einer weitgehend gleichmäßigen Belichtung über die gesamte Aufnahme sowie einer vollständigen Abbildung des Beines inklusive des Beckengürtels, gegebenenfalls zusätzlich mit Anteilen der Lendenwirbelsäule. Die Durchführung der Standbeinaufnahme ist durch die umständliche Positionierung des Patienten, mit Ausrichtung der Beinachse und dem Ausgleich eventueller Beinlängendifferenzen auf der entsprechenden Standapparatur, aufwendig und damit entsprechend fehlerträchtig. Hinzu kommt, dass die Ausrichtung des Beines in der Sagittalebene durch ventrale Positionierung der Patella umstritten ist, da sie als Sesambein nicht ausreichend valide erscheint. Im CT könnte sich die Ausrichtung des Beines relativ leicht an der Kondylenhinterkante und damit an einer funktionell wichtigen Gelenkstruktur orientieren. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich ausführlich mit den Konsequenzen, die sich daraus ergeben würden und versucht die klinisch relevante Frage zu beantworten, ob die CT-Diagnostik die LRS abgelösen vermag.

Hierzu wurden folgende Fragestellungen untersucht:

Wie stellt sich die Beingeometrie in der Frontalebene einerseits in der LRS und andererseits im CT-Topogramm jeweils bei ventral ausgerichteter Patella dar? Welche Voraussetzungen sind erforderlich, um das Bein anhand einer anatomischen Struktur reproduzierbar im CT auszurichten? Wie stellt sich die Beingeometrie dar, wenn die Kondylenhinterkante parallel zur Frontalebene ausgerichtet wird? Welche Unterschiede ergeben sich im direkten Vergleich zwischen der LRS mit mittig zentrierter Patella und dem CT-Topogramm mit parallel zur Frontalebene ausgerichteter Kondylenhinterkante?

Bei ventral ausgerichteter Patella zeigen beide Untersuchungsverfahren hinsichtlich der Gelenkwinkel und des Verlaufs der Mikulicz-Linie keine signifikanten Unterschiede. Die P-Werte der fünf analysierten Gelenkwinkel stellten sich wie folgt da: für den CCD-Winkel 0,2968, für den aLDFW 0,8272, für den mLDFW 0,5315, für den MPTW 0,2451 und für den LDTW 0,1219. Bei der konventionellen Aufnahmetechnik kommt es hinsichtlich der Länge zu einem projektionsbedingten Vergrößerungseffekt im Bereich des Oberschenkels von 5,0 - 9,7 %, des Unterschenkels von 2,8 - 7,1 % und bezogen auf die Gesamtbeinlänge von 4,8 - 8,2 % im Vergleich zu den als real definierten Daten aus dem CT.

Zur Ausrichtung des Beines im CT wurde eine spezielle Auflage für den CT-Tisch konstruiert und gebaut, die über Halterungsgurte und Schulterhalterungen sowie auf die individuelle Körpergröße anpassbare Fußschlitten verfügt. Die Fußschlitten sind entsprechend der Körpergröße auf der Auflage zu positionieren und mittels einer Spindel kann eine Feineinstellung vorgenommen werden. Um eine beidseitig gleich starke Belastung zu erreichen, sind an den Fußschlitten Druckmesser angebracht. Die Rotationsstellung der Beine lässt sich mittels einer Drehvorrichtung an diesen Fußschlitten gradgenau einstellen. Im Rahmen dieser Studie konnten in einem ersten Testdurchgang an 52 in die Studie eingehenden Patienten in über 50% der Fälle die Kondylenhinterkante auf 2° genau eingestellt werden. In einem Intervall von 5° Abweichung von der Horizontalen lagen 80% der Ergebnisse. Die Ausrichtung der Kondylenhinterkante parallel zur Frontalebene zeigte im Vergleich zur LRS mit mittig zentrierter Patella signifikante Unterschiede bei der Vermessung der Mikulicz-Linie (P-Wert: 0,0001), dem CCD-Winkel (P-Wert: 0,0004), dem mLDFW (P-Wert: 0,0019) und dem LDTW (P-Wert: 0,0006). Der aLDFW und der MPTW sind im Ergebnis weniger abhängig von der Drehung des Beines und deren P-Werte waren nicht signifikant unterschiedlich (P-Wert von aLDFW: 0,0600, P-Wert von MPTW: 0,3612). Die Ergebnisse der Beinlängenmessung verhielten sich entsprechend der Untersuchung bei ventral ausgerichteter Patella.

Vorliegende Arbeit zeigt das Potential des CT-Topogramms zur Analyse der Beingeometrie. Die Vorteile des CT liegen einerseits in der gleichmäßigen guten Belichtung über den gesamten Bereich, auch der problematischen Beckenregion. Zudem entfallen Belichtungssprünge an den Film- bzw. Folienübergängen sowie das Fehlerpotential fehlerhaft zusammengesetzter Einzelbilder. Die Arbeit zeigt, dass es möglich ist, die Beinachse mit der neu konstruierten Vorrichtung an anatomisch relevanten Strukturen auszurichten und so im CT reproduzierbare Projektionen zu erhalten. Die Ausrichtung der Kondylenhinterkante parallel zur Frontalebene zeigt jedoch aufgrund der vermehrten Außenrotation des Sprunggelenks keine Vorteile. Es bleibt einer weiteren Studie vorbehalten, ob sich durch andere Einstellkriterien, z.B. 15°-Außenrotation diesbezüglich neue Erkenntnisse ergeben.

Die Vorteile der Darstellung beider Beine zusammen mit der Wirbelsäule im aufrechten Stand unter Belastung, ggf. mit Ausgleich einer Beinlängendifferenz in der LRS mit ventral ausgerichteter Patella, überwiegen die dargestellten Nachteile dieser Aufnahmetechnik, so dass bis auf Weiteres die LRS für die standardmäßige Darstellung der Beingeometrie, bei Anhalt für Torsionsfehler ergänzt durch CT-Transversalschnitte, Goldstandard bleiben sollte.

9 Literaturverzeichnis

- 01 Aaron A., Weinstein D., Tickmann D., Eilert R.:
Comparison of orthoroentgenography and computed tomography in the measurement of limb-length discrepancy;
J Bone Joint Surg Am. 74:897 (1992)
- 02 Andrews M., Noyes F.R., Hewett T.E., Andriacchi T.P.:
Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data;
J Orthop. Res. 14:289-295 (1996)
- 03 Augele I.:
Prospektiver Vergleich konventioneller langer Beinaufnahmen mit Topogrammen der Computertomographie unter Simulation der Schwerkraft;
Tectum-Verlag (1996)
- 04 Baumgart R., Zeller C., Kettler M., Weiss S., Schweiberer L.:
Fully implantable nail for the treatment of shortening deformity and bone defect -
Spectrum of indication;
in Der Orthopäde; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York (1999)
- 05 Baumgart R., Thaller P., Hinterwimmer S., Krammer M., Hierl T., Mutschler W.:
A fully implantable, programmable distraction nail (Fitbone) –New perspectives for corrective and reconstructive limb surgery; in: Practice of Intramedullary Locked Nails. New developments in Techniques and Applications. (ed): Leung K.S., Taglang G., Schnettler R. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S. 189-198 (2006)
- 06 Bräten M., Terjesen T., Rossvoll I.:
Torsional deformity after intramedullary nailing of femoral shaft fractures
JBJS [Br]; 75-B:799-803 (1993)
- 07 Butler-Manuel P.A., Guy R.L., Heatley F.W.:
Measurement of tibial torsion – a new technique applicable to ultrasound and computed tomography;
Br J Radiol. 65:119-126 (1992)
- 08 Chao E.Y., Neluheni E.V., Hsu R.W., Paley D.:
Biomechanics of malalignment;
Orthop. Clin. North Am. 25:379-386 (1994)
- 09 Cooke T.D., Scudamore R.A., Bryant J.T., Sorbie C., Siu D., Fischer B.:
A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications;
J Bone Joint Surg Br. Sep. 73(5):715-20 (1991)
- 10 Cooke T.D., Li J., Scudamore R.A.:
Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity;
Orthop. Clin. North Am. 25:387-393 (1994)
- 11 Cooke T.D.:
Definition of axial alignment of the lower extremity;
J Bone Joint Surg Am. Jan. 84-A(1):146-7 (2002)
- 12 Dreesmann:
Angeborene Hüftverrenkung;
Dtsch. Z. Chir., Bd. 96, S.476 (1908)
- 13 Duvauferrier R., Blanc G., Fouche M., Catier P.:
A radiological method for the measurement of torsion in the lower limb skeleton.

- Comparison of anatomical and computed tomography findings;
Ann Radiol. Nov. 23(7):605-8 (1980)
- 14 Eichler J.:
Methodische Fehler bei der Feststellung der Beinlänge und der Beinlängendifferenz;
Orthopäde 1:14 (1972)
 - 15 Endler F., Fochem K., Weil U.H.:
Orthopädische Röntgendiagnostik – Längenunterschiede und Achsfehlstellungen des Beines;
Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York (1984)
 - 16 Faller A.:
Der Körper des Menschen;
Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York (2004)
 - 17 Franzreb M., Strecker W., Kinzl L.:
Wertigkeit der klinischen Untersuchung von Torsionswinkel- und Längenverhältnissen der unteren Extremität;
Aktuel. Traumatol. 25:153-156, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York (1995)
 - 18 Gladbach B., Pfeil J., Heijens E.:
Correction of leg deformities; Definition, estimation and realignment of axis deviation and misalignment;
Orthopade Dec. 28(12):1023-33 (1999)
 - 19 Griffka J.:
Orthopädie und Unfallchirurgie in Frage und Antwort;
Urban & Fischer Verlag (2005)
 - 20 Grunert S., Brücl R., Rosemeyer B.:
Die röntgenologische Bestimmung des realen CCD- und AT-Winkels nach Rippstein und Müller, Teil 1: Korrektur der Umrechnungstabelle und Untersuchung der Einflüsse von Lagerungsfehlern;
Radiologe 26, 293-303 (1986)
 - 21 Guichet J.M., Javed A., Russel J., Saleh M.:
Effect of the foot on the mechanical alignment of the lower limbs;
Clin. Orthop. 415:193-201 (2003)
 - 22 Heijens E., Gladbach B., Pfeil J.:
Definition, quantification, and correction of translation deformities using long leg, frontal plane radiography;
J Pediatr. Orthop. B. Oct. 8(4):285-91 (1999)
 - 23 Henderson R.C., Kemp G.J.:
Assessment of the Mechanical Axis in Adolescent Tibia Vara;
Orthopedics, Vol 14 No. 3 313-316 (1991)
 - 24 Hollister A.M., Jatana S., Singh A.K., Sullivan W.W., Lupichuk A.G.:
The axes of rotation of the knee;
Clin. Orthop. 290:259-268 (1993)
 - 25 Holst A., Thomas W.:
Die Beinlängen- und Beinlängendifferenzmessung mit der Methode der Real-Time-Sonographie;
Sportverletzungen Sportschäden 2:55-60 (1988)
 - 26 Hsu R.W., Himeno S., Coventry M.B., Chao E.Y.:
Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee;
Clin. Orthop. 255:215-227 (1990)

- 27 Hruby W.:
Das filmlose Krankenhaus – Realität oder Illusion;
Fortschr. Röntgenstr. 162,5, 359-361 (1995)
- 28 Ilizarov, G.A.:
The Ilizarov Technique of leg lengthening;
16th Pediatric Orthopaedic International Seminar, May 23-29, San Francisco (1988)
- 29 Ilhai OA., Kohl H.W.:
Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury;
Clin. J Sport Med Jan. 8(1):38-42 (1998)
- 30 Janssen G.:
Die röntgenologische Beurteilung der Beinachsenstellung;
Orthop. Praxis 10:646 (1998)
- 31 Jend H.:
Die computertomographische Antetorsionswinkelbestimmung, Voraussetzungen und
Möglichkeiten;
röFo 144, 447-452 (1986)
- 32 Keats T.E.:
Atlas of Roentgenographic Measurement;
6th Edition, Mosby Year Book (1990)
- 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, S. 39-49 (1997)
- 34 Keppler P., Strecker W., Kinzl L.:
Analyse der Beingeometrie – Standardtechniken und Normwerte
Chirurgie 1998 Nov. 69(11):1141-52 (1998)
- 35 Keppler P., Strecker W., Liebscher D., Kinzl L.:
Projektionsfehler bei computertomographischen Torsionswinkel- und Längenbestimmung an
der unteren Extremität;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 55 -64 (1997)
- 36 Keppler P., Strecker W., Kinzl L., Simmnacher M., Claes L.:
Die sonographische Bestimmung der Beingeometrie;
Orthopade 28:1015-1022 (1999)
- 37 Kessler M., Burkart A., Martinek V., Beer A., Imhoff A.B.:
Development of a 3-dimensional method to determine the tibial slope with multislice-CT;
Orthop. Ihre Grenzgeb. Mar-Apr. 141(2):143-7 (2003)
- 38 Knüllig S.:
Auswertung geometrischer Parameter von CT-Torsionsmessungen zur Verifizierung
chirurgisch orthopädischer OP-Planungen
(Dissertation im Druck)
- 39 Kohn D., Carls J.:
Die Auswirkungen von Torsionsfehlern der unteren Extremität;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.101-104 (1997)
- 40 Krackow K.A.:
Approaches to planing lower extremity alignment for total knee arthroplasty and osteotomy
about the knee;
Adv. Orthop. Surg 7:69-88 (1983)

- 41 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)
- 42 Laer L. von:
Posttraumatische Deformierungen und Deformitäten im Wachstumsalter;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindefomitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.149-152 (1997)
- 43 Lang L.M., Volpe R.G.:
Measurement of tibial torsion;
J Am. Podiatr. Med. Assoc. Apr. 88(4):160-5 (1998)
- 44 Lanz T. von, Lang J., Wachsmuth W.:
Praktische Anatomie, Erster Band, Vierter Teil: Bein und Statik;
Springer, Berlin Heidelberg New York (1972)
- 45 Liener U.C., Strecker W., Suger G., Kinzl L.:
Die physiologischen Achsenverhältnisse der unteren Extremität;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindefomitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.71-74 (1997)
- 46 Mittelmeier T.H.:
Aussagekraft der Ganganalyse bei bestehenden posttraumatischen Fehlstellungen;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindefomitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.110-122 (1997)
- 47 Moreland J.R., Bassett L.W., Hanker G.J.:
Radiographic Analysis of the Axial Alignment of the Lower Extremity;
J Bone Joint Surg Am. 69:745-749 (1987)
- 48 Moulton A., Upadhyay S.S.:
A direct method of measuring femoral antversion using ultrasound;
J Bone Joint Surg Br. 64:469-472 (1982)
- 49 Müller K.H.:
Spontane Korrekturen nach fehlerheilten kindlichen Frakturen der unteren Extremität;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindefomitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.153-159 (1997)
- 50 Niethard F.U., Pfeil J.:
Orthopädie;
Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York (2003)
- 51 Oest O., Sieberg H.J.:
Die Röntgenganzaufnahme der unteren Extremität;
Z. f. Orthop., 109, 54-72 (1971)
- 52 Paley D., Tetsworth K.:
Mechanical axis deviation of the lower limbs, Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur; Clin. Orthop. 280:48-64 (1992)
Mechanical axis deviation of the lower limbs, Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia; Clin. Orthop. 280:65-71 (1992)
- 53 Paley D., Herzenberg J.E., Tetsworth K., McKie J., Bhava A.:
Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies;
Orthop.Clin. North Am 25:425-465 (1994)

- 54 Paley D.;
Principles of Deformity Correction;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York (2002)
- 55 Pfeifer T., Strecker W., Wöhrle A., Mahlo H.R., Wikström M., Leibing U., Lutz P., Heiss U.,
Zeitler H.:
Grenzen der Torsionswinkelmessung und Längenbestimmung mit der
Computertomographie;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.30-38 (1997)
- 56 Pfeil J., Grill F., Graf R.:
Extremitätenverlängerung, Deformitätenkorrektur, Pseudarthrosenbehandlung;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York (1995)
- 57 Pfeil J., Heijens E., Gladbach B.:
Correction of deformities of extremities;
Orthopade 2000 Jan;29(1):47-53 (2000)
- 58 Pfeil J.:
Analyse der Fehlstellung;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.123-131 (1997)
- 59 Rippstein J.:
Zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen;
Z Orthop 86:345 (1955)
- 60 Schneider B., Laubenberger J., Jemlich S., Groene K. et al:
Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging;
Br J Radiol 70: 575 (1997)
- 61 Sharma L., Song J., Felson D.T., Cahue S., Shamiyeh E., Dunlop D.D.:
The Role of Knee Alignment in Disease Progression and Functional Decline in Knee
Osteoarthritis;
JAMA. 2001 Jul 11; 286(2):188-95 (2001)
- 62 Siu D., Cooke T.D., Broekhoven L.D., Lam M., Fischer B., Saunders G., Challis T.W.:
A standardized technique for lower limb radiography. Practice, application, and error
analysis;
Invest Radiol. 1991 Jan. 26(1):71-7. (1991)
- 63 Strecker W. et al.:
Computertomographische Torsionswinkelbestimmung der unteren Extremitäten;
Unfallchirurgie 97: 609-613 (1994)
- 64 Strecker W., Franzreb M., Kinzl L.:
Die klinische Untersuchung der Beingeometrie;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.9-22 (1997)
- 65 Strecker W., Keppler P., Kinzl L.:
Analysis of leg geometry;
Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressband, 115:581-6 (1998)
- 66 Strecker W., Keppler P., Franzreb M., Gebhard F., Keck S., Kinzl L.:
Längen und Torsionen der unteren Extremität;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.75-86 (1997)

- 67 Strecker W., Keppler P.:
Analysis and correction of leg deformities;
1. Analysis Unfallchirurgie 2002 Sep. 105(9):811-29 (2002)
- 68 Strecker W., Keppler P.:
Analysis and correction of leg deformities;
2. Correction Unfallchirurgie 2002 Oct. 105(10):901-17 (2002)
- 69 Strecker W., Suger G., Kinzl L.:
Local complications of intramedullary nailing
Orthopade 1996 Jun; 25(3):274-91 (1996)
- 70 Tangg W.M., Zhu Y.H., Chiu K.Y.:
Axial alignment of the lower extremity in Chinese adults;
J Bone Joint Surg Am 2000 Nov. 82-A(11):1603-8 (2000)
- 71 Tomczak R., Günther K.P., Pfeifer T., Sokiranski R., Rieber A., Rilinger N., Strecker W.,
Friedrich J.M., Brambs H.J.:
Möglichkeiten der magnetresonanztomographischen Messung des femoralen
Torsionswinkels;
in: Strecker W., Keppler P., Kinzl L. (Hrsg.) Posttraumatische Beindeformitäten;
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, S.50-54 (1997)
- 72 Waidelich H.A., Strecker W., Schneider E.:
Computertomographische Torsionswinkel- und Längenmessung an der unteren Extremität:
Methodik, Normalwerte und Strahlenbelastung
Rofo 1992 Sep. 157(3):245-51 (1992)
- 73 Widjaja P.M., Ermers J.W., Sijbrandij S., Damsma H., Klinkhamer A.C.:
Technique of torsion measurement of the lower extremity using computed tomography;
J Comput Assist Tomogr. 1985 May-Jun. 9(3):466-70 (1985)
- 74 Wissing H., Spira I.:
Diagnostik und Operationsindikationen bei Drehfehler nach Femurfraktur;
Hefte der Unfallheilkunde 164, 740-743, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York (1984)
- 75 Wissing H., Buddenbrock B.:
Rotationsfehlerbestimmung am Femur durch axiale Computertomographie im Vergleich zu
klinischer und konventioneller radiologischer Bestimmung;
Unfallchirurgie 19:145-157 (1993)
- 76 Wright J.G., Treble N., Feinstein A.R.:
Measurement of lower limb alignment using long radiographs;
J Bone Joint Surg Br. 73:721-723 (1991)
- 77 Yoshioka Y., Siu D., Cooke T.D.:
The anatomy and functional axes of the femur;
J Bone Joint Surg Am. 1987 Jul. 69(6):873-80 8 (1987)
- 78 Yoshioka Y., Cooke T.D.:
Femoral anteversion: assessment based on function axes;
J Othop. Res. 5(1):86-91 (1987)
- 79 Yoshioka Y., Siu D., Scudamore R.A., Cooke T.D.:
Tibial anatomy and functional axes;
J Orthop. Res. 7(1):132-7 (1989)

10 Anhang

10.1 Tabelle 3: Datentabelle zu Kap. 5.1

Patient	Mittelwert aller		P. P.		B. A.		C. B.		G. I.		J. S.		
Geburtsdatum			27.07.1963		02.02.1963		17.05.1968		29.08.1986		12.12.1977		
Kniestabilität			o. E-/klin. Unauf.		lat. Inst. li>re		re. Stab li. Instab		k.A.		k.A.		
Diagnose			angeb. BLD li.		97 li. traumatisch		angeb. BLD li.		k.A.		k.A.		
Patella-Lage	LRS	rechts	1,47	1,64	1,97	2,21	2,21	1,75	2,38	2,15	2,17	1,76	
		links	1,95	1,66	2,1	2,19	1,37	1,93	2,22	2,19	2,07	2,34	
	CT	rechts	1,8	2,1	1,6	1,6	1,6	1,6	1,4	3,2	1,6	1,6	
		links	2,4	1,8	1,4	1,2	1,8	1,6	2,4	2,0	1,6	1,0	
Bein	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	
OS-Länge													
LRS	in mm	480	477	490	455	462	460	500	489	472	490	487	521
CT	in mm	451	448	455	424	435	426	472	460	445	466	456	490
Diff.	in mm	29	29	35	31	27	34	28	29	27	24	31	31
Diff. rel.	in %	6,3%	6,5%	7,7%	7,3%	6,2%	8,0%	5,9%	6,3%	6,1%	5,2%	6,8%	6,3%
US-Länge													
LRS	in mm	380	371	391	388	371	361	394	373	358	367	419	422
CT	in mm	362	354	370	366	347	340	376	358	344	354	400	404
Diff.	in mm	18	16	21	22	24	21	18	15	14	13	19	18
Diff. rel.	in %	4,9%	4,6%	5,7%	6,0%	6,9%	6,2%	4,8%	4,2%	4,1%	3,7%	4,8%	4,5%
Ges-Länge													
LRS	in mm	860	848	881	843	834	820	894	863	830	859	906	943
CT	in mm	813	802	825	790	782	766	848	818	789	816	856	894
Diff.	in mm	47	46	56	53	52	54	46	45	41	43	50	49
Diff. rel.	in %	5,7%	5,8%	6,8%	6,7%	6,6%	7,0%	5,4%	5,5%	5,2%	5,3%	5,8%	5,5%
Mech.-Achse													
LRS	in mm	-0,90	-0,82	12,5	12,5	-2,7	20,7	3,4	-2,3	11,9	9,1	-11,2	-4,7
CT	in mm	-0,13	0,34	13,9	13,9	-4,0	16,0	10,5	3,0	8,0	8,0	-8,0	-2,0
Diff.abs.	in mm	0,77	1,16	1,4	1,4	1,3	4,7	7,1	5,3	3,9	1,1	3,2	2,7
Diff. rel.	in %	592,3%	341,2%	10,1%	10,1%	-32,5%	29,4%	67,6%	176,7%	48,8%	13,8%	-40,0%	135,0%
Winkel CCD													
LRS	in Grad	132	129	130	120	125	125	129	125	131	131	137	125
CT	in Grad	133	131	130	125	132	129	137	128	132	134	140	135
Diff.	in Grad	-1,3	-1,6	0	-5	-7	-4	-8	-3	-1	-3	-3	-10
Diff. rel.	in %	-1,0%	-1,2%	0,0%	-4,0%	-5,3%	-3,1%	-5,8%	-2,3%	-0,8%	-2,2%	-2,1%	-7,4%
Winkel aLDFW													
LRS	in Grad	80,8	80,5	77,0	74,5	80,0	74,6	78,5	80,2	75,9	78,6	79,8	79,6
CT	in Grad	80,8	80,1	78,8	73,7	80,0	73,3	78,5	78,9	77,8	78,7	79,5	82,0
Diff.	in Grad	0,0	0,4	-1,8	0,8	0	1,3	0	1,3	-1,9	-0,1	0,3	-2,4
Diff. rel.	in %	0,0%	0,4%	-2,3%	1,1%	0,0%	1,8%	0,0%	1,6%	-2,4%	-0,1%	0,4%	-2,9%
Winkel mLDFW													
LRS	in Grad	87,2	86,9	83,8	80,3	86,4	81,0	84,8	87,9	82,3	85,0	84,8	86,6
CT	in Grad	87,0	86,3	84,3	78,9	86,4	81,6	84,2	85,5	84,6	84,5	84,2	86,6
Diff.	in Grad	0,2	0,6	-0,5	1,4	0	-0,6	0,6	2,4	-2,3	0,5	0,6	0
Diff. rel.	in %	0,3%	0,7%	-0,6%	1,8%	0,0%	-0,7%	0,7%	2,8%	-2,7%	0,6%	0,7%	0,0%
Winkel MPTW													
LRS	in Grad	87,5	86,7	86,9	84,2	86,0	87,0	87,0	87,1	85,9	87,6	82,1	85,8
CT	in Grad	86,9	86,0	88,4	83,0	85,5	87,1	87,7	86,4	85,3	86,5	81,9	86,1
Diff.	in Grad	0,5	0,7	-1,5	1,2	0,5	-0,1	-0,7	0,7	0,6	1,1	0,2	-0,3
Diff. rel.	in %	0,6%	0,8%	-1,7%	1,4%	0,6%	-0,1%	-0,8%	0,8%	0,7%	1,3%	0,2%	-0,3%
Winkel LDTW													
LRS	in Grad	88,2	89,6	83,5	85,0	88,6	84,9	85,7	88,0	86,1	86,2	89,8	90,1
CT	in Grad	90,8	91,4	86,1	86,3	90,2	85,2	87,7	91,9	91,3	88,8	93,9	91,9
Diff.	in Grad	-2,6	-1,7	-2,6	-1,3	-1,6	-0,3	-2	-3,9	-5,2	-2,6	-4,1	-1,8
Diff. rel.	in %	-2,9%	-1,9%	-3,0%	-1,5%	-1,8%	-0,4%	-2,3%	-4,2%	-5,7%	-2,9%	-4,4%	-2,0%

Patient	K. B.		L. W.		M. G.		M. F.		B. M.		H. S.		
Geburtsdatum	22.10.1982		20.12.1953		29.11.1961		12.07.1975		02.08.1978		24.08.1978		
Kniestabilität	re. Stab. Li. Lat.instb		re/li stab.		re/li. stab.		re/li stab.		re/li stab.		re/li stab.		
Diagnose	99 li traumatisch		traumatisch 15. re.		angeb. BLD re.		82 traumatisch li		angeb. BLD li.		k.A. verm. angeb.BVL		
Patella-Lage LRS re	1,25	2,68	2,38	2,32	2,05	1,61	2,27	1,58	1,88	1,59	1,44	1,8	
li	3,51	2,34	1,93	1,78	1,53	1,70	1,98	2,38	1,76	1,75	1,95	2,14	
CT re	0,8	3,0	1,4	2,0	1,0	1,2	1,6	2,0	2,0	1,8	1,6	1,6	
li	3,3	0,7	2,4	1,6	1,6	1,2	1,8	?	1,4	1,4	1,8	1,2	
Bein	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	
OS-Länge													
LRS	in mm	574	534	513	525	472	488	505	520	475	464	477	441
CT	in mm	541	498	480	492	444	457	480	492	446	437	443	402
Diff.	in mm	33	36	33	33	28	31	25	28	29	27	34	39
Diff. rel.	in %	6,1%	7,2%	6,9%	6,7%	6,3%	6,8%	5,2%	5,7%	6,5%	6,2%	7,7%	9,7%
US-Länge													
LRS	in mm	425	422	400	404	360	361	397	404	375	352	379	388
CT	in mm	397	398	386	390	350	351	380	388	364	339	356	364
Diff.	in mm	28	24	14	14	10	10	17	16	11	13	23	24
Diff. rel.	in %	7,1%	6,0%	3,6%	3,6%	2,9%	2,8%	4,5%	4,1%	3,0%	3,8%	6,5%	6,6%
Ges-Länge													
LRS	in mm	999	957	913	931	832	848	903	924	851	816	856	829
CT	in mm	939	896	865	882	794	808	860	880	810	777	799	766
Diff.	in mm	60	61	48	49	38	40	43	44	41	39	57	63
Diff. rel.	in %	6,4%	6,8%	5,5%	5,6%	4,8%	5,0%	5,0%	5,0%	5,1%	5,0%	7,1%	8,2%
Mech.-Achse													
LRS	in mm	-3,0	3,0	-24,0	-5,0	-20,0	-24,1	-6,4	-1,3	7,0	2,0	2,3	0,0
CT	in mm	-2,0	7,0	-18,0	-8,0	-16,0	-18,0	-4,0	2,0	6,0	2,0	5,0	0,0
Diff.abs.	in mm	1,0	4,0	6,0	3,0	4,0	6,1	2,4	3,3	1,0	0,0	2,7	0,0
Diff. rel.	in %	-50,0%	57,1%	-33,3%	-37,5%	-25,0%	-33,9%	-60,0%	165,0%	16,7%	0,0%	54,0%	k.A.
Winkel CCD													
LRS	in Grad	140	139	117	121	130	136	140	133	132	130	138	126
CT	in Grad	144	141	117	121	139	140	140	134	132	129	138	126
Diff.	in Grad	-4	-2	0	0	-9	-4	0	-1	0	1	0	0
Diff. rel.	in %	-2,8%	-1,4%	0,0%	0,0%	-6,5%	-2,9%	0,0%	-0,7%	0,0%	0,8%	0,0%	0,0%
Winkel aLDFW													
LRS	in Grad	82,6	75,0	80,2	80,0	82,7	84,7	80,2	80,4	80,6	77,9	81,2	81,8
CT	in Grad	85,0	75,3	80,8	80,8	83,8	84,9	80,3	79,9	78,2	77,2	79,2	82,8
Diff.	in Grad	-2,4	-0,3	-0,6	-0,8	-1,1	-0,2	-0,1	0,5	2,4	0,7	2	-1
Diff. rel.	in %	-2,8%	-0,4%	-0,7%	-1,0%	-1,3%	-0,2%	-0,1%	0,6%	3,1%	0,9%	2,5%	-1,2%
Winkel mLDFW													
LRS	in Grad	86,8	87,4	90,3	87,8	90,0	87,6	85,6	86,7	87,1	84,7	87,4	86,4
CT	in Grad	88,5	87,4	90,4	90,0	88,7	88,8	85,9	85,6	85,1	82,7	85,3	86,7
Diff.	in Grad	-1,7	0	-0,1	-2,2	1,3	-1,2	-0,3	1,1	2	2	2,1	-0,3
Diff. rel.	in %	-1,9%	0,0%	-0,1%	-2,4%	1,5%	-1,4%	-0,3%	1,3%	2,4%	2,4%	2,5%	-0,3%
Winkel MPTW													
LRS	in Grad	86,0	88,2	83,9	87,9	88,2	85,6	83,7	86,2	89,0	85,3	87,0	86,1
CT	in Grad	87,9	89,4	85,6	87,8	85,3	84,1	84,4	86,4	86,6	83,2	87,1	86,7
Diff.	in Grad	-1,9	-1,2	-1,7	0,1	2,9	1,5	-0,7	-0,2	2,4	2,1	-0,1	-0,6
Diff. rel.	in %	-2,2%	-1,3%	-2,0%	0,1%	3,4%	1,8%	-0,8%	-0,2%	2,8%	2,5%	-0,1%	-0,7%
Winkel LDTW													
LRS	in Grad	89,5	88,0	85,3	85,0	92,0	91,0	81,0	82,0	91,1	89,5	85,3	85,6
CT	in Grad	90,8	90,2	84,9	84,9	94,8	92,1	93,1	92,1	91,0	91,2	88,8	90,9
Diff.	in Grad	-1,3	-2,2	0,4	0,1	-2,8	-1,1	-12,1	-10,1	0,1	-1,7	-3,5	-5,3
Diff. rel.	in %	-1,4%	-2,4%	0,5%	0,1%	-3,0%	-1,2%	-13,0%	-11,0%	0,1%	-1,9%	-3,9%	-5,8%

Patient	J. P.		G. E.		B. H.		E. S.		S. T.		S. H.	
Geburtsdatum	25.10.1962		11.02.1963		22.10.1951		30.08.1978		07.09.1982		07.10.1955	
Kniestabilität	re. Stab. Li leicht lat instab.		re/li stab.		re stab. Li lat instab.		vermutl stab.		k.A.		re/li stab.	
Diagnose	65 traumatisch li		angeb. BLD re.		53 Polio		95 traumatisch re		k.A.		60 Infekt	
Patella-Lage LRS re	1,78	1,41	1,47	1,17	1,7	2,1	2,31	1,51	2,36	1,54	1,83	2,05
li	1,64	2,1	1,3	1,39	2,6	2,12	1,81	2,14	2,26	2,27	1,75	1,93
CT re	1,39	2	1,8	1,4	1,6	2,4	2,2	2,4	1,8	1,8	1,6	2
li	1,39	2	1,4	1,2	1,6	1,2	2,0	2,0	1,6	1,6	2,0	2,2
Bein	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes
OS-Länge												
LRS in mm	446	439	410	408	458	441	494	498	533	521	492	462
CT in mm	418	412	383	386	431	412	465	466	504	496	465	434
Diff. in mm	28	27	27	22	27	29	29	32	29	25	27	28
Diff. rel. in %	6,7%	6,6%	7,0%	5,7%	6,3%	7,0%	6,2%	6,9%	5,8%	5,0%	5,8%	6,5%
US-Länge												
LRS in mm	377	323	322	319	361	319	380	385	415	409	394	385
CT in mm	364	310	304	300	342	306	367	372	390	386	380	370
Diff. in mm	13	13	18	19	19	13	13	13	25	23	14	15
Diff. rel. in %	3,6%	4,2%	5,9%	6,3%	5,6%	4,2%	3,5%	3,5%	6,4%	6,0%	3,7%	4,1%
Ges-Länge												
LRS in mm	824	762	733	728	819	761	875	883	949	931	886	848
CT in mm	782	722	687	686	772	718	833	838	896	882	844	804
Diff. in mm	42	40	46	42	47	43	42	45	53	49	42	44
Diff. rel. in %	5,4%	5,5%	6,7%	6,1%	6,1%	6,0%	5,0%	5,4%	5,9%	5,6%	5,0%	5,5%
Mech.-Achse												
LRS in mm	-8,8	0,0	10,5	-12,2	19,0	5,0	-8,1	-14,6	3,0	10,5	17,0	-9,1
CT in mm	-6,0	0,0	12,0	-10,0	16,0	6,0	-6,0	-8,0	2,0	10,0	20,0	-9,1
Diff.abs. in mm	2,8	0,0	1,5	2,2	3,0	1,0	2,1	6,6	1,0	0,5	3,0	0,0
Diff. rel. in %	-46,7%	k.A.	12,5%	-22,0%	18,8%	16,7%	-35,0%	-82,5%	50,0%	5,0%	15,0%	0,0%
Winkel CCD												
LRS in Grad	128	129	132	134	131	132	135	138	133	130	124	122
CT in Grad	123	121	134	138	130	132	131	134	136	133	122	122
Diff. in Grad	5	8	-2	-4	1	0	4	4	-3	-3	2	0
Diff. rel. in %	4,1%	6,6%	-1,5%	-2,9%	0,8%	0,0%	3,1%	3,0%	-2,2%	-2,3%	1,6%	0,0%
Winkel aLDFW												
LRS in Grad	76,4	83,4	81,1	89,3	79,0	79,1	82,8	85,2	79,2	84,2	82,1	83,0
CT in Grad	74,6	82,7	81,0	88,3	77,7	77,8	82,5	81,8	80,0	82,5	79,6	80,1
Diff. in Grad	1,8	0,7	0,1	1	1,3	1,3	0,3	3,4	-0,8	1,7	2,5	2,9
Diff. rel. in %	2,4%	0,8%	0,1%	1,1%	1,7%	1,7%	0,4%	4,2%	-1,0%	2,1%	3,1%	3,6%
Winkel mLDFW												
LRS in Grad	89,4	89,0	86,2	94,5	85,6	85,1	88,6	89,5	86,2	90,0	88,6	88,0
CT in Grad	89,3	88,2	85,0	94,9	85,5	83,1	87,3	86,8	86,4	87,8	86,1	85,4
Diff. in Grad	0,1	0,8	1,2	-0,4	0,1	2	1,3	2,7	-0,2	2,2	2,5	2,6
Diff. rel. in %	0,1%	0,9%	1,4%	-0,4%	0,1%	2,4%	1,5%	3,1%	-0,2%	2,5%	2,9%	3,0%
Winkel MPTW												
LRS in Grad	92,0	88,0	89,6	90,7	90,0	87,8	86,0	85,0	87,0	87,0	93,2	86,1
CT in Grad	89,3	88,2	88,7	90,0	90,3	84,5	85,1	85,0	86,2	85,1	91,5	83,0
Diff. in Grad	2,7	-0,2	0,9	0,7	-0,3	3,3	0,9	0	0,8	1,9	1,7	3,1
Diff. rel. in %	3,0%	-0,2%	1,0%	0,8%	-0,3%	3,9%	1,1%	0,0%	0,9%	2,2%	1,9%	3,7%
Winkel LDTW												
LRS in Grad	83,0	93,0	91,0	91,0	92,0	keinSG	89,0	88,5	92,0	88,0	87,0	87,0
CT in Grad	84,7	93,6	90,9	88,7	94,5	kein SG	91,7	91,7	88,7	90,8	91,0	86,8
Diff. in Grad	-1,7	-0,6	0,1	2,3	-2,5	k.A.	-2,7	-3,2	3,3	-2,8	-4	0,2
Diff. rel. in %	-2,0%	-0,6%	0,1%	2,6%	-2,6%	k.A.	-2,9%	-3,5%	3,7%	-3,1%	-4,4%	0,2%

Patient		K. J.		H. B.		D. B.	
Geburtsdatum		27.01.1976		16.10.1986		05.07.1981	
Kniestabilität		re/li stab.		re/li stab.		k.A.	
Diagnose		78 traumatisch		angeb. Fehlst.re.		k.A.	
Patella-Lage	LRS re	2,90	1,85	2,04	1,44	2,24	1,76
	li	1,51	2,89	1,25	1,85	1,97	1,9
CT re		1,6	1,8	1,8	1,6	1,6	2,2
	li	2,2	1,6	1,8	1,4	1,9	0,4
Bein		rechtes	linkes	rechtes	linkes	rechtes	linkes
OS-Länge							
LRS	in mm	498	498	417	452	420	429
CT	in mm	468	468	396	426	398	406
Diff.	in mm	30	30	21	26	22	23
Diff. rel.	in %	6,4%	6,4%	5,3%	6,1%	5,5%	5,7%
US-Länge							
LRS	in mm	395	320	341	346	338	367
CT	in mm	376	312	332	334	314	346
Diff.	in mm	19	8	9	12	24	21
Diff. rel.	in %	5,1%	2,6%	2,7%	3,6%	7,6%	6,1%
Ges-Länge							
LRS	in mm	893	817	758	798	758	797
CT	in mm	844	780	726	760	712	752
Diff.	in mm	49	37	32	38	46	45
Diff. rel.	in %	5,8%	4,7%	4,4%	5,0%	6,5%	6,0%
Mech.-Achse							
LRS	in mm	-7,1	-12,9	-28,2	2,3	14,9	4,7
CT	in mm	-8,0	-12,0	-32,0	2,0	8,0	4,0
Diff.abs.	in mm	0,9	0,9	3,8	0,3	6,9	0,7
Diff. rel.	in %	-11,3%	-7,5%	-11,9%	15,0%	86,3%	17,5%
Winkel CCD							
LRS	in Grad	124	128	140	132	141	127
CT	in Grad	126	131	140	133	141	129
Diff.	in Grad	-2	-3	0	-1	0	-2
Diff. rel.	in %	-1,6%	-2,3%	0,0%	-0,8%	0,0%	-1,6%
Winkel aLDFW							
LRS	in Grad	81,9	80,8	91,3	77,5	82,5	79,4
CT	in Grad	81,1	83,2	90,5	79,6	86,4	78,5
Diff.	in Grad	0,8	-2,4	0,8	-2,1	-3,9	0,9
Diff. rel.	in %	1,0%	-2,9%	0,9%	-2,6%	-4,5%	1,1%
Winkel mLDFW							
LRS	in Grad	89,2	89,4	92,0	85,2	89,3	85,3
CT	in Grad	88,4	88,9	94,8	87,2	89,6	84,9
Diff.	in Grad	0,8	0,5	-2,8	-2	-0,3	0,4
Diff. rel.	in %	0,9%	0,6%	-3,0%	-2,3%	-0,3%	0,5%
Winkel MPTW							
LRS	in Grad	87,2	85,6	87,8	86,0	90,6	86,0
CT	in Grad	85,7	85,3	84,5	87,4	91,7	84,9
Diff.	in Grad	1,5	0,3	3,3	-1,4	-1,1	1,1
Diff. rel.	in %	1,8%	0,4%	3,9%	-1,6%	-1,2%	1,3%
Winkel LDTW							
LRS	in Grad	83,3	119,0	85,0	90,0	103,0	91,4
CT	in Grad	89,5	120,0	87,6	87,5	104,0	91,2
Diff.	in Grad	-6,2	-1	-2,6	2,5	-1	0,2
Diff. rel.	in %	-6,9%	-0,8%	-3,0%	2,9%	-1,0%	0,2%

10.2 Tabellen 4 bis 12: Statistische Auswertung zu Kap. 5.1

	OS-Länge LRS r	OS-Länge CT r	OS-Länge Diff. R	OS-Länge rel. R
Mean	478,25	447,175	31,075	0,07
STDW	37,464	35,879	14,325	0,036
Standard Error	5,924	5,673	2,265	0,006
Variance	1403,526	1287,276	205,199	0,001
Variationkoef.	0,078	0,08	0,461	0,516
Min	408	383	21	0,05
Max	574	541	116	0,287
Range	166	158	95	0,237
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	19130	17887	1243	2,806
Sum of Squares	9203660	8048823	46629	0,248

Tab. 4: Längen Oberschenkel

	US-Länge LRS r	US-Länge CT r	US-Länge Diff. R	US-Länge rel. R
Mean	375,175	358,175	17	0,387
STDW	30,515	28,643	5,079	1,511
Standard Error	4,825	4,529	0,803	0,239
Variance	931,174	820,404	25,795	2,284
Variationkoef.	0,081	0,08	0,299	3,91
Min	319	300	8	0,026
Max	425	404	28	7,6
Range	106	104	20	7,574
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	15007	14327	680	15,461
Sum of Squares	5666567	5163569	12566	95,058

Tab. 5: Längen Unterschenkel

	Ges-Länge LRS r	Ges-Länge CT r	Ges-Länge Diff. R	Ges-Länge rel. R
Mean	853,8	809,95	43,85	0,364
STDW	64,254	65,273	17,744	1,369
Standard Error	10,16	10,321	2,806	0,216
Variance	4128,626	4260,51	314,849	1,874
Variationkoef.	0,075	0,081	0,405	3,759
Min	728	686	-57	-0,059
Max	999	960	63	6,5
Range	271	274	120	6,559
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	34152	32398	1754	14,565
Sum of Squares	29319994	26406920	89192	78,378

Tab. 6: Beinlängen gesamt

	Mech.-Achse LRS r	Mech.-Achse CT r	Mech.-Achse Diff.abs. r	Mech.-Achse rel. R
Mean	-0,86	0,105	2,57	2,625
STDW	11,942	10,924	2,048	13,859
Standard Error	1,888	1,727	0,324	2,191
Variance	142,617	119,334	4,192	192,06
Variationkoef.	-13,886	104,038	0,797	5,28
Min	-28,2	-32	0	-1,35
Max	20,7	20	7,1	86,3
Range	48,9	52	7,1	87,65
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	-34,4	4,2	102,8	104,98
Sum of Squares	5591,64	4654,48	427,7	7765,855

Tab. 7: Mechanische Achse

	Winkel CCD LRS r	Winkel CCD CT r	Winkel CCD Diff. R	Winkel CCD rel. R
Mean	130,5	131,975	-1,475	-0,01
STDW	6	6,55	3,566	0,027
Standard Error	0,949	1,036	0,564	0,004
Variance	36	42,897	12,717	0,001
Variationkoef.	0,046	0,05	-2,418	-2,652
Min	117	117	-10	-0,074
Max	141	144	8	0,066
Range	24	27	18	0,14
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	5220	5279	-59	-0,41
Sum of Squares	682614	698369	583	0,033

Tab. 8: Winkel CCD

	Winkel aLDFW LRS r	Winkel aLDFW CT r	Winkel aLDFW Diff. R	Winkel aLDFW rel. R
Mean	80,605	80,433	0,173	-0,072
STDW	3,476	3,569	1,606	0,756
Standard Error	0,55	0,564	0,254	0,12
Variance	12,084	12,736	2,579	0,572
Variationkoef.	0,043	0,044	9,31	-10,539
Min	74,5	73,3	-3,9	-4,5
Max	91,3	90,5	3,4	1,5
Range	16,8	17,2	7,3	6
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	3224,2	3217,3	6,9	-2,871
Sum of Squares	260357,9	259272,19	101,77	22,513

Tab. 9: Winkel aLDFW

	Winkel mLDFW LRS r	Winkel mLDFW CT r	Winkel mLDFW Diff. R	Winkel mLDFW rel. R
Mean	87,045	86,638	0,407	0,01
STDW	2,766	3,027	1,421	0,094
Standard Error	0,437	0,479	0,225	0,015
Variance	7,65	9,162	2,019	0,009
Variationkoef.	0,032	0,035	3,487	9,537
Min	80,3	78,9	-2,8	-0,3
Max	94,5	94,9	2,7	0,5
Range	14,2	16	5,5	0,8
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	3481,8	3465,5	16,3	0,396
Sum of Squares	303371,64	300599,59	85,37	0,351

Tab. 10: Winkel mLDFW

	Winkel MPTW LRS r	Winkel MPTW CT r	Winkel MPTW Diff. R	Winkel MPTW rel. R
Mean	87,057	86,47	0,587	0,009
STDW	2,202	2,284	1,408	0,284
Standard Error	0,348	0,361	0,223	0,045
Variance	4,851	5,217	1,982	0,08
Variationkoef.	0,025	0,026	2,396	30,086
Min	82,1	81,9	-1,9	-1,2
Max	93,2	91,7	3,3	1,3
Range	11,1	9,8	5,2	2,5
Count	40	40	40	40
Missing Cells	0	0	0	0
Sum	3482,3	3458,8	23,5	0,377
Sum of Squares	303349,51	299285,88	91,09	3,142

Tab. 11: Winkel MPTW

	Winkel LDTW LRS r	Winkel LDTW CT r	Winkel LDTW Diff. R	Winkel LDTW rel. R
Mean	88,882	91,051	-2,169	-0,044
STDW	6,32	5,919	2,941	0,164
Standard Error	1,012	0,948	0,471	0,026
Variance	39,948	35,038	8,649	0,027
Variationkoef.	0,071	0,065	-1,356	-3,737
Min	81	84,7	-12,1	-1
Max	119	120	3,3	0,2
Range	38	35,3	15,4	1,2
Count	39	39	39	39
Missing Cells	1	1	1	1
Sum	3466,4	3551	-84,6	-1,715
Sum of Squares	309618,76	324654,54	512,16	1,101

Tab. 12: Winkel LDTW

10.3 Tabelle 13: Einstellung Kondylenhinterkante zu Kap. 5.2

Datum	Patient	Besonderheit			Messungen rechtes Bein			Messungen linkes Bein			
		m - w	Geburtsdatum	Alter	Diagnose	Winkel im Ruhezustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur	Winkel im Ruhezustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur
18.02.2004											
	1 M.N.	m	02.09.1980	23	traumatisch => schnelleres Wachstum des linken Beines nach Fraktur	-11,3	17	-2,0	-6,4	16	1,0
	2 L.N.	w	21.09.1977	26	angeboren diverse Vor-OPs zur Beinkorrektur nach progredienter angeborener BLD	-10,0	15	5,7	-15,0	20	3,2
	3 S.S.	m	09.04.1972	32	kosmetisch familiärer Kleinwuchs => Wunsch auf kosmetische Verlängerung	-8,0	12	2,1	-5,0	10	4,5
	4 M.W	m	02.05.1964	39	angeboren diverse Vor-OP's	-11,0	15	0,0	-3,0	8	4,6
03.03.2004											
	5 W.S.	w	16.08.1978	25	angeboren angeborene Hüftdysplasie mit BLD von 5 cm => diverse Vor-OP's	0,5	-3	0,0	-7,4	12	-1,7
	6 S.J.	w	09.10.1987	16	angeboren angeborene BLD von 7,5cm => Hypoplasie der rechten unteren Extremität	0,0	0	0,0	-12,3	15	-6,0
	7 R.J.	m	26.06.1986	17	angeboren 1998 entdeckter Beckenschiefstand aufgrund von 5 cm BLD rechts	-23,1	29	-6,1	-22,7	29	-2,7
	8 L.J.	w	13.11.1979	24	traumatisch mit 5 Jahren US-Fraktur (Seite ?) BLD -2,5 cm rechts	-5,5	14	3,5	-12,1	20	0,0
	9 A.S.	w	12.01.1981	23	angeboren angeborene Hüftluxation => diverse Vor-OP's	-16,6	22	-2,8	2,6	-7	2,2
10.03.2004											
	10 H.S.	w	12.04.1979	24	angeboren angeborene BLD links 5 cm, Z.n. Pferdeunfall mit Weichteildefekt linke Wade	-11,4	16	-0,4	-5,6	8	-0,8
	11 K.K.	m	20.12.1962	41	traumatisch 1978 Trümmerbruch US rechts	-7,0	12	2,3	-7,0	12	1,7
	12 P.M.	m	19.06.1983	20	traumatisch Mopedunfall 2000 => offener OS-Trümmerbruch rechts, Plexusausriss rechter Arm	11,4	-13	2,5	-13,5	15	-3,6
	13 N.M.	m	01.07.1974	29	erworben BLD von 9 cm durch Hypoplasie der rechten unt. Extremität n. Knieinfektion mit 19 Tagen	-8,0	8	0,0	-5,2	5	-1,3

Datum	Besonderheit					Messungen rechtes Bein			Messungen linkes Bein			
	Patient	m - w	Geb.- Datum	Alter	Diagnose	Winkel im Ruhe- zustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur	Winkel im Ruhe- zustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur	
	14	Z.A.	m	13.03.1977	26	traumatisch	-1,4	5	1,2	-8,5	10	4,8
	komplette US-Fraktur rechts											
17.03.2004	15	K.H.	w	03.04.1961	42	angeboren	8,5	-3	5,0	-12	17	-2,8
	Z.n. Beinverlängerung um 7cm (Ilizarov), jetzt noch 5 cm BLD											
	16	A.I.	m	01.06.1973	30	traumatisch	-5,3	10	1,9	-8,7	15	0,8
	Z.n. nach VU mit OS-Fraktur											
	17	H.R.	w	02.01.1989	15	angeboren	-16,1	21	0,5	-7,0	12	0,4
	vermutlich angeborene BLD von 4 cm rechts											
	18	S.E.	m	28.10.1959	44	erworben	-11,5	16	0,8	-2,6	8	3,4
	Wachstumsfugenschädigung durch Bestrahlung eines Hämangiom am OS (re/li?)											
	19	F.S.	w	19.09.1936	67	erworben	-12,0	17	1,4	-12,0	17	6,4
	Meniskusschaden erworben / degenerativ (?)											
	20	K.P.	m	07.03.1979	25	angeboren	-17,2	21	-2,8	-8,5	14	0,4
	angeborene BLD											
	21	S.M.	w	13.06.1988	15	kosmetisch	-17,7	24	13,4	-9,3	15	11,0
	P. hatte kosmetisches Anliegen, war mit 135 cm zu klein für die Testauflage											
14.04.2004	22	M.C.	m	17.09.1977	26	angeboren	-23,0	28	-2,7	26,8	32	17,4
	stark deformiertes linkes Bein mit fast fehl. Patella, Drehung am Anschlag											
	23	M.A.	w	30.07.1966	37	erworben	-4,8	9	5,9	7,6	-12	6,0
	Hüftgelenksdisplasie im Säuglingsalter											
21.04.2004	24	B.S.	m	14.02.1978	26	Fitbone	-5,8	12	1,1	-7,4	12	0,0
	Z.n. nach Beinverlängerung mittels Fitbone => operiert von Bätz											
	25	A.K.	w	01.02.1968	34	erworben	-16,4	20	1,0	-13,4	15	-5,2
	angeborene Gonna valga, Motorradunfall mit 12 Jahren											
	26	B.O.	m	29.08.1968	33	traumatisch	0,0	0	7,2	-5,2	10	-4,6
	mit 3,5 Jahren vom LKW angefahren => OS- und Beckenbruch											
	27	T.H.	w	07.05.1982	21	angeboren	-7,0	13	-3,0	6,0	-7	10,8
	angeborene Wachstumsstörung der linken unteren Extremität => BLD von 4 cm											

Datum	Besonderheit					Messungen rechtes Bein			Messungen linkes Bein		
	Patient	m - w	Geb.- Datum	Alter	Diagnose	Winkel im Ruhe- zustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur	Winkel im Ruhe- zustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur
28	W.C.	w	06.09.1978	25	angeboren vermutlich angeborene BLD	-13,0	18	1,0	-21,0	26	-5,0
29	M.S.	m	30.12.1975	28	traumatisch VU 1998 Fixateur externe MRSA (?)	-9,0	14	2,2	-14,0	20	0,0
28.04.2004											
30	B.E.	w	03.03.1965	39	traumatisch Vu mit 12 Jahren, seitdem Wachstumsverzögerung BLD links 4 cm	-5,0	8	2,8	-1,0	5	3,9
31	F.J.	m	27.09.1941	63	traumatisch Z.n. Motorradunfall 2000 Oberschenkelhalsbruch offen => BLD 3 cm	-6,0	12	3,4	-11,0	18	5,8
32	E.C.	w	18.09.1981	22	angeboren CFD Beinlängendifferenz 12 cm	-16,2	30	-12,2	0,0	0	-8,2
33	F.O.	m	20.08.1979	24	angeboren Z.n. Beinverlängerung wg. angeborene BLD	-9,0	16	3,6	-16	20	-4,3
34	M.K.	w	12.02.1991	13	erworben cartilaginäre Exostosen => BLD von -2,4 cm li	-11	17	1,4	-17	23	-1,1
05.05.2004											
35	P.S.	w	26.02.1955	49	angeboren angeborene Hüftluxation	-15,0	20	1,0	-4,0	7	-1,8
36	F.K.	w	04.10.1964	39	angeboren angeborene Fehlstellung	16,0	-30	0,0	-20,0	23	-6,8
37	H.A.	w	16.07.1980	23	kosmetisch Z.n. nach diversen Vor-OP's auch eine Verlängerung nach Ilizarow	-7,0	15	2,0	-9,0	13	-1,0
38	H.C.	w	11.10.1990	13	angeboren BLD von -3 cm links	-15,0	21	-3,9	-11,0	17	-1,4
12.05.2004											
39	L.M.	w	13.03.1948	56	angeboren komplexe Beindefornität unklarer Ätiologie	-7,0	7	0,0	-1,0	5	7,6
40	G.N.	w	21.07.1987	16	erworben P. mit deutl. Streckdefizit rechts, war unwillig und hat sich bewegt. 1989 periphere Lähmung der unteren Extr. mit folgender Wachstumsverzögerung	-22,0	27	-23,4	-1,0	5	-1,7
41	M.C.	w	17.08.1960	43	erworben Hüftep => Hüftkopfnekrose => nach Extensionsbehandlung	-7,0	13	-0,5	7,0	-12	-4,9

Datum	Besonderheit					Messungen rechtes Bein			Messungen linkes Bein		
	Patient	m - w	Geb.- Datum	Alter	Diagnose	Winkel im Ruhe- zustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur	Winkel im Ruhe- zustand	Korrektur	Winkel nach Korrektur
19.05.2004	42 K.H.	w	22.11.1963	40	angeboren angeborene BLD von 2,5 cm	-7,0	12	-3,2	3,0	-5	-6,0
25.08.2004	43 H.B.	w	09.05.1973	31	erworben vermutlich im Alter von 5-6 Jahren Poliomyelitis	-13,0	19	3,8	-7,0	12	-2,0
	44 M.S.	w	03.08.1989	15	angeboren angeborene BLD links	-14,0	19	4,6	24,0	-29	-2,0
01.09.2004	45 R.I.	w	02.04.1980	24	angeboren vermutlich angeborene BLD rechts	-7,0	14	4,0	-14,0	19	-8,0
	46 M.C.	w	08.11.1979	24	angeboren angeborene BLD links bei angeborenem Klumpfuß	0,0	0	1,1	0,0	0	0,0
	47 H.A.	w	08.12.1981	22	erworben Z.n. nach Poliomyelitis	-25,0	30	0,0	-13,0	18	-4,2
15.09.2004	48 M.E.	w	14.02.1972	32	angeboren angeborene BLD 3 cm	-6,0	8	-3,9	9,0	-14	-5,4
	49 N.P.	m	28.06.1986	18	angeboren fragl. congenitale BLD von 2,3 cm	-11,0	15	3,3	2,0	-5	0,0
	50 S.R.	m	03.05.1966	38	traumatisch Patient hatte mehrere Unfälle, die ihn derzeit in den Rollstuhl zwangen	-9,0	14	0,0	12,0	17	0,8
	51 S.J.	m	22.09.1965	38	angeboren angeborene BLD von 2 cm	-8,0	13	1,1	-3,0	8	0,0
	52 S.S.	w	06.04.1975	29	traumatisch offene US-Fraktur nach VU => BLD von - 4 cm rechts	-1,0	3	1,6	2,0	-4	0,4

10.4 Tabelle 14: Datentabelle zu Kap. 5.3

lfd. Nr.	Pat. Nr.		Geburtsdatum	Alter	Seite/Cond.-Winkel	OS-Länge (LRS)	OS-Länge (CT)	Diff. in %	US-Länge (LRS)	US-Länge (CT)	Diff. in %	Ges.-Länge (LRS)	Ges.-Länge (CT)	Diff. in %
1	1	M.N.	02.09.1980	23	li +1°	519	481	7,3	404	381	5,7	923	862	6,6
2	5	W.S.	16.08.1978	25	re 0°	441	408	7,5	337	329	2,4	778	737	5,3
3					li - 1,7°	461	434	5,9	353	340	3,7	815	774	5,0
4	6	S.J.	09.10.1987	16	re 0°	406	384	5,4	336	325	3,3	741	709	4,3
5	8	L.J.	13.11.1979	24	li 0°	502	466	7,2	417	394	5,5	920	860	6,5
6	10	H.S.	12.04.1979	24	re -0,4°	529	492	7,0	441	414	6,1	970	907	6,5
7					li - 0,8°	503	467	7,2	411	390	5,1	915	857	6,3
8	13	N.M.	01.07.1974	29	re 0°	333	309	7,2	385	358	7,0	718	666	7,2
9					li - 1,3°	437	406	7,1	374	348	7,0	811	754	7,0
10	14	Z.A.	13.03.1977	26	re 1,2°	501	470	6,2	420	399	5,0	922	869	5,7
11	16	A.I.	01.06.1973	30	re 1,9°	517	487	5,8	394	379	3,8	912	866	5,0
12					li 0,8°	484	456	5,8	402	381	5,2	886	837	5,5
13	17	H.R.	02.01.1989	15	re 0,5°	491	454	7,5	384	361	6,0	875	815	6,5
14					li 0,4°	517	477	7,7	401	378	5,7	918	855	6,9
15	19	F.S.	19.09.1936	67	re 1,4°	485	446	8,0	387	365	5,7	872	811	7,0
16	20	K.P.	07.03.1979	25	li 0,4°	470	439	6,6	374	351	6,1	845	790	6,5
17	25	A.K.	01.02.1968	34	re 1°	422	401	5,0	332	322	3,0	754	723	4,1
18	28	W.C.	06.09.1978	25	re 1°	416	391	6,0	330	320	3,0	746	711	4,7
19	29	M.S.	30.12.1975	28	li 0°	514	483	6,0	419	400	4,5	931	881	6,3
20	34	M.K.	12.02.1991	13	re 1,4°	468	442	5,6	385	367	4,7	853	809	5,2
21					li - 1,1	454	423	6,8	379	362	4,5	833	785	5,8
22	35	P.S.	26.02.1955	49	re 1°	456	434	4,8	385	357	7,3	841	794	5,6
23					li - 1,8°	438	402	8,2	386	362	6,2	825	764	7,4
24	36	F.K.	04.10.1964	39	re 0°	446	420	5,8	371	356	4,0	817	776	5,0
25	41	M.C.	17.08.1960	43	re -0,5°	396	374	5,6	337	325	3,6	732	698	4,6
26	46	M.C.	08.11.1979	24	re 1,1°	447	421	5,8	350	338	3,4	797	759	4,8
27					li 0°	437	411	5,9	337	326	3,3	774	737	4,8
28	49	N.P.	28.06.1986	18	li 0°	499	481	3,6	395	380	3,8	895	861	3,8
29	50	S.R.	03.05.1966	38	re 0°	534	502	6,0	425	402	5,4	959	904	5,7
30					li 0,8°	541	516	4,6	403	367	8,9	938	874	6,8
31	51	S.J.	22.09.1965	38	re 1,1°	564	524	7,1	454	434	4,4	1018	958	5,9
32					li 0°	555	518	6,7	449	422	6,0	1004	940	6,4
33	52	S.S.	06.04.1975	29	re 1,6°	462	438	5,2	346	333	3,8	809	770	4,8
34					li 0,4°	462	438	5,2	386	367	4,9	849	806	5,1
prozentualer Durchschnitt						6,3			4,9			5,7		

(Fortsetzung Tabelle 14)

lfd. Nr.	Pat. Nr.		MAD (LRS)	MAD (CT)	CCD (LRS)	CCD (CT)	aLDFW (LRS)	aLDFW (CT)	mLDFW (LRS)	mLDFW (CT)	MPTW (LRS)	MPTW (CT)	LDTW (LRS)	LDTW (CT)
1	1	M.N.	-8	9	133	132	87,0	83,8	89,0	86,8	90,0	91,5	88,0	95,0
2	5	W.S.	-12	8	133	133	82,9	87,5	87,8	87,7	85,2	95,1	86,6	95,4
3			7	10	136	140	84,0	86,8	89,7	89,1	88,6	93,1	86,8	92,8
4	6	S.J.	3	2	131	135	79,0	77,8	83,0	82,9	84,0	82,0	84,0	98,0
5	8	L.J.	8	18	131	130	79,0	77,4	85,0	82,2	87,0	86,3	84,0	76,0
6	10	H.S.	-12	0	134	135	80,4	80,4	84,9	85,1	82,0	85,8	88,5	90,8
7			-3	8	134	140	78,2	79,6	84,2	84,7	83,2	87,1	89,2	91,1
8	13	N.M.	11	16	151	164	72,7	70,2	68,4	65,0	70,3	85,0	85,0	84,9
9			-16	3	120	122	80,6	80,6	89,4	85,3	84,0	83,5	85,5	85,6
10	14	Z.A.	0	12	128	129	77,0	76,1	86,0	83,6	86,0	87,9	89,0	96,5
11	16	A.I.	-9	-8	124	130	82,0	81,2	89,0	84,8	87,1	83,1	90,9	91,2
12			0	4	111	123	80,5	81,1	87,2	86,9	86,6	88,1	87,4	89,1
13	17	H.R.	-3	8	134	138	84,0	81,3	89,0	85,3	89,0	87,0	90,0	91,6
14			-10	-5	135	139	85,0	84,0	90,0	88,2	88,0	88,1	90,0	94,7
15	19	F.S.	0	13	131	136	79,0	77,6	84,6	81,0	86,0	85,5	90,0	94,0
16	20	K.P.	-6	2	133	134	84,0	82,6	90,0	97,9	88,0	86,3	89,0	82,0
17	25	A.K.	3	6	128	133	74,0	76,7	81,0	81,9	81,0	83,5	88,0	99,5
18	28	W.C.	-18	-10	130	137	82,1	76,7	90,7	88,5	85,0	84,0	88,0	89,5
19	29	M.S.	0	8	128	129	77,0	75,8	84,0	82,8	85,0	83,5	90,0	93,8
20	34	M.K.	0	6	134	134	83,0	84,7	88,0	91,1	83,0	95,2	84,0	85,9
21			0	2	132	148	85,5	85,5	95,7	94,4	89,0	94,4	87,0	86,2
22	35	P.S.	0	0	132	144	81,5	80,8	87,0	83,2	87,0	82,9	89,0	97,3
23			8	0	141	148	81,0	80,4	86,0	83,4	88,0	83,1	81,0	81,5
24	36	F.K.	-6	-8	109	102	81,0	81,4	91,0	89,1	89,0	85,9	83,0	97,4
25	41	M.C.	11	10	143	142	77,0	69,9	77,0	76,4	80,0	79,3	80,0	113,0
26	46	M.C.	-25	-14	129	134	87,0	82,0	94,0	87,0	86,0	83,2	90,0	91,1
27			-12	-3	133	137	91,0	78,9	88,0	82,4	86,0	81,5	92,0	90,0
28	49	N.P.	-16	-8	137	135	80,3	85,1	87,1	88,9	82,5	86,2	87,0	92,8
29	50	S.R.	4	0	141	144	80,1	81,3	84,6	86,0	84,6	86,0	75,0	90,4
30			-51	-64	129	127	83,5	84,8	90,9	88,2	75,0	75,1	85,5	85,5
31	51	S.J.	-15	-10	136	138	79,7	80,2	85,7	84,4	82,2	81,9	87,2	90,5
32			-13	-10	135	135	81,0	81,2	86,9	86,0	83,9	84,0	87,0	86,1
33	52	S.S.	12	20	138	136	81,8	79,9	86,5	85,2	89,9	91,4	85,4	94,0
34			-13	-3	134	131	84,4	80,1	89,4	86,6	86,1	85,8	87,4	96,0

10.5 Tabelle 15: Statistische Auswertung zu Kap. 5.3

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
OS-Länge (CR), OS-Länge	26,886	34	10,561	<,0001

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
US-Länge (CR), US-Länge	19,886	34	5,251	<,0001

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
Ges.-Länge (CR), Ges.-Länge	42,400	34	9,012	<,0001

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
MAD (CR), MAD	-6,314	34	-5,115	<,0001

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
CCD (CR), CCD	-3,286	34	-3,922	,0004

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
aLDFW (CR), aLDFW	1,069	34	1,946	,0600

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
mL DFA (CR), mLDFW	1,600	34	3,361	,0019

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
MPTA (CR), MPTW	-,718	34	-,926	,3612

Paired t-test

Hypothesized Difference = 0

	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
LDTW (CR), LDTW	-4,623	34	-3,763	,0006

10.6 Formulare

Formular 1: Befundbogen

Klinikum der Universität München

Chirurgische Klinik und Poliklinik – Innenstadt

Direktor: Prof. Dr. med. Wolf Mutschler

Befundbogen

Patienten-Aufkleber

Untersucher:

Anamnese	
Gangbild:	
Beruf:	

Beschwerden/Schmerzen (VAS)		
Lokalisation	Ruheschmerz	Bewegungsschmerz
Wirbelsäule HWS/BWS/LWS	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	1 2 3 4 5 6 7 8
Hüfte re./li.	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	1 2 3 4 5 6 7
Knie re./li.	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	1 2 3 4 5 6 7 8

Beinlängendifferenz/deformität	
<input type="checkbox"/> angeboren	<input type="checkbox"/> Entzündung/Tumor
<input type="checkbox"/> ideopatisch	
<input type="checkbox"/> Trauma vor Wachstumsabschluss	
<input type="checkbox"/> Trauma nach Wachstumsabschluss	
<input type="checkbox"/> Varus	<input type="checkbox"/> Valgus

Empfehlung	Anreise
<input type="checkbox"/> Hausarzt	<input type="checkbox"/> PKW
<input type="checkbox"/> Medien	<input type="checkbox"/> Zug
<input type="checkbox"/> Internet	<input type="checkbox"/> Flieger
<input type="checkbox"/> sonstiges	

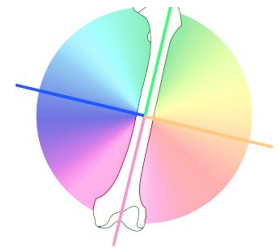
Beinlängendifferenz	
anamnestische Beinlängendifferenz in cm:	
	<input type="checkbox"/> links kürzer
	<input type="checkbox"/> rechts kürzer
Beinlängenausgleich mit:	wird getragen:
<input type="checkbox"/> Schuherhöhung	<input type="checkbox"/> regelmäßig
<input type="checkbox"/> Schuheinlage	<input type="checkbox"/> gelegentlich
<input type="checkbox"/> Orthopäd. Schuh	<input type="checkbox"/> nie
<input type="checkbox"/> Orthese	

Sonstiges			
Körpergröße: _____ cm	Gewicht: _____ kg	Nikotin: _____ Z/d _____ PJ	Diabetes: _____
Alkohol: _____	Medikamente: _____	Allergien/Infekte(chron.) _____	
Sonstige Diagnosen:			

Klinische Untersuchung			
Beckengradstand bei _____ cm Unterlage		<input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts
Kyphoskoliose: <input type="checkbox"/> fixiert		<input type="checkbox"/> nicht fixiert	
		rechts	links
		re./li. in Grad	re./li. in Grad
Torsion Unterschenkel			
Hüfte	Extension/Flexion	/ /	/ /
	ARO/IRO	/ /	/ /
	Abd/Add	/ /	/ /
Knie	Extension/Flexion	/ /	/ /
	Instabilität (med/lat/ap)	+ / ++ / +++	
Sprunggelenk	Extension/Flexion	/ /	/ /

Procedere:

_____ LMU
 Ludwig _____
 Maximilians _____
 Universität _____
 München _____



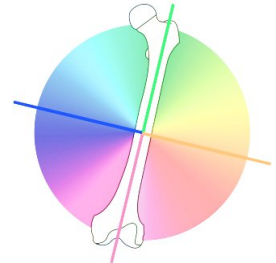
**Zentrum
für
korrigierende und
rekonstruktive
Extremitätenchirurgie**
PD Dr. Dr. R. Baumgart
Dr. P.H. Thaller

Formular 2: Datenerfassungsformular

Klinikum der Universität München
 Chirurgische Klinik und Poliklinik – Innenstadt
 Direktor: Prof. Dr. med. Wolf Mutschler



Datenblatt: _____



Bildgebende Diagnostik:

Gesamt BLD (Verkürzung) bei Beckengradstand in mm li/re	re Bein	li Bein
Oberschenkel [mm]		
Unterschenkel [mm]		
Gesamtlänge [mm]		
Mech. Achse in Höhe KG [mm, m=med / l=lat]		
Schenkelhalsantetorsionswinkel [°]		
Sprunggelenkstorsionswinkel [°]		
Caput-Collum-Diaphysen-Winkel CCD (124°-136°)		
med, prox Femur-Tangenten-Winkel aMPFW (80°-89°)		
lat, prox Femur-Tangenten-Winkel mLPFW (85°-95°)		
anat, lat, dist Femur-Gelenk-Winkel aLDFW (79°-83°)		
mech, lat, dist Femur-Gelenk-Winkel mLDFW (85°-90°)		
med, prox, Tibia-Gelenk-Winkel MPTW (85°-90°)		
lat, dist Tibia-Gelenk-Winkel LDTW (86°-92°)		
anat, post, dist Femur-Gelenk-Winkel aPDFW (79°-87°)		
anat, post, prox Tibia-Gelenk-Winkel aPPTW (77°-87°)		
anat, ant, dist Tibia-Gelenk-Winkel aADTW (78°-82°)		

n = normal (= innerhalb der o.g. physiolog Referenzwerte)
 n.b. = nicht bestimmt, da klin. nicht relevant, in Anbetracht der Fehlstellung nicht sinnvoll oder redundant

	rechts		links	
	Torsionswinkel	Transversale Gelenkwinkel	Torsionswinkel	Transversale Gelenkwinkel
HG		=		=
KG	X	=	X	=
SG		=		=

10.7 Bilddokumentation



Bild 1: Experimentelle CT-Tischauflage

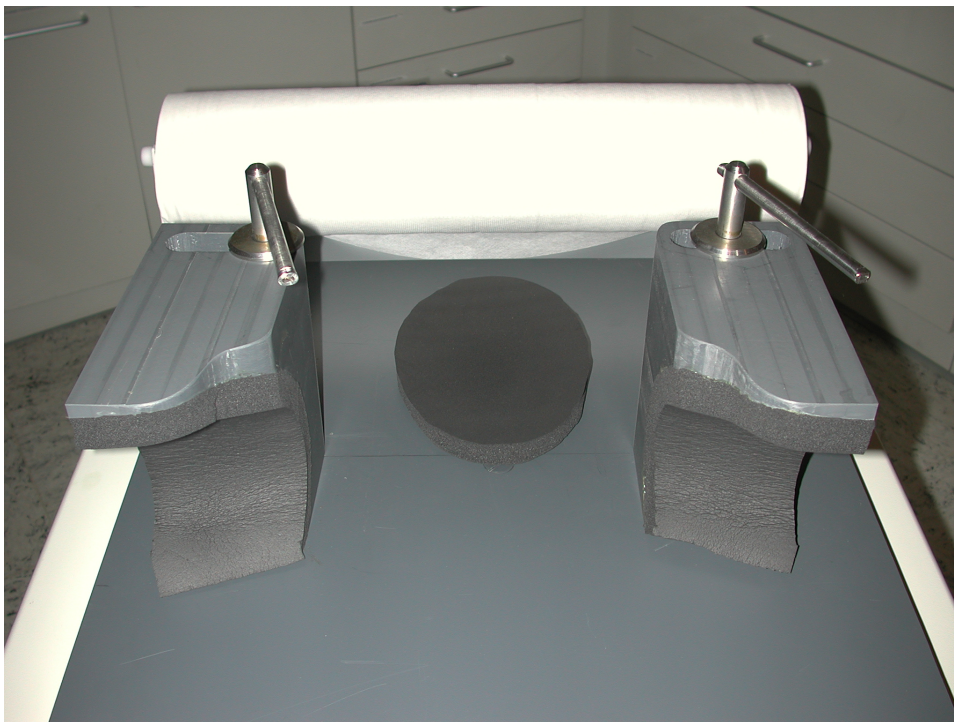


Bild 2: Schulterhalterung der CT-Tischauflage



Bild 3: Fußsclitten der CT-Tischauflage (von oben)

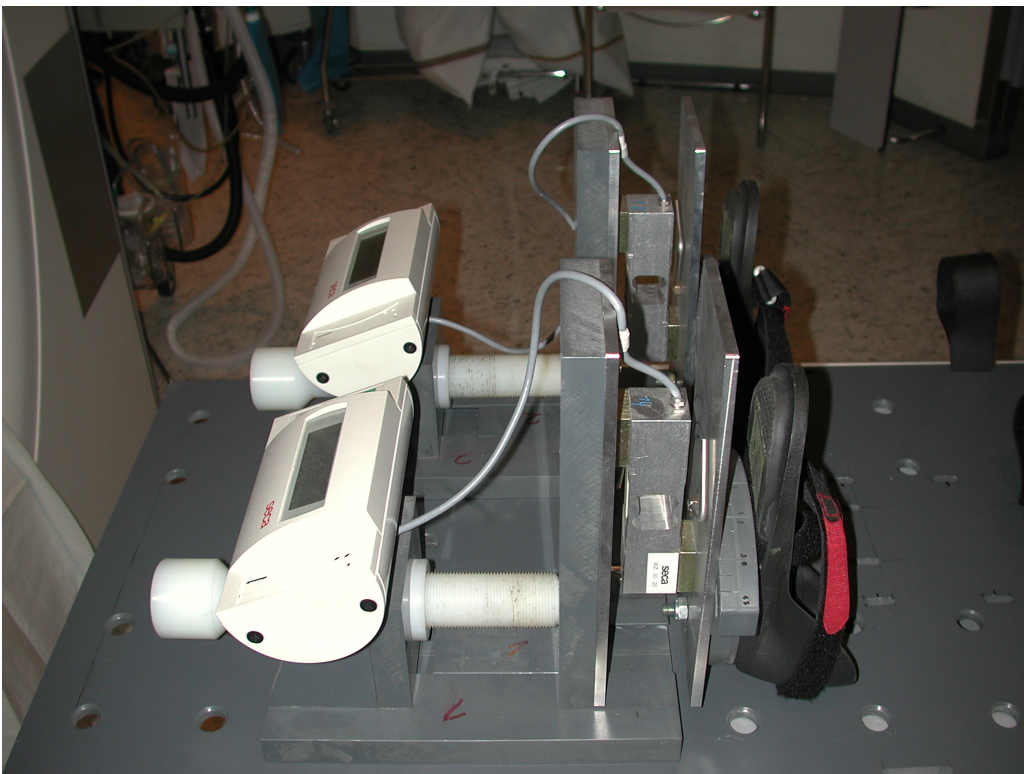


Bild 4: Fußsclitten der CT-Tischauflage (von der Seite)



Bild 5: Tischauflage vor der CT-Einführung



Bild 6: Fußschlitten mit Fuß des Patienten



Bild 7: CT-Tischauflage mit Patienten



Bild 8: Ausrichten des Beines



Bild 9: Aufnahmegestell für LRS

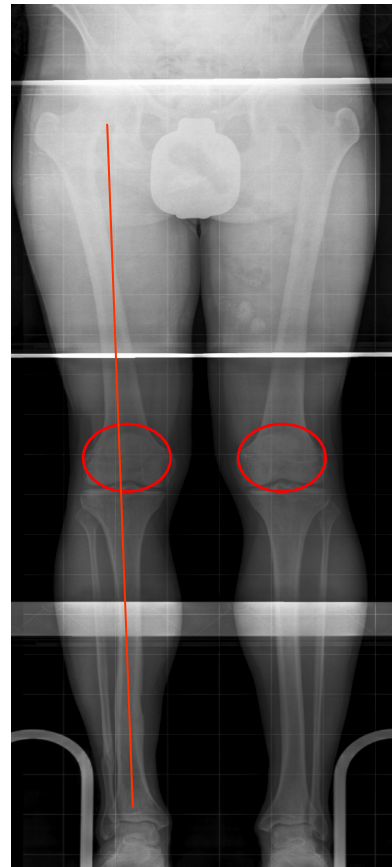


Bild 10: Röntgenbild mittig zentrierter Patella

11 Danksagung

Besonderer Dank gebührt vor allem den Mitarbeitern der Schlosserei der Chirurgischen Klinik in der Nussbaumstrasse für die vielen Stunden, die sie opferten, um die Spezialauflage für den CT-Tisch anzufertigen.

Auch danken möchte ich der radiologischen Abteilung der Chirurgischen Klinik für die Hilfe bei den aufwendigen Untersuchungsgängen, die zur Ausrichtung der Kondylenhinterkante im CT nötig waren.

Als letztes möchte ich der Bibliothekarin Frau Siegel danken für ihre immer freundliche und hilfsbereite Art, wenn es darum ging, Literaturquellen zu finden und zu besorgen.

12 Lebenslauf

Lebenslauf und Ausbildungsgang

Persönliche Daten

Rolf D. Burghardt

19.07.1979 in München geboren, ledig, Arzt

Eltern: Manfred H. Burghardt, Dipl. Ing., Dipl. Ing.

Jutta Burghardt, Dolmetscherin und Fremdsprachenlehrerin

Ausbildungsweg und Studium

ab 6. Nov.	2006	Tätigkeit als Assistenzarzt im Orthozentrum München
27. Oktober	2006	Approbation
Oktober	2006	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Gesamtnote 2)
Juni – Sept.	2006	Orthopädie-Tertial in der Chirurgischen Universitätsklinik München
Febr. – Mai	2006	Innere-Tertial im Lehrkrankenhaus Limmattal, Zürich
Okt. – Febr.	2006	Chirurgie-Tertial im Sinai Hospital Baltimore, Maryland
August	2005	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
August	2004	Famulatur in einer Orthopädischen Praxis
Februar	2004	Famulatur in der Universitätsfrauenklinik München
September	2003	Famulatur im Sinai Hospital Baltimore, Maryland
August	2003	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Februar	2003	Famulatur in der Chirurgischen Universitätsklinik München
Oktober	2002	Beginn einer wissenschaftlichen Arbeit in der Chirurgischen Universitätsklinik München im Bereich Extremitätenverlängerung bei Prof. Dr. med. Rainer Baumgart
August	2002	Ärztliche Vorprüfung
Oktober	2000	Beginn des Humanmedizinstudiums an der Ludwig-Maximilians- Universität München
Juli 1999 - Juli 2000		Ersatzdienst beim Roten Kreuz, dort Ausbildung und Tätigkeit als Rettungssanitäter
Juni 1999		Abitur
1986 -1999		Grundschule und Gymnasium in Gilching bei München

Wissenschaftliche Arbeit und Fortbildungen

Dissertation:

Thema: Die Beingeometrie in der Frontalebene
Analyse von Standbeinaufnahmen und CT-Topogrammen
sowie experimentelle Untersuchungen

Publikationen:

Im Rahmen des Chirurgie-Tertials konnte ich folgende Studien erarbeiten:

- Eighth Plate for hemiphyseal arrest to correct angular deformities (eingereicht für JPO)
- Pseudoaneurysma after percutaneous Achilles Ponseti tenotomy (einger. für JPO)
- Mechanical axis deviation from lengthening along the anatomic femoral axis with ISKD lengthening nails (noch in Arbeit)

An folgenden weiteren Studien war ich beteiligt:

- Radiographik analysis of ankle dorsiflexion after Ponseti Achilles tenotomy in idiopathic clubfoot
- Cadaver study for analysing patella bava

Vorträge:

Burghardt R, Baumgart R, Thaller P, Hinterwimmer S, Krammer M, Mutschler M:
Ausrichtung der dorsalen Kondylenhinterbegrenzung im CT – wie und warum?
7. Jahrestagung und Workshop – ASAMI – Gegenwart und Zukunft 09 - 11.12.2004

Herzenberg JE, Burghardt R:
External Fixation and Stapling for Angular Problems and Limb Length Discrepancy in Multiple Hereditary Exostosis (MHE)
(Mit PowerPoint erstellt für Prof. Herzenberg in Sinai Hospital of Baltimore 2005)

An folgenden Kongressen und Kursen habe ich teilgenommen:

- 9th. Vienna - Taylor Spatial Frame / Ilizarov Course – ASAMI Austria 25. - 29.01.06
(21 european CME credits)
- Science and Pearls of Foot and Ankle Pathology – The New York College of Podiatric Medicine – New Jersey 3. - 4.12.2005 (10.5 CE Contact Hours)
- 7. Jahrestagung und Workshop – ASAMI – Gegenwart und Zukunft 09. - 11.12.2004
- Deformitätenkurs Europa 2004 – Assmannshausen 31.03.2004 – 03.04.2004
(20 Punkte der Landesärztekammer Hessen)
- 13th Annual Baltimore Limb deformity Course 5-12-09.2003 (inklusive Pre- und Post-Kursen)