

Aus der
Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen

**Osteodensitometrische Veränderungen der Füße bei
symptomatischen Hallux-Valgus-Patienten –
Untersuchung anhand von Laufbandanalyse und
Osteodensitometrie**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Viedenz, Andreas**

aus Iserlohn

2021

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. U. Leichtle
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. R. Best

Tag der Disputation: 08.02.2021

Inhalt

1. Einleitung	8
1.1. Ziele.....	8
1.2. Anatomie des Fußes	9
1.2.1. Knöcherne Strukturen	9
1.2.2. Muskel-und Bandapparat.....	11
1.2.3. Fußwölbung und physiologische Belastungsverteilung.....	12
1.3. Pathologie des Vorfußes und der Großzehe	14
1.3.1. Pathologie des Hallux valgus	14
1.3.2. Pathologie des Hallux rigidus.....	16
1.3.3. Metatarsalgie	16
1.4. Gangbild und Laufbandanalyse	17
1.4.1. Ganganalyse.....	17
1.4.2. Der physiologische Gang.....	18
1.4.3. Laufbandanalyse.....	20
1.4.4. Belastungsveränderungen im Vorfußbereich bei Hallux-Valgus-Patienten.....	21
1.5. Klinisches Beschwerdebild des Hallux valgus	24
1.5.1. Anamnese und körperliche Untersuchung	24
1.5.2. Weiterführende Diagnostik.....	25
1.6. Therapieoptionen des Hallux valgus und der Großzehenpathologie	25
1.6.1. Konservative Behandlung	25
1.6.2. Operative Methoden	26
1.7. Osteoporose und Knochendichte	31
1.7.1. Osteoporose	31
1.7.2. Osteodensitometrie.....	38
1.8. Fragestellung	40
2. Material und Methoden	41
2.1. Osteodensitometrie	41
2.1.1. Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA)	41
2.1.2. Strahlenbelastung.....	41
2.1.3. Lunar PRODIGY Primo.....	41

2.1.4. Aufbau und Messung	43
2.1.5. Rohdatenbearbeitung	45
2.2. Laufbandanalyse und Druckpunktmessung.....	49
2.2.1. Laufband.....	50
2.2.2. Datenverarbeitung der Laufbanddaten	50
2.3. Patientenkollektiv	54
2.3.1. Ein- und Ausschlusskriterien für das Patientenkollektiv	54
2.3.2. Rekrutierung und Zusammensetzung des Patientenkollektivs.....	54
2.4. Statistische Auswertung	55
2.4.1. Hypothesen.....	55
2.4.2. Vorgehensweise und durchgeführte Tests.....	55
2.4.3. Statistische Auswertung der Daten	57
3. Ergebnisse	58
3.1. Patientenkollektiv und anthropometrische Daten	58
3.2. Ergebnis der osteodensitometrischen Untersuchung an den Füßen.....	60
3.2.1. Reliabilitätsanalyse der osteodensitometrischen Daten.....	60

.....	63
3.2.2. Vergleich und Korrelation der Knochendichte zwischen LWS und Füßen	65
3.2.2. Ergebnisse der Untersuchung am Metatarsale I.....	67
3.2.3. Ergebnisse der Untersuchung an den Metatarsalia II-IV.....	71
3.2.4. Vergleich der relativen Knochendichte der Metatarsalia I mit den Metatarsalia II-IV.....	75
3.3. Ergebnisse der Laufbandanalyse	75
3.4. Ergebnisse der Laufbandanalyse und Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Laufbandanalyse.....	79
4. Diskussion	81
4.1. Thematik.....	81
4.2 Osteodensitometrie	82
4.3 Laufbandanalyse	87
4.4 Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Laufbandanalyse	89
4.5 Limitationen der Studie.....	91
4.6. Schlussfolgerungen.....	93
5. Zusammenfassung.....	95
Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	IV
Quellenverzeichnis.....	V
Erklärung zum Eigenanteil	XII
Danksagung.....	XIII

Abkürzungen

AP – alkalische Phosphatase
asympt. – asymptomatisch
BSG – Blutsenkungsgeschwindigkeit
BWS – Brustwirbelsäule
CoP – Center of Pressure
CRP – C-reaktives Protein
CRPS – Complex Regional Pain Syndrom
CT – Computertomographie
pQCT – periphere quantitative Computertomographie
QCT – quantitative Computertomographie
DXA – Dual-Energy X-Ray Absorptiometry
Engl. – englisch
γ-GT – Gamma-Glutamyltransferase
GZGG– Großzehengrundgelenk
IMW – Intermetatarsalwinkel
Lig. – Ligamentum
LWS – Lendenwirbelsäule
M. – Musculus
MPP – Mean Peak Pressure
MT – Metatarsale
MTK – Metatarsaleköpfchen
NSAR – nichtsteroidale Antirheumatika
OP – Operation
Pa– Pascal
ROI – Region of Interest
Sv – Sievert
sygmt. – symptomatisch
TSH – Thyreoidea-stimulierendes Hormon

1. Einleitung

1.1. Ziele

In der vorliegenden Arbeit soll zum einen erstmals die Methode der Osteodensitometrie mittels der Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA) evaluiert und etabliert werden. Zum anderen werden Veränderungen der Knochendichte und der Belastungsverteilung an Vor- und Mittelfüßen bei symptomatischen Hallux-Valgus-Patienten beschrieben, die sich aus der Untersuchung von Osteodensitometrie und Laufbandanalyse ergeben. Ein besonderes Augenmerk wird auf Veränderungen gelegt, die das Metatarsale I betreffen. Verschiedene Autoren beschäftigten sich bereits mit dem Einsatz der DXA an unterschiedlichen Körperregionen, wie der Hand, dem distalen Radius, der Tibia oder dem Calcaneus [8-14]. Es ist bekannt, dass die lokale Knochendichte mit der auf den Knochen wirkenden Belastung korreliert [5, 15]. In einigen Studien konnte gezeigt werden, dass sich bei symptomatischen Hallux-Valgus-Patienten das Gangbild und die Belastungsverteilung im Vergleich zum gesunden Fuß verändern [16-24]. Die gleichen Arbeiten sind sich jedoch uneinig darüber, welche Veränderungen für einen Patienten mit Hallux valgus typisch sind. Darüber hinaus werden auch Ursache und Wirkung von verschiedenen Autoren unterschiedlich interpretiert. Beispielsweise stellen Wen et al. [16] und Mickle et al. [18] im Vergleich zum Gesunden erhöhte Belastungen unter den Metatarsaleköpfchen I und II fest, Bryant et al. [22] zusätzlich unter dem Metatarsaleköpfchen III. Wülker et al. [17] geben erhöhte Werte unter den Metatarsaleköpfchen II-IV an. Waldecker et al. [20] sehen erhöhte Werte unter dem lateralen Vorfuß im Vergleich zu gesunden Probanden. Plank [21] gibt als Rangfolge bei der Druckbelastung im Bereich der Metatarsaleköpfchen für Gesunde an, dass der dritte Strahl die höchste Belastung aufweist, gefolgt vom zweiten, vierten, ersten und fünften Strahl. Bei Hallux-Valgus-Patienten stellt er eine veränderte Rangfolge fest; der erste Strahl wies eine höhere Belastung auf als der vierte Strahl. Die Druckwerte im

dritten Metatarsaleköpfchen wiesen zwischen Erkrankten und Gesunden keine signifikanten Unterschiede auf, während die Maximaldruckwerte für die lateralen Metatarsaleköpfchen im erkrankten Kollektiv signifikant geringer waren. Eine große Studie von Galica et al. [24] kommt zu dem Ergebnis, dass die Belastung in den lateralen Zehen bei Hallux-Valgus-Patienten signifikant höher sei als bei Gesunden. Die Belastung unter dem Hallux selbst sei jedoch deutlich reduziert, wobei unter dem restlichen Vorfuß keine signifikanten Veränderungen festzustellen seien. Als Gründe für divergierende Ergebnisse können unterschiedliche Messmethoden und Zusammensetzungen des Probandenkollektives angenommen werden.

Da Veränderungen der Knochendichte im Gegensatz zu den Momentaufnahmen bei Druckpunktbestimmung und Ganganalyse längerfristige Veränderungen darstellen, lässt sich mit der Osteodensitometrie möglicherweise Klarheit darüber erlangen, welche biologischen Veränderungen der Hallux valgus hervorruft. Es stellt sich daher die Frage, inwieweit sich Hallux-Valgus-bedingte Fehlbelastungen auch durch Messung der Knochendichte nachweisen lassen und ob diese mit dem Belastungsprofil des Fußes bei der Laufbandanalyse korrelieren.

1.2. Anatomie des Fußes

Der Fuß besteht aus knöchernen Anteilen und den zugehörigen Muskeln, Bändern, Sehnen, der Blutversorgung und der Innervation. Er lässt sich einteilen in die Fußwurzel (Tarsus), den Mittelfuß (Metatarsus), umfassend Sohle (Planta pedis) und Rücken (Dorsum pedis), sowie die Zehen (Digiti pedis) [4, 5].

1.2.1. Knöcherne Strukturen

Das Fußskelett besteht aus 26 Knochen und zwei Sesambeinen. Die Fußwurzel setzt sich zusammen aus dem Talus, der das Körpergewicht in aufrechter Haltung auf das Fußgewölbe verteilt, dem Calcaneus, dem Os naviculare, dem

Os cuboideum und den Ossa cuneiformia I-III. Der Mittelfuß wird von den Ossa Metatarsalia I-V gebildet. Die Zehen II-V (Phalangen) bestehen aus je einer Phalanx proximalis, medialis und distalis, die Großzehe lediglich aus Phalanx proximalis und distalis. Zwischen diesen Knochen bestehen zahlreiche gelenkige Verbindungen: die Intertarsalgelenke, die Tarsometatarsalgelenke, die Metatarsophalangealgelenke und die Interphalangealgelenke. Der Fuß ist über das obere Sprunggelenk mit dem Unterschenkel verbunden.

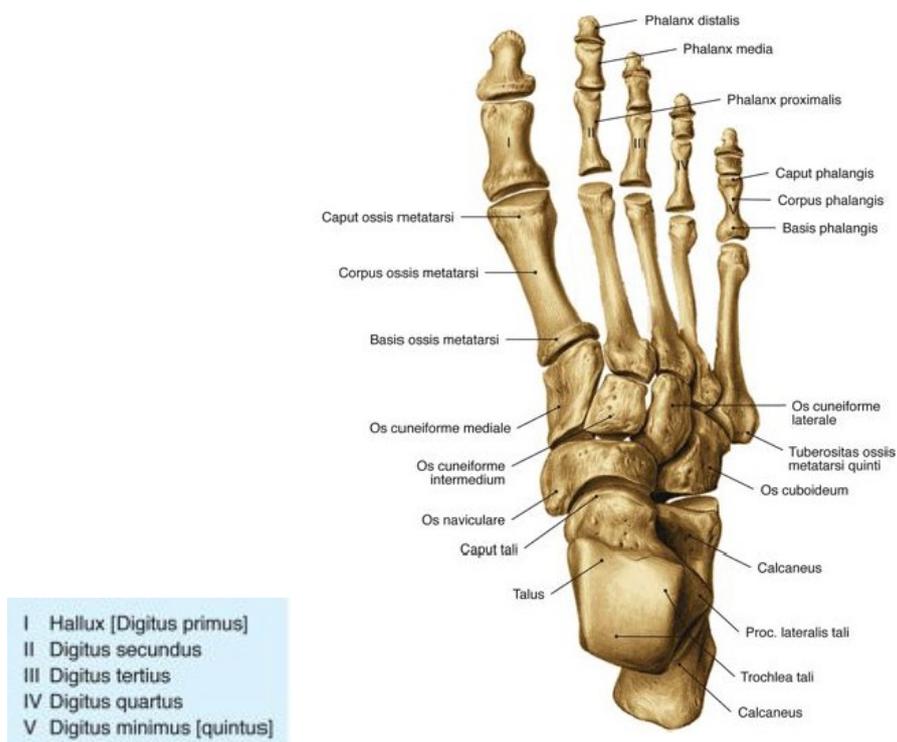


Abbildung 1: Fußskelett, Ansicht von proximal [4]

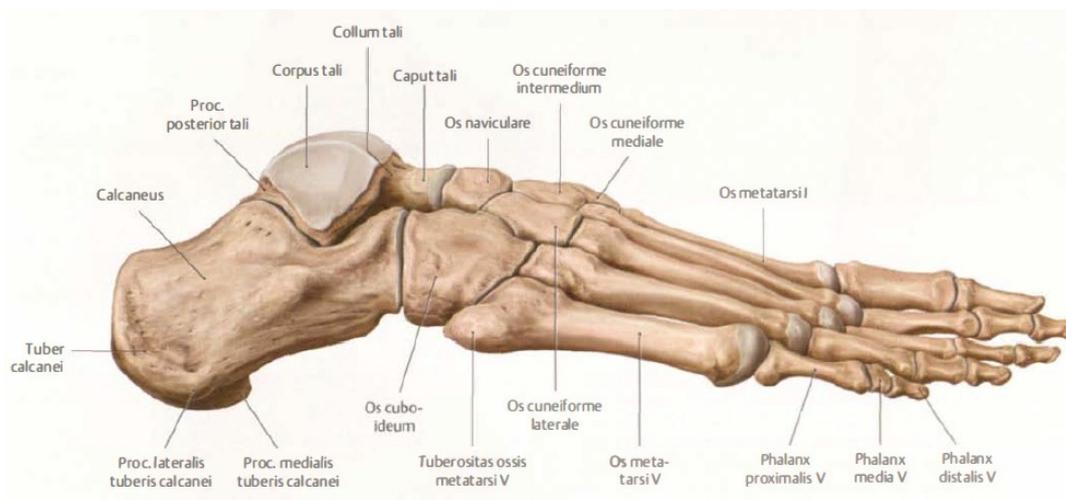


Abbildung 2: Fußskelett, Ansicht von lateral [5]

1.2.2. Muskel-und Bandapparat

Der Fuß wird durch Muskelgruppen des Unterschenkels und die kurze Fußmuskulatur bewegt. Die Muskeln des Unterschenkels dienen vor allem der Beweglichkeit im oberen und unteren Sprunggelenk und tragen außerdem maßgeblich zur Stabilität der Fußwölbung bei. Zusätzlich dienen die langen Zehenextensoren und -flexoren der Zehenbewegung. Die kurze Fußmuskulatur kann topografisch in die Muskulatur des Fußrückens, der Fußsohle, des Kleinzehenballens und des Großzehenballens unterteilt werden. Sie dienen der Stabilität der Fußwölbung und je nach Ansatz und Ursprung der Ab- oder Adduktion, Flexion oder Extension der Zehen.

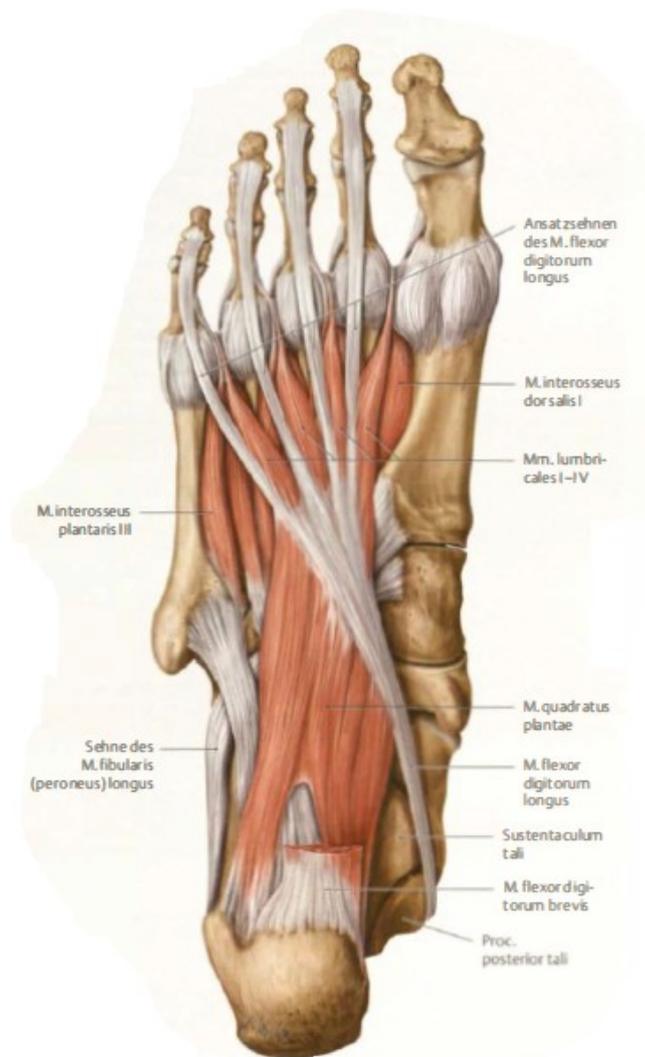


Abbildung 3: Muskulatur der Mittelloge des Fußes, Ansicht von plantar [5]

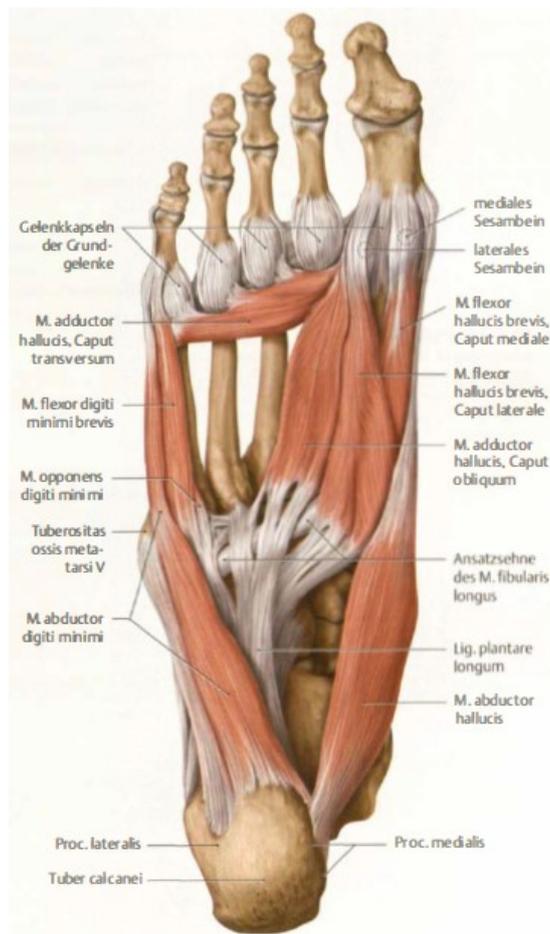


Abbildung 4: Muskulatur der Groß- und Kleinzehenloge, Ansicht von plantar[5]

1.2.3. Fußwölbung und physiologische Belastungsverteilung

Aufgrund der Verspannung des Fußskelettes durch Muskeln, Bänder und Sehnen entsteht die Fußwölbung. Entgegen früherer Vorstellungen, dass die Wölbung sich in eine Längs- und eine Querwölbung unterteilen lässt, weiß man heute, dass lediglich eine Längswölbung vorhanden ist. Zwar bilden die Metatarsalköpfchen bei rein anatomischer Betrachtung eine Querwölbung aus, diese ist jedoch nicht funktionell und konnte bei pedografischen Untersuchungen nicht nachgewiesen werden [25]. Für die aktive Spannung der Längswölbung sind vor allem die Flexoren der Unterschenkelmuskulatur, wie der M. flexor hallucis longus und der M. flexor digitorum longus, und die kurze Fußmuskulatur verantwortlich. Passiv wird es durch die Plantaraponeurose, das

Lig. plantare longum und das Lig. calcaneonaviculare plantare verspannt. Ebenfalls eine Rolle bei der Stabilisierung der Wölbung spielen die Mm. tibialis posterior, fibularis longus und adductor hallucis sowie das Lig. Metatarsale transversum profundum.

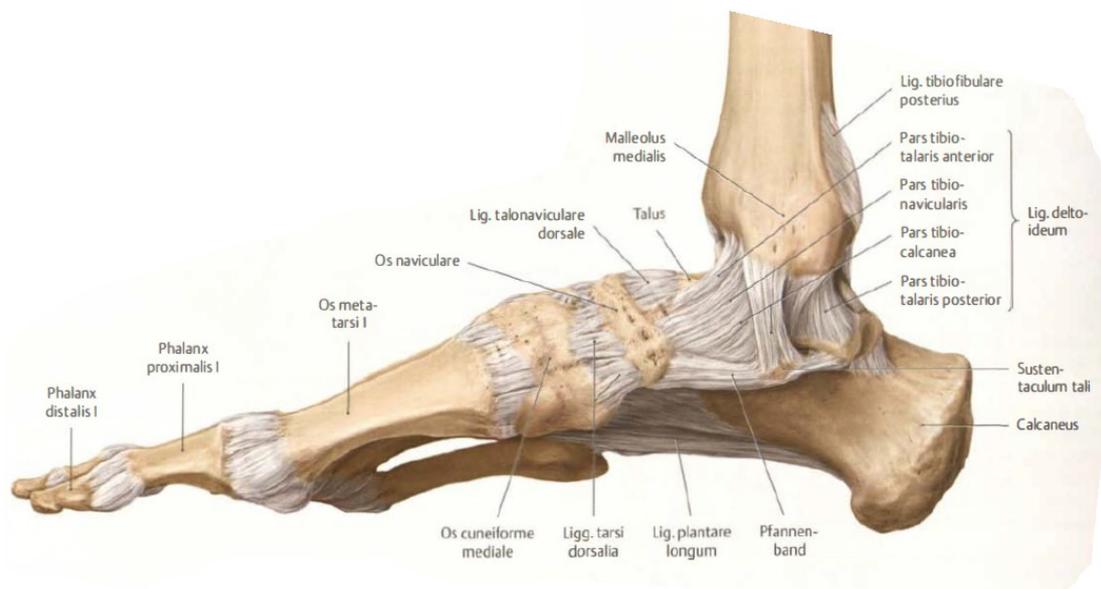


Abbildung 5: ligamentäre Verspannung des Fußlängsgewölbes, Ansicht von medial [5]

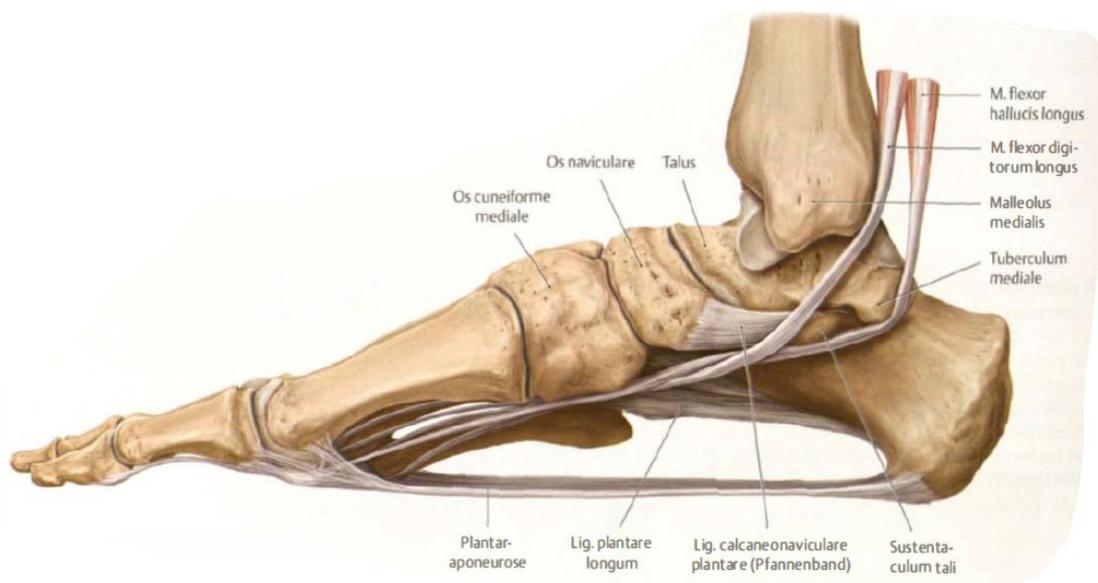


Abbildung 6: tiefe Strukturen zur Verspannung des Fußlängsgewölbes, Ansicht von medial [5]

Bei mangelhafter Ausprägung der Fußwölbung kann es zu Fußdeformitäten kommen, wie dem Senkfuß, dem Plattfuß (pes planus) oder dem Spreizfuß (pes transversoplanus), welcher auch regelhaft bei Patienten mit Hallux valgus vorliegt.

Messungen der Druckpunktverteilung beim Gehen (dynamische Pedographie) ergaben, dass vor allem die Metatarsalköpfchen II, III und IV belastet werden [26]. Im Stand wird der Fuß hauptsächlich in der Region des Ballens mit den Metatarsalköpfchen als Auflagebereich und der Ferse belastet. Die Verteilung beträgt etwa 60:40 zugunsten des Vorfußes [15, 27]. Im Mittelfußbereich dient der laterale Fußrand als Unterstützung, trägt aber keine wesentliche Kraft. Für einen sicheren Stand muss die Schwerelinie des Körpers zwischen Ferse und Ballen verlaufen.

1.3. Pathologie des Vorfußes und der Großzehe

1.3.1. Pathologie des Hallux valgus

Der Hallux valgus bezeichnet eine Vorfußdeformität, bei der es zu einer lateralen Abweichung der Phalangen der Großzehe und so zu einer Valgusstellung im Großzehengrundgelenk (GZGG) kommt. Oft weicht auch das Metatarsale I nach medial ab. Durch die veränderte Stellung der Knochen verlaufen die Sehnen nicht mehr mittig über die Zehe, sondern lateral. Der Zug der Muskulatur zieht so die Großzehe weiter nach lateral; das GZGG wird weiter nach medial gedrängt. Anfangs ist die Großzehe noch flexibel beweglich und passiv redressierbar, im Verlauf bilden sich jedoch Kontrakturen der Muskeln, insbesondere des M. adductor hallucis und des lateralen Kapselanteils. Später kann auch eine Arthrose im GZGG entstehen. Durch den Druck des Metatarsale-I-Köpfchens kann es mitunter auch zu einer Bursitis kommen.

Die Ursache für die Ausbildung eines Hallux valgus ist multifaktoriell. Als Risikofaktoren gelten eine familiäre Disposition, weibliches Geschlecht, das Tragen von hochhackigem oder spitzzulaufendem Schuhwerk und andere Fußdeformitäten, wie Spreiz- oder Knickfuß. Angenommen wird ebenfalls ein

Zusammenhang mit anderen Erkrankungen, die zu muskulären Dysfunktionen oder Neuropathien führen. Ein Hallux valgus kann sich auch posttraumatisch, postarthritisch oder bei konstitutioneller Bandschwäche ausbilden [1, 3, 28, 29]. Die Prävalenz wird zwischen 23% und 38%, abhängig von Alter und Geschlecht, angegeben [28, 30].

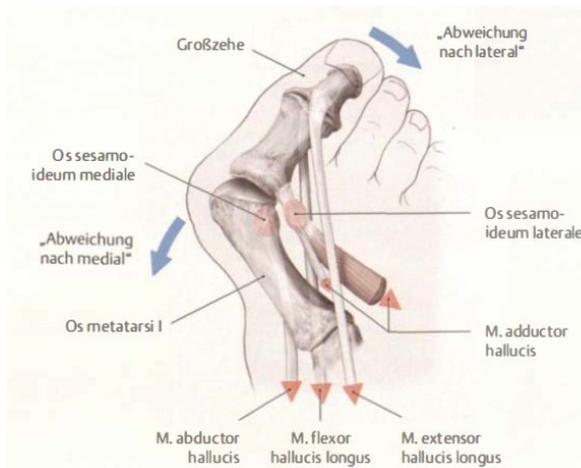


Abbildung 7: Pathomechanismus des Hallux valgus, Ansicht von oben [5]

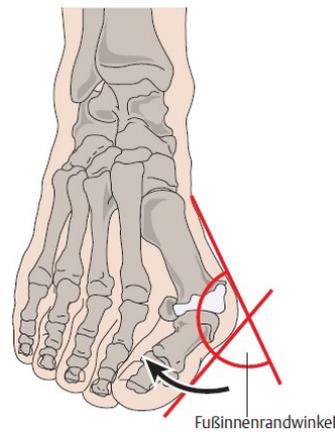


Abbildung 8: Hallux Valgus, schematische Darstellung [3]



Abbildung 9: Beschwellung unter den Metatarsalköpfchen II-IV [3]



Abbildung 10: klinisches Bild eines Hallux Valgus [3]

1.3.2. Pathologie des Hallux rigidus

Als Hallux rigidus wird die Arthrose des Großzehengrundgelenks bezeichnet. Ätiologisch können eine Vorfußdeformität wie ein Hallux valgus oder vorausgegangene Verletzungen zugrunde liegen, oft liegt jedoch eine idiopathische Arthrose vor. Es kommt zunächst besonders beim Abrollvorgang zu Belastungsschmerzen. Im Verlauf bilden sich Bewegungseinschränkungen, vor allem bei der Dorsalextension. Später steift das GZGG ein. Es lässt sich meist eine Druckdolenz über dem GZGG feststellen, oft begleitet von einer Schwellung oder Rötung. Radiologisch sind typische Arthrosezeichen zu erkennen: Gelenkspaltverschmälerung und Osteophyten, zumeist an der Dorsalseite des GZGGs, subchondrale Sklerosierung des Metatarsale-I-Köpfchens und des Grundglieds der Großzehe.

Bei der konservativen Behandlung stehen die Schuhversorgung mit Ballenrolle sowie die lokale antiphlogistische Behandlung im Vordergrund. Operativ stehen die Cheilektomie (dorsales Abtragen der knöchernen Anbauten am distalen Metatarsale I zur Beweglichkeitsverbesserung), die Arthrodesse und die Resektionsarthroplastik insbesondere bei älteren Patienten zur Verfügung [2, 3, 31].

1.3.3. Metatarsalgie

Durch die veränderte Biomechanik kommt es bei Hallux-Valgus-Patienten zu einer Um- und Fehlbelastung des Fußes. Bei der klinischen Untersuchung fällt häufig auf, dass Hallux-Valgus-Patienten Schmerzen im Bereich der Metatarsalköpfchen der mittleren Zehen aufweisen [3, 17, 32]. Wie bereits in einigen Studien gezeigt werden konnte [16, 20, 33], verschiebt sich die Belastung durch das Auswärtstreten des Großzehenballens Richtung lateral auf den Bereich der Metatarsalköpfchen II-IV. Da diese Belastung höher ist als die physiologische, kann dies beim Patienten zu Schmerzen in diesem Bereich führen, was als Metatarsalgie bzw. Transfermetatarsalgie bezeichnet wird.

Hinweis auf die vermehrte Belastung kann eine stärkere Beschwielung in diesem Bereich sein.

1.4. Gangbild und Laufbandanalyse

1.4.1. Ganganalyse

Als Teilgebiet der Bewegungsanalyse ist die Ganganalyse eine vielfach verwendete Methode in der Forschung und Diagnostik von Bewegungscharakteristika und -störungen. Sie ist sehr verbreitet in der Sportwissenschaft, der Sportmedizin und der Orthopädie, wird aber auch beispielsweise in der Neurologie genutzt. Neben der subjektiven Gangbeobachtung, welche schon im Altertum beschrieben wurde [34], kann die Methodik der Ganganalyse in weitere Teilgebiete unterteilt werden: kinetische, kinematische und elektromyographische Methoden. Diese werden häufig kombiniert genutzt.

Kinetische Methoden beschäftigen sich mit der Messung von Kräften und Bewegungen. Dies beinhaltet die Messung der Bodenreaktionskraft, welche sich aus der vertikalen Last und der horizontalen sowie der vertikalen Scherkräfte zusammensetzt und die Summe der Kräfte darstellt, die zwischen dem Gehenden und dem Boden wirken. Aus diesen folgt die Analyse des Center of Pressure (CoP), das die Basis des Bodenreaktionskräftevektors darstellt. Beim Gehen verlagert sich dieser Punkt im Fuß von der Ferse Richtung Vorfuß. Trotz des Begriffs „Pressure“ darf man sich hierunter nicht den Druck vorstellen, der an dieser Stelle auf die Fußsohle wirkt. Vielmehr handelt es sich hierbei um den Schwerpunkt, der sich beim Gehen durch den Fuß bewegt. Die Bestimmung des Drucks, der auf die einzelnen Stellen der Fußsohle wirkt, nennt man Pedobarographie. Im Gegensatz zur vorher beschriebenen Messung der Bodenreaktionskräfte, wo vorwiegend Dehnungsmessstreifen verwendet werden, werden bei der Pedobarographie spezielle Matten oder Platten mit vielen kleinen Einzelementen verwendet [34-37].

Kinematische Methoden basieren auf der optischen Erfassung der Bewegungsabläufe im Wesentlichen durch Photographie oder Filmaufnahmen.

Es gibt verschiedene Verfahren. In der Vergangenheit wurde die Chronophotographie benutzt, bei der Photosequenzen der mit Stroboskoplicht angeleuchteten Person erstellt werden. Später folgten Filmaufnahmen, sukzessive mit mehr Kameras aus verschiedenen Positionen. Es gibt Kameraverfahren, die nur zur subjektiven Auswertung herangezogen werden können und Videoaufnahmen, die automatisch ausgewertet werden können. Heutzutage werden häufig markergestützte Verfahren mit aufgeklebten reflektierenden Kugeln und mehreren Kameras verwendet, die dreidimensionale Aufnahmen ermöglichen. Des Weiteren existieren Verfahren, die auf der Verwendung von (nicht optischen) mechanischen Mikrosensoren basieren [34, 36].

Die Elektromyographie erfasst die Aktionsmuster verschiedener Muskeln. Hierzu werden Elektroden auf den Hautarealen über den entsprechenden Muskeln aufgeklebt. Die Signalstärke des Summationspotentials ist abhängig von der Anzahl der aktivierten Muskelfasern und der Entfernung der gemessenen Fasern zum Sensor. Besonderes Augenmerk liegt in diesem Teilbereich auf der zeitlichen Abfolge der Muskelaktivierung und der Aktivitätszeit. Während des normalen Ganges haben verschiedene Muskeln unterschiedliche Zeiträume, in denen sie aktiv sind. Wenn die Aktivierung von diesen Zeiten abweicht, kommt es zu pathologischen Gangmustern. Als Möglichkeiten kommen vorzeitige oder verspätete, verlängerte oder verkürzte, fehlende oder andauernde und phasenunabhängige Aktivierung in Betracht [34-36].

1.4.2. Der physiologische Gang

Für den gesunden Gang ist die Beteiligung und Koordination vieler Systeme erforderlich. Im Folgenden soll der Gangzyklus beschrieben werden, jedoch beschränkt auf die zeitliche Abfolge der einzelnen Phasen. Auf eine detaillierte Darstellung der am menschlichen Gangbild beteiligten Systeme wird verzichtet. Das Gehen unterscheidet sich vom Rennen darin, dass es Zeitpunkte gibt, an denen beide Füße den Boden berühren.

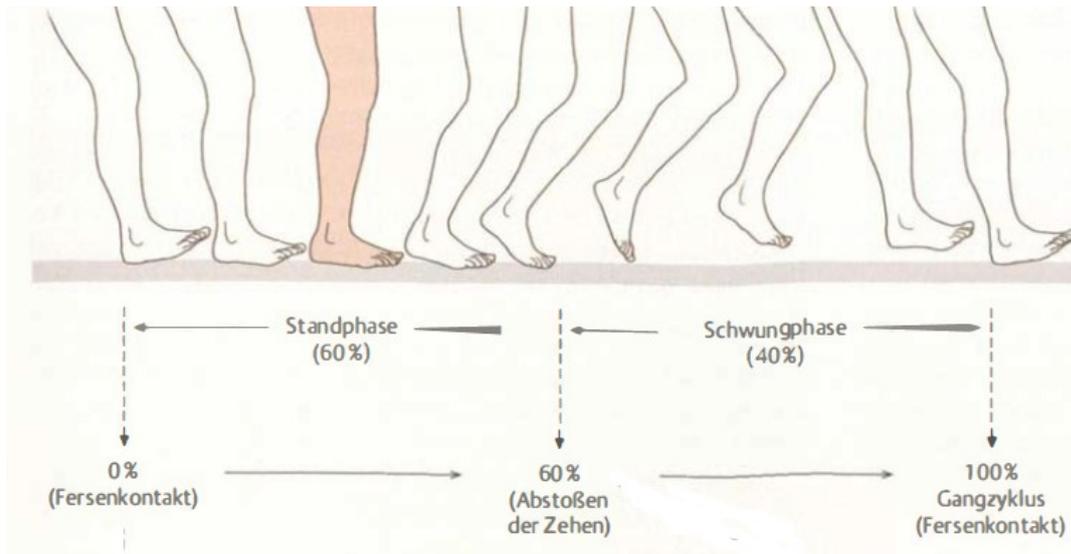


Abbildung 11: Gangzyklus des Menschen [5]

Der Gang besteht aus einer Aneinanderreihung von Gangzyklen. Ein Gangzyklus besteht aus je zwei Einzelschritten (engl. Steps), je einer links und einer rechts, auch Doppelschritt (engl. Stride) genannt. Ein Gangzyklus unterteilt sich für jedes Bein in eine Stand- und eine Schwungphase. Die Standphase (engl. Stance) macht etwa 60% der Zeit eines Zyklus aus, die Schwungphase (engl. Swing) entsprechend etwa 40%.

Als Standphase bezeichnet man den Zeitraum, in dem der betrachtete Fuß den Boden berührt. Diese Phase lässt sich in drei weitere Intervalle unterteilen. Die initiale Doppelstandphase (engl. Initial Double Stance) macht etwa 10% des Gesamtzyklus aus. Sie besteht aus dem initialen Bodenkontakt (engl. Initial

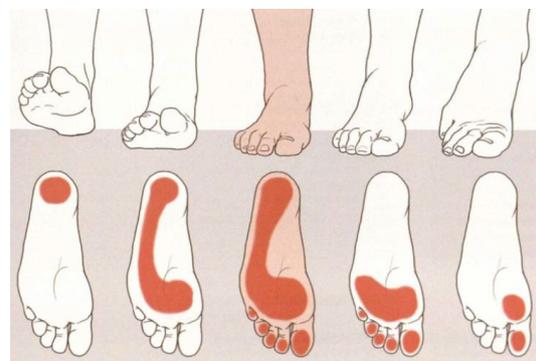


Abbildung 12: Standphase des menschlichen Ganges [5]

Contact), der der Fußpositionierung dient und der Belastungsantwort (engl. Loading Response), welche die Funktionen der Schockabsorption, Lastverteilung und Erhaltung der Fortbewegung erfüllt. Beide Füße haben Bodenkontakt. Auf sie folgt die einseitige Standphase (engl. Single Stance), welche ca. 40% ausmacht. Sie wiederum setzt sich aus der mittleren Standphase (engl. Mid Stance), in der der Körper senkrecht über den

stehenden Fuß bewegt wird, und terminalen Standphase, bei der der Körper über den stehenden Fuß hinaus nach vorne bewegt wird, zusammen. Nur ein Fuß hat Bodenkontakt, da sich der kontralaterale Fuß in seiner Schwungphase befindet. Es schließt sich die terminale Doppelstandphase (engl. Terminal Double Stance) an, die ebenfalls 10% des Zyklus andauert. Sie beginnt mit dem Bodenkontakt des kontralateralen Fußes und endet mit dem Anheben des Fußes für die Schwungphase (engl. Toe-Off), sie wird daher auch Schwungvorbereitungsphase (engl. Pre-Swing) genannt. In der folgenden Schwungphase wird der Fuß zunächst vom Boden abgehoben (initiale Schwungphase, engl. Initial Swing) und nach vorne bewegt, bis sich die Tibia in senkrechter Position befindet (mittlere Schwungphase, engl. Mid-Swing). Sie schließt mit der terminalen Schwungphase, bei der die Tibia über die Senkrechte hinaus bewegt wird und das Bein auf das Auftreffen auf den Boden und die nächste Standphase vorbereitet wird [35].

Erkrankungen, Deformitäten oder Schmerzen können den normalen Ablauf des Gangzyklus beeinflussen. Dies äußert sich unter anderem durch Verschiebungen in der prozentualen Verteilung der einzelnen Phasen.

1.4.3. Laufbandanalyse

Bei der Ganganalyse im klinischen Bereich werden häufig Laufbänder verwendet. Zwar ist bekannt, dass durchaus Unterschiede zwischen dem Gehen auf einem Laufband und dem freien Gehen bestehen [38], jedoch stellt das Laufband eine praktische und kompakte Möglichkeit im Vergleich zum aufwendigeren und mehr Platz benötigenden Versuchsaufbau der klassischen Ganganalyse dar. Die verwendeten Laufbänder haben oft integrierte Sensor- und Messmatten für kinetische Untersuchungen. Kinematische und elektromyographische Methoden können ergänzt werden.

1.4.4. Belastungsveränderungen im Vorfußbereich bei Hallux-Valgus-Patienten

Um Veränderungen im Gang- und Belastungsmuster von Hallux-Valgus-Patienten von dem „normalen“ Gangbild abzugrenzen, ist es zunächst nötig, den „normalen“ Gang zu definieren. Allerdings ist das Gangbild individuell verschieden, da es die für das Individuum jeweils angenehmste und wirtschaftlichste Art der aufrechten Fortbewegung darstellt [39]. Selbst wenn keinerlei Erkrankungen vorliegen, sei es des Fußes oder des Fortbewegungsapparates, oder systemische Erkrankungen, wie z.B. Gicht oder neuromotorische Erkrankungen, die das Gangbild beeinflussen können, bleiben interindividuelle Unterschiede. Im Folgenden werde ich mich auf die Erkenntnisse über die normale Belastungs- und Druckverteilung im Fuß selbst konzentrieren. Als „normal“ wird die Druckverteilung angenommen, wenn keine Erkrankungen des Fortbewegungssystems, keine systemischen Erkrankungen mit Einfluss auf den Gang und keine Schmerzen beim Gehen bestehen.

Es wurden vielfach mögliche Einflussgrößen auf den Gang und die Druckverteilung untersucht und diskutiert, jedoch sind die Ergebnisse zum Teil widersprüchlich. Das Alter scheint einen maßgeblichen Einfluss zu haben. Bekannt ist, dass Kinder ein noch unreifes Gangmuster mit entsprechend von Erwachsenen abweichendem Belastungsprofil aufweisen [37, 40-42]. Auch gibt es Hinweise für Unterschiede zwischen jungen Erwachsenen und Älteren, wobei letztere höhere Druckwerte unter Mittel- und Vorfuß aufweisen [43]. Relevante geschlechterspezifische Unterschiede in der Druckverteilung scheinen nicht zu bestehen [44]. Übergewicht führt wohl zu Veränderungen in den Spitzendruckwerten im Mittel- und Vorfuß [45] oder unter der zentralen Metatarsalregion [46]. Jedoch sind diese wohl geringer als man gemeinhin vermuten würde [37]. Andere Autoren verneinen einen Zusammenhang [47]. Es ist ebenfalls beschrieben, dass anatomische Varianten, wie unterschiedlich lange Metatarsalia, ebenfalls das Druckmuster verändern [37, 48]. Hier scheint maßgeblich auch das Fußbindegewebe eine relevante Rolle dafür zu spielen, wie die Belastung unter dem Fuß verteilt wird [49, 50]. Auch führt eine höhere Fortbewegungsgeschwindigkeit zu erhöhten Spitzendruckwerten unter der

Ferse sowie medial und zentral unter dem Vorfuß, während es zu einer lateralen Entlastung kommt [37, 51-53]. Rosenbaum et al. [52] und Shorten et al. [53] beschreiben diesbezüglich eine erhöhte Belastung unter dem medialen Vorfuß bei einer relativen Abnahme der Belastung unter den Metatarsalia II und III im Verhältnis zum Metatarsale I und einer absoluten Abnahme unter den Metatarsalia IV und V. Nicht zuletzt hat die Fußbekleidung einen maßgeblichen Einfluss auf die Belastungsverteilung.

Die physiologischen Ergebnisse der Laufbandanalyse beim gesunden Menschen werden von vielen Autoren beschrieben [21, 35, 46, 54-64]. Die Arbeiten unterscheiden sich jedoch in Fallzahl und Untersuchungsmethodik [21] und Zielsetzung. In Bezug auf die Druckpunktmessung beschreiben die meisten Gruppen die höchste Belastung im Bereich des Metatarsale II und III [21, 35, 57, 59-61] und abgestuft danach unter den Metatarsalia IV, I und V. Auch die Großzehe weist eine hohe Belastung auf, jedoch geringer als unter den Metatarsalia II und III [35, 60]. Eine Autorengruppe beschreibt vier verschiedene Fußbelastungsmuster: medial mit der Hauptlast über dem Metatarsale I, medial zentral mit der Hauptlast gleichmäßig verteilt auf die Metatarsalia I und II, zentral mit der Hauptlast unter den Metatarsalia II und/oder III und zentral lateral mit der Hauptlast ebenfalls unter den Metatarsalia II und III, aber einer geringen Belastung unter dem Metatarsale I. Am häufigsten sei die zentrale Variante [46], was sich mit den Ergebnissen der anderen Autoren deckt.

Neben den Untersuchungen an gesunden Patienten gibt es Untersuchungen, die sich mit Patienten mit Schmerzen im Bereich der Füße oder speziell der Vorfüße beschäftigen. Häufig sind Vorfußschmerzen mit Fußdeformitäten verbunden, dies ist jedoch nicht immer der Fall. Hier stellt sich zum einen die Frage, ob im Falle von Schmerzen eine Schonhaltung eingenommen wird, die zu einer Entlastung der schmerzhaften Region führt und dafür zu einer Mehrbelastung einer anderen Region, und zum anderen, ob nicht eventuell eine regionale Mehrbelastung umgekehrt ursächlich für die Schmerzen ist. Im Falle von Patienten mit Vorfußschmerzen, aber ohne Deformitäten gibt es Hinweise, dass tatsächlich höhere Belastungswerte in den schmerzhaften Regionen vorliegen [65]. Vielfach beschrieben sind Veränderungen bei Patienten mit

Vorfußschmerzen und gleichzeitig bestehenden Vorfußdeformitäten oder Erkrankungen, die den Vorfuß betreffen. Eine Studie zur Belastungsverteilung bei symptomatischer Gicht fand heraus, dass sowohl Ferse als auch Hallux geringer belastet werden, der Mittelfuß dagegen vermehrt, während sonst keine signifikanten Veränderungen zu der Kontrollgruppe auffallen. Daneben sind mehrere Gangparameter verändert, die auf eine Schonhaltung hinweisen [66].

Die Datenlage zur Belastungsverteilung bei Hallux-Valgus-Patienten ist widersprüchlich. Einige Studien kommen zu dem Ergebnis, dass es bei Hallux-Valgus-Patienten zu erhöhter Belastung unter den ersten beiden [18, 67] bzw. unter dem zweiten, dritten und ersten Metatarsalköpfchen kommt [21, 22, 68]. Andere wiederum sind der Ansicht, dass eine Mehrbelastung lateral des ersten Strahls besteht. Insgesamt sehen die meisten Autoren den Köpfchenbereich der dritten, zweiten und vierten Metatarsale als mehrbelastet an [16, 20, 65, 69-73]. Einzelne Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass die dritten bis fünften Metatarsalia [74] oder nur das fünfte Metatarsalköpfchen [23] eine erhöhte Belastung aufweist. Es werden jedoch auch erniedrigte Belastungswerte für die lateralen Metatarsalia IV und V beschrieben [21]. Auch bzgl. der Belastung des Hallux selbst sind sich die Studien uneinig. Die meisten stellen eine reduzierte Last auf dem Hallux fest [16, 20, 23, 24, 68, 71, 73, 74], bei anderen besteht kein signifikanter Unterschied zu Kontrollgruppen [18, 69] oder es werden erhöhte Werte gesehen [22, 67]. Galica et al. machen bei Hallux-Valgus-Patienten ohne weitere Fußdeformitäten zudem eine verringerte Belastung der kleineren Zehen aus [24]. Mehrere Autoren stellen eine negative Korrelation zwischen der Druckbelastung und dem Intermetatarsalwinkel und somit dem Schweregrad des Hallux valgus fest [18, 20, 23]. Ebenfalls können Unterschiede zwischen symptomatischen und asymptomatischen Patienten mit Hallux valgus ausgemacht werden [16]. Die widersprüchlichen Aussagen lassen sich durch die uneinheitliche Unterscheidung in verschiedene Schweregrade, durch uneinheitliche Mess- und Analysemethoden und durch Messungenauigkeiten erklären.

Weitere Studien mit Hallux-Valgus-Patienten untersuchten mithilfe der Laufbandanalyse zum einen, ob es Unterschiede zwischen präoperativen und

postoperativen Gangbildern gibt [68, 71, 75-80], und zum anderen, ob sich postoperativ Differenzen abhängig von der gewählten Operationsmethode feststellen lassen [81, 82].

1.5. Klinisches Beschwerdebild des Hallux valgus

1.5.1. Anamnese und körperliche Untersuchung

Anamnestisch beklagen Hallux-Valgus-Patienten meist medialeseitige Druckschmerzen über dem Metatarsale-I-Köpfchen. Außerdem bestehen oft Schmerzen über den Metatarsalköpfchen II-IV. Die Beschwerden sind oft mit dem Tragen von Schuhen vergesellschaftet; hier sollte eine spezifische Nachfrage nach den Schuhgewohnheiten erfolgen. Bei einigen Patienten besteht eine familiäre Anamnese.

Bei der klinischen Untersuchung stellt man am barfüßigen Patienten eine Abweichung der Großzehe nach lateral fest. Der Fußinnenrandwinkel beträgt mehr als 20° (normal $0-10^\circ$), in schweren Fällen auch mehr als 45° . Oft befindet sich die Großzehe auch in einer Pronationsfehlstellung. Die Untersuchung der Haut und Weichteilgewebe zeigt häufig eine Rötung oder Schwellung medial; im Spätstadium kann es an dieser Stelle zu Druckulzerationen kommen. Vielfach zeigt sich auch eine vermehrte Beschwielung unter den Metatarsalköpfchen II - IV, während die Beschwielung unter dem GZGG weitgehend fehlt. Der Vorfuß des Patienten ist oft deutlich verbreitert. Im Frühstadium ist die abweichende Großzehe oft noch manuell in die richtige Position zu drücken, im Spätstadium bilden sich jedoch Kontrakturen; ein passiver Ausgleich ist nicht mehr möglich. Die aktive Beweglichkeit im GZGG (physiologisch: Plantarflexion / Dorsalextension $70/0/50^\circ$) ist erst beim Auftreten einer GZGG-Arthrose eingeschränkt.

1.5.2. Weiterführende Diagnostik

Zusätzlich zur klinischen Untersuchung sollte eine dorso-plantare Röntgenaufnahme im Stand erfolgen. Anhand des Bildes können Hallux-Valgus-Winkel (normal bis 20°) und der Intermetatarsalwinkel zwischen den Metatarsalia I und II (normal bis 10°) bestimmt werden. Arthrosezeichen wie Gelenkspaltverschmälerung und subchondrale Sklerosierung deuten auf eine Arthrose des GZGG hin. Eine streng seitliche Aufnahme von lateral kann Aufschluss über Deformitäten der Kleinzehen und Instabilität benachbarter Gelenke geben; durch Überlagerungseffekte sind diese Aufnahmen jedoch bei der Diagnose des Hallux valgus wenig hilfreich [1, 3, 83].

1.6. Therapieoptionen des Hallux valgus und der Großzehenpathologie

1.6.1. Konservative Behandlung

Die konservative Behandlung des Hallux valgus beschränkt sich vorwiegend auf die symptomatische Therapie. Deformitätskorrigierende Vorrichtungen, wie Hallux-Valgus-Schienen haben allenfalls während des Wachstums Erfolgsaussichten und bieten bestenfalls kurzfristige symptomatische Linderung [84]. Schwerpunkt der konservativen Behandlung liegt daher im Einsatz von nichtsteroidalen Antiphlogistika (NSARs) zur Entzündungshemmung und Schmerzbekämpfung sowie lokal mit entzündungshemmenden Salben. Bei Beschwerden durch Metatarsalgie können Einlagen mit Pelotte, welche die Metatarsalia proximal der Köpfchen nach oben drückt, Linderung verschaffen. Wenn die Kleinzehen schmerzen, können Polster oder Zehenrichter eingesetzt werden. Oft hilft aber schon das Tragen von weitem und weichem Schuhwerk. Deformitäten lassen sich aber auf nicht-operativem Weg nicht beheben [3, 85]. Postoperativ kann der Einsatz von Zehenorthesen zeitweise nützlich sein, um eine optimierte Kongruenz des Gelenks und Ausheilung in der korrigierten Position zu sichern [85].

1.6.2. Operative Methoden

Es wurden mehr als 150 verschiedene Methoden zur Korrektur des Hallux valgus beschrieben und es kommen weitere hinzu [86]. Allerdings werden in der gängigen Praxis nur einige von diesen angewandt [87]. In jüngerer Vergangenheit wurden auch vermehrt perkutane, minimal-invasive Verfahren analog zu herkömmlichen Methoden beschrieben; eine Überlegenheit dieser Verfahren im Ergebnis oder der Komplikationsrate konnte jedoch bisher nicht belegt werden [88, 89]. Die Entscheidung zu einem bestimmten Operationsverfahren ist vor allem abhängig vom Grad der Deformität. Milde Deformitäten (IMT $<15^\circ$) ohne Arthrosezeichen in der radiologischen Belastungsaufnahme lassen sich zuverlässig mit einer distalen Metatarsale-I-Osteotomie beheben [86], beispielsweise der Osteotomie nach Austin/Chevron, auch oft nur Chevronosteotomie genannt. Bei schwereren Deformitäten mit einem IMT $>15^\circ$, aber nahezu vollständig erhaltener Redressierbarkeit im GZGG kommen basisnahe Metatarsale-I-Umstellungsosteotomien infrage, bei schlechter Redressierbarkeit auch mit zusätzlichem distalem Weichteileingriff.

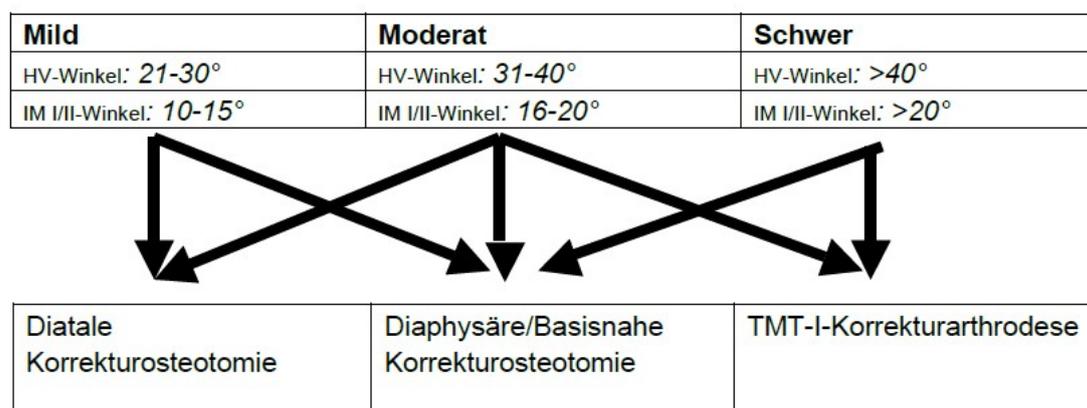


Abbildung 13: Algorithmus zur Therapieentscheidung bei Hallux Valgus [1]

Empfehlung aus der Leitlinie „Hallux valgus“ der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften

Bei Instabilität im Tarsometatarsalgelenk kommt beispielsweise die Lapidus-Arthrodese zur Anwendung. Wenn die Deformitäten manuell nicht mehr zu korrigieren sind, Arthrosezeichen hinzukommen oder sich radiologische

Inkongruenzen der Gelenkflächen zeigen, bietet sich eine GZGG-Arthrodeese an.

Da für die vorliegende Arbeit nur Patienten berücksichtigt wurden, die nach den Verfahren der Chevronosteomie, der basisnahen Osteotomie oder der GZGG-Arthrodeese operiert wurden, wird im weiteren Verlauf der Dissertation nur näher auf diese Methoden eingegangen.

Weitere gängige Operationsmethoden sind die Scarf-Osteotomie und die Resektionsinterpositionsarthroplastik nach Keller-Brandes. Bei der Scarf-Osteotomie wird das Metatarsale I diametaphysär Z-förmig osteotomiert [2]. Sie wird für ausgeprägtere Befunde genutzt. Vorteil ist die große Korrekturmöglichkeit und die Möglichkeit der Verkürzung oder Verlängerung des Metatarsale I. Nachteil ist das erhöhte Frakturrisiko im Vergleich zu anderen Verfahren [87]. Die

Resektionsinterpositionsarthroplastik nach Keller-Brandes wird bei Patienten ohne hohen funktionellen Anspruch und mit ausgeprägtem Hallux valgus und Hallux rigidus angewandt. Dies sind vor allem ältere inaktive und eingeschränkt mobile Patienten. Hierbei wird das proximale Drittel der Grundphalanx entfernt und Kapselgewebe zwischen dem Metatarsale-I-Köpfchen und dem verbleibenden Grundglied interponiert. Hierdurch kommt es zwar zur Schmerzfreiheit im Bereich des Hallux und schnellen Rehabilitation, allerdings auch zum vollständigen Funktionsverlust der Großzehe. Im Verlauf kann außerdem eine Achsdeviation auftreten. Durch die Mehrbelastung der lateralen Fußstrahlen kommt es zusätzlich oft zu einer Metatarsalgie. Daher wird diese Operationsmethode nur bei älteren, inaktiven Patienten genutzt [87, 90]. Während bei der

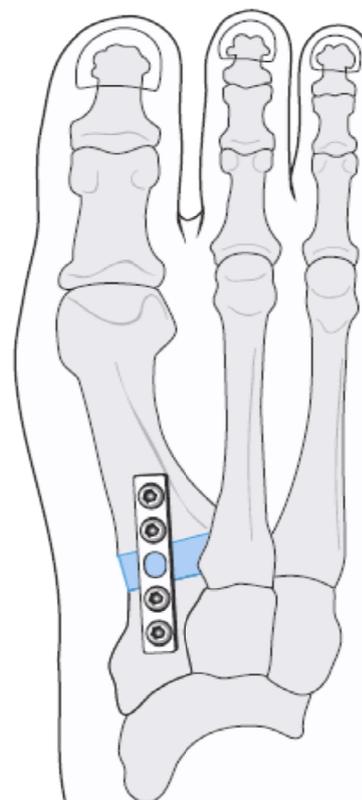


Abbildung 14: schematische Darstellung der Lapidusarthrodeese im Metatarsocuneiformegelenk [2]
Fixation hier mit Platte

GZGG-Arthrodeese das Metatarsophalangealgelenk versteift wird, wird bei der Lapidus-Arthrodeese das Metatarsocuneiforme-Gelenk versteift (siehe Abbildung 14). Dies geschieht mit Schrauben oder einer Titanplatte. Neben den vorgenannten Indikationen ist speziell ein hypermobiles Metatarsocuneiforme-Gelenk Indikation für die Arthrodeese nach Lapidus [91, 92]. Des Weiteren wird dieses Verfahren auch bei einem großen Intermetatarsalwinkel mit zusätzlicher Instabilität im Tarsometatarsalgelenk von verschiedenen Operateuren verwendet.

1.6.2.1. Chevronosteotomie

Bei diesem Verfahren wird das distale Metatarsale-I-Köpfchen mit einem V-förmigen Knochenschnitt durchtrennt und lateralisiert, ggf. auch nach medial gedreht. So wird der IMT korrigiert. In der Originalbeschreibung werden die Osteotomien im 60°-Winkel zueinander angelegt. Heutzutage wird eine modifizierte Version der Chevron-Osteotomie bevorzugt, bei der die Osteotomien nahezu senkrecht zueinanderstehen, wobei der plantare Sägeschnitt annähernd horizontal verläuft. Nach der Verschiebung der Osteotomie wird diese durch eine Kleinfragmentschraube oder alternativ durch Kirschnerdrähte fixiert. Medial am Metatarsal-I-Köpfchen werden die Kapsel gerafft, die Exostose abgetragen sowie überstehende Knochenanteile der Osteotomie entfernt, damit diese den Patienten

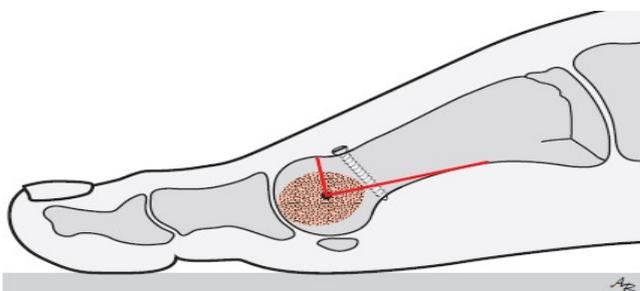


Abbildung 16: schematische Darstellung der Chevron-Osteotomie, Ansicht von medial [2]

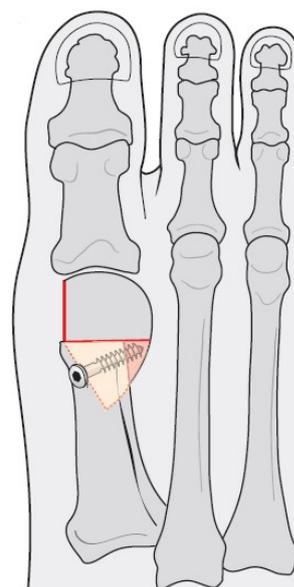


Abbildung 15: schematische Darstellung der Chevron-Osteotomie, Ansicht von oben [2]

später nicht stören. Operationsziel ist es, eine achsgerechte Zehenstellung zu erlangen. Hier ist zu erwähnen, dass es sich bei diesem Operationsverfahren um einen minimaltraumatischen Eingriff handelt. Die Nachbehandlung erfolgt im Verbandsschuh oder Vorfußentlastungsschuh für sechs Wochen. In diesem dürfen die Patienten den Fuß voll belasten [2, 3, 17]. Zudem wird die Zehe postoperativ redressierend nach medial gewickelt. Dies soll dafür sorgen, dass bei der Vernarbung der Kapsel das Operationsergebnis nicht durch Narbenkontrakturen, die den Zeh wieder nach lateral ziehen, gefährdet wird.

1.6.2.2. Basisnahe Osteotomie

Die basisnahe Osteotomie wird mit einer medial aufklappbaren Osteotomie am Metatarsale I durchgeführt. Es kann ein größerer Korrekturwinkel erreicht werden, als bei der distalen Osteotomie.

Wie bei der Chevronosteomie wird auch hier die Osteotomie mittels

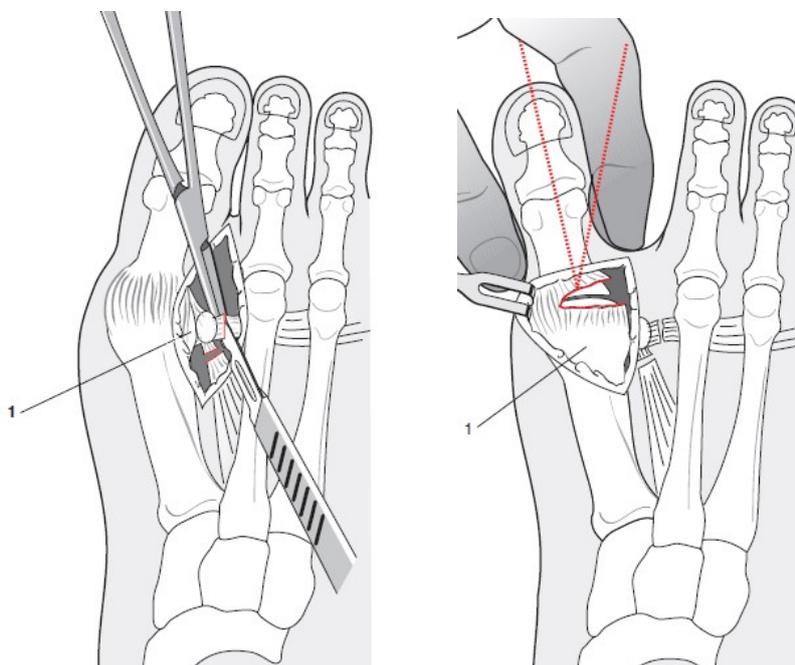


Abbildung 17: Distaler Weichteileingriff [2]

1 bezeichnet die Gelenkkapsel, zunächst erfolgt das laterale Release mit Durchtrennung des Lig. metatarsale transversum, Ablösung der Adduktorensehne und Eröffnung der Kapsel. Anschließend wird die Großzehe in eine ca. 25° Varusposition gebracht. Danach wird die Kapsel medial gerafft.

Kleinfragmentschraube fixiert. Alternativ können auch Kleinfragmentplatten oder winkelstabile Platten verwendet werden. Aufgrund der Kontraktion im Großzehengrundgelenk erfolgt regelmäßig zur Basisosteotomie ein distaler

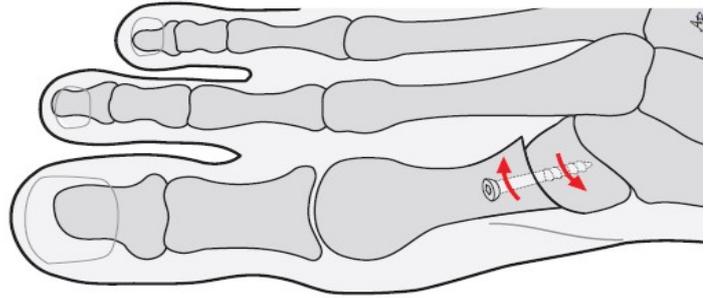


Abbildung 18: schematische Darstellung der basisnahen Osteotomie des Metatarsale I mit Schraubenfixation [2]

Weichteileingriff mit lateralem Release. Dabei werden die kontrakten Weichteile durchtrennt. Außerdem werden Exostosen abgetragen und die Gelenkkapsel gerafft. Auch hier findet die Nachbehandlung mit redressiver Wickelung der Großzehe und im Verbands- oder Vorfußentlastungsschuh statt [17].

1.6.2.3 GZGG-Arthrodese

Um bei der GZGG-Arthrodese das Gelenk zu versteifen, wird der gelenkige Anteil abgetragen und die Großzehe mit dem Metatarsale I mittels einer Osteosynthese, z.B. dorsaler Plattenosteosynthese verbunden, alternativ mit Schrauben oder Kirschnerdrähten. Es kann auch zusätzlich eine Zugschraube verwendet werden, um die Fragmente zu komprimieren. Es können verschiedene Verfahren zur Osteotomie angewandt werden [17]. Auch hier findet die Nachbehandlung entweder im Verbands- oder Vorfußentlastungsschuh mit Vollbelastung statt.

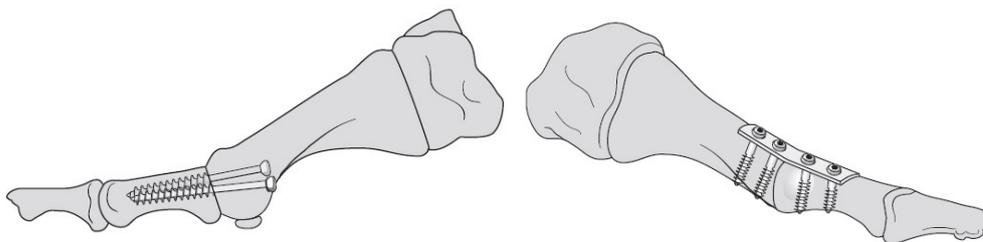


Abbildung 19: Zwei Möglichkeiten zur Fixation bei der GZGG-Arthrodese [2]



Abbildung 20: redressive Wickelung postoperativ

Die Großzehe wird durch den Zug der Binden nach medial redressiert



Abbildung 21: angelegter Verbandsschuh (von Darco) zur Vorfußentlastung

1.7. Osteoporose und Knochendichte

1.7.1. Osteoporose

Als Osteoporose wird eine Erkrankung des Skeletts bezeichnet, bei der es zu einer Verringerung der Knochenmasse und einer Verschlechterung der Mikrostruktur des Knochens kommt. Konsequenterweise kommt es zu einem Anstieg der Frakturneigung und Osteofragilität. Ätiologisch lässt sich in eine primäre (95%) und eine sekundäre Form (5%) unterscheiden. Die primäre Osteoporose wird weiter in einen postmenopausalen und einen altersbedingten Typ eingeteilt [93, 94]. Die WHO-Definition der Osteoporose orientiert sich an der Knochendichte [93]. Die maximale Knochendichte wird im Alter zwischen 25 und 30 Jahren erreicht, wobei die Knochendichte bei Männern im Schnitt höher ist als bei Frauen [95, 96]. Eine niedrige maximale Knochenmasse erhöht das Osteoporoserisiko im Alter [3, 93, 94]. Orientierungswert für die

Knochendichtemessung ist die Knochendichte junger Menschen. Entscheidend ist der sog. T-Wert. Dieser bezeichnet die geschlechtsspezifische Abweichung in Standardabweichungen (SD) von der Norm. Werte bis -1 gelten als normal, Werte zwischen -1 und -2,5 als Osteopenie, Werte unterhalb von -2,5 bezeichnen die Osteoporose. Da die Knochenmasse jedoch altersabhängig ist, gibt es den Z-Wert. Dieser bezieht sich auf das dem Patienten in Alter entsprechende Kollektiv. Ein Wert von ≥ 1 gilt als normal. Ist der Z-Wert ≤ -2 liegt ebenfalls eine Osteoporose vor. Kommen Frakturen hinzu, spricht man von einer manifesten Osteoporose [97]. Auch das Vorliegen einer Fraktur ohne adäquates Trauma, beispielsweise einer Wirbelkörperinteraktionsfraktur, definiert das manifeste Stadium, unabhängig von osteodensitometrischen Befunden. Auf eine Osteoporose hinweisende Frakturen sind insbesondere Wirbelkörperfrakturen, proximale Femurfrakturen, proximale Humerusfrakturen und distale Radiusfrakturen [3, 93, 94, 98].

Als Risikofaktoren gelten vor allem weibliches Geschlecht und höheres Lebensalter. Auch positive Familienanamnese, Alkohol- und Nikotinabusus, frühe Menopause, wenig körperliche Aktivität bzw. Immobilität, Vitamin-D- und Calciummangel und Untergewicht gehören dazu [3, 93, 94, 99]. Bei der sekundären Osteoporose sind andere zugrunde liegende Erkrankungen ursächlich. Es kann in endokrine, metabolische, onkologische, immunologische, medikamentöse und verschiedene andere unterschieden werden. Zu den endokrinen Ursachen sind unter anderem Morbus Cushing, Hypogonadismus, Hyperparathyreodismus und Hyperthyreose zu zählen. Bei den metabolischen Ursachen sind Diabetes mellitus und Homocystinurie zu nennen. Onkologische Erkrankungen des Knochens, wie das Multiple Myelom, Sarkome oder zum Beispiel die Chronisch Lymphatische Leukämie führen zu einer Zerstörung der Knochenarchitektur. Auch rheumatologische Erkrankungen wie die rheumatoide Arthritis können zu Osteoporose führen, ebenso wie chronisch-entzündliche Darmerkrankungen oder Zöliakie. Eine weitere wichtige Ursache sind die Wirkungen und Nebenwirkungen von Medikamenten. An dieser Stelle sind vor allem systemische Glukokortikoide zu nennen, jedoch auch Medikamente, die die Resorption von für den Knochenbau wichtigen Stoffen im Magen-Darmtrakt

hemmen. Chronische Leber- und Nierenerkrankungen können ebenfalls zu Osteoporose führen. Es kann auch zu einer lokalen Osteoporose kommen, insbesondere beim CRPS (Complex Regional Pain Syndrome, früher Morbus Sudeck) [3, 93].

Die Osteoporose führt oft erst zu Beschwerden, wenn der Substanzverlust des Knochens so weit fortgeschritten ist, dass der Knochen, vor allem in Bereichen mit hohem spongiösem Umbau wie den Wirbelkörpern in BWS und LWS, den alltäglichen Belastungen nicht mehr standhalten kann. Es kommt dann zu Schmerzen, auch schon bei einfachen Belastungen wie Bücken oder Heben von Gegenständen. Häufig berichten Patienten über muskuläre Müdigkeit, die durch vermehrte kompensatorische Stabilisationsarbeit der Muskulatur erklärbar ist. Weitere osteoporosetypische Veränderungen sind eine Kyphosierung der BWS und eine Hyperlordosierung der LWS, welche durch Zusammensintern der Wirbelkörper zu Stande kommen; begleitend kommt es zu einem Verlust an Körpergröße. An der Rückenhaut kann in solchen Fällen ein sog. Tannenbaumphänomen beobachtet werden. Oftmals fällt eine Osteoporose erst durch die o.g. typischen Frakturen auf; in diesen Fällen sollte eine entsprechende Abklärung erfolgen [3].

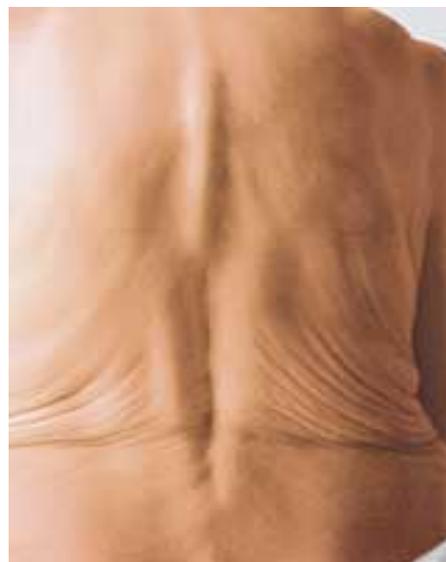


Abbildung 22: Tannenbaumphänomen bei Osteoporose [7]

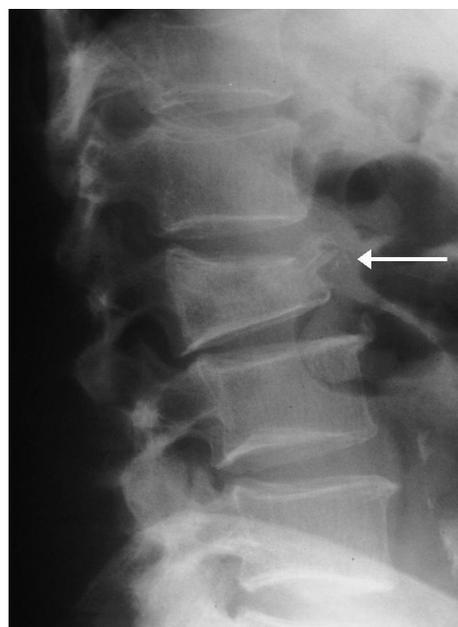


Abbildung 23: Wirbelkörpersinterungsfraktur, Deckplatteneinbruch mit Höhenminderung ventral [6]

Anamnestisch sollten vorangegangene Frakturereignisse, bestehende oder vergangene Rückenbeschwerden und eine familiäre Osteoporosebelastung eruiert werden. Sehr wichtig ist auch die Medikamentenanamnese mit Fokus auf knochenschädigende Substanzen, die Anamnese von anderen Erkrankungen und bei Frauen eine gynäkologische Anamnese mit der Frage, ob ggf. schon eine Östrogensubstitution eingeleitet wurde. Auch die anderen Risikofaktoren der Osteoporose müssen erfasst werden, um ein Risikoprofil zu erstellen. Die Untersuchung sollte auch mit Blick auf eventuell vorhandene Zeichen einer sekundären Osteoporose erfolgen. Besteht der dringende Verdacht auf eine Osteoporose wird ein Röntgenbild der BWS und der LWS angefertigt. Zwar zeigt sich eine vermehrte Strahlentransparenz erst bei einem Substanzverlust von 30-50%, jedoch können ggf. verformte Wirbelkörper, wie Keil-, Fisch- oder Plattwirbel gesehen werden. Da die spongiösen Anteile zudem als erstes vom Substanzverlust betroffen sind, ist die Kompakta der Wirbelkörper oft etwas betont dargestellt. Im Folgenden sollte eine Messung der Knochendichte erfolgen. Ergänzend empfiehlt sich eine labormedizinische Untersuchung der Parameter CRP, BSG, Blutbild, Alkalische Phosphatase (AP), Serumcalcium, Phosphat, Kreatinin, basales TSH undy-GT sowie einer Eiweißelektrophorese. Während bei einer Osteoporose die Werte normal sind, weisen veränderte Werte auf eine sekundäre Genese der Erkrankung hin. Eine weitere Abklärung kann durch die Erhebung von Calcidiol ($25(\text{OH})\text{D}_3$), Calcitriol ($1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$), Testosteron, Parathormon und T_4 erfolgen. Mithilfe der Werte Osteocalcin und Desoxypyridinolin können Aussagen über Knochenaufbau bzw. -abbau getroffen werden [3, 94].

Eine therapeutische Basismaßnahme bei allen Patienten mit Osteoporose stellt die Prophylaxe von Frakturen dar [94]. Diese kann darin bestehen, Barrieren, die zu Stürzen führen können, zu beseitigen. Bei Patienten mit laufender Glukocortikoidtherapie aufgrund einer anderen Erkrankung empfiehlt sich, die Erkrankung optimal mit einer möglichst geringen Dosis von Glukocortikoiden zu behandeln. Patienten, die mit Glitazonen behandelt werden, sollten auf ein anderes Medikament umgestellt werden. Patienten, bei denen es in der Vergangenheit schon vermehrt zu Stürzen und Frakturen gekommen ist, sollten

psychosozial betreut werden, um u.a. einer Mobilitätseinschränkung durch Ängste entgegenzuwirken. Des Weiteren ist körperliche Aktivität zu empfehlen, insbesondere Ausdauersport und Krafttraining. Alle Patienten sollten auf ihre Ernährung achten, insbesondere auf die Zufuhr von Vitamin D und Calcium. Patienten, die keine spezifische Osteoporosetherapie erhalten, sollten täglich etwa 1000mg Calcium über die Nahrung zuführen. Nur wenn dies nicht erreicht wird, sollte Calcium supplementiert werden. Hingegen wird eine Supplementierung mit 800 bis 1000 Einheiten Vitamin D3 täglich empfohlen. Medikamentöse Maßnahmen werden bei einer manifesten Osteoporose und bei einer latenten Osteoporose abhängig von der Knochendichte eingeleitet. Als Mittel mit erwiesener Wirkung in Bezug auf Knochendichte und Frakturverhinderung bei postmenopausalen Frauen stehen Bisphosphonate (wie Alendronat und Zoledronat), selektive Östrogen-Rezeptor-Modulatoren (wie Raloxifen), Strontiumranelat, Parathormon und das PTH-Analogon Teriparatid zur Verfügung [94]. Östrogene sind bei Frauen mit hohem Frakturrisiko, bei denen eine Unverträglichkeit oder Kontraindikation gegen die anderen Standardmittel vorliegt, zugelassen. Die Behandlung sollte im Allgemeinen so lange erfolgen, wie ein hohes Frakturrisiko besteht. Bei manchen Patienten kann es durch den Wegfall von Risikofaktoren oder primären Krankheitsursachen zu einer Verbesserung der Osteoporose kommen. In der überwiegenden Zahl der Fälle liegt jedoch eine chronische Erkrankung mit dauerhaft erhöhtem Frakturrisiko vor. Nach 3 bis 6 Monaten sollte eine klinische Verlaufskontrolle und Reevaluation erfolgen [94]. Der frakturreduzierende Effekt der Medikamente ist derzeit nur für die Dauer der Anwendung erwiesen. Bei der hormonsubstitutiven Therapie mit Östrogenen kommt es nach Absetzen der Therapie nach einem Jahr wieder zu einem Anstieg der Frakturhäufigkeit. Bei Bisphosphonaten ist die optimale Dauer der Therapie unbekannt. Sie haben im Knochen eine sehr lange Halbwertszeit. Als symptomatische Therapie ist unbedingt an eine suffiziente Schmerzmedikation zu denken. Bei Frakturen ist eine adäquate Frakturversorgung im Hinblick auf die Grunderkrankung obligat. Bei Wirbelkörperfrakturen, die konservativ nicht hinreichend zu versorgen sind oder persistente Schmerzen verursachen, kann

eine operative Therapie, beispielsweise eine Kyphoplastie oder Vertebroplastie angezeigt sein [94]. Unter Umständen können auch Operationstechniken mit interner Stabilisierung oder Wirbelkörperersatz erwogen werden. Neben der systemischen Osteoporose kann es auch zu lokalen Veränderungen der Knochenstruktur und –dichte kommen, dies ist ein physiologischer Vorgang. Im Knochenstoffwechsel besteht generell ein Gleichgewicht zwischen Auf- und Abbau [15]. Dieses wird maßgeblich über die mechanische Beanspruchung geregelt; eine Wenigerbeanspruchung führt in der Folge zu einer funktionellen Atrophie des Knochens im entsprechenden Bereich, eine Mehrbelastung hingegen zu einer Hypertrophie. So ist es dem Skelett möglich, sich an die auf es wirkende Beanspruchung anzupassen [15]. Beim Umbau des Knochens orientiert sich die Spongiosastruktur entlang der Richtung der wirkenden Kraft. An Regionen, wo eine hohe Spannung wirkt, wird angebaut, an Regionen, wo minimale Spannungen sind, abgebaut. Die Spongiosatrabekel richten sich entlang der sog. Hauptspannungstrajektorien aus [15]. Ein einfaches Beispiel sind die veränderten Spongiosastrukturen am proximalen Femur bei Coxa vara

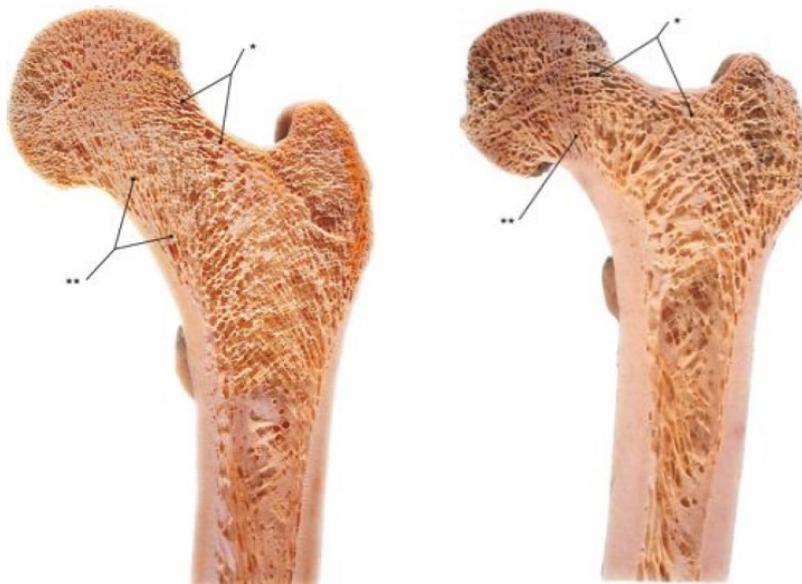


Abbildung 24: Schnitt durch den proximalen Femur [4]

Trabekelstruktur bei großem Schenkelhalswinkel (Coxa valga) links und kleinem Schenkelhalswinkel (Coxa vara) rechts. Links erkennt man verminderte Zugtrabekel (*) und verstärkte Drucktrabekel (**), während man auf der rechten Abbildung verminderte Druckbündel (**) und verstärkte Zugbündel erkennt

oder Coxa valga. So sind bei der Coxa valga die medialgelegenen Spongiosabündel (Drucktrabekel) verstärkt und die lateralen (Zugtrabekel) vermindert, während bei der Coxa vara das Gegenteil der Fall ist. Dies lässt sich mitunter schon in gewöhnlichen Röntgenbildern erkennen.

Pauwels konnte durch radiologische Nachuntersuchungen bei Kindern nach Umstellungsosteotomien wegen Hüftdysplasie mit Coxa valga nachweisen, dass sich im Verlauf die Trabekelstrukturen der Beanspruchung anpassen [15, 100]. Die Spongiosastruktur und somit auch die Knochendichte sind abhängig von der lokalen Belastung, die über einen längeren Zeitraum auf den Knochen wirkt. Dies gilt entsprechend nicht nur für anatomische Besonderheiten, sondern auch für von extern wirkender Mehrbelastung. So konnte beispielsweise festgestellt werden, dass es bei Mountainbikern im Verhältnis zu Rennradfahrern und Normalpersonen unter anderem zu einer deutlichen Erhöhung der Knochendichte im distalen Radius kommt. Grund hierfür seien vor allem die vermehrten Stoßbelastungen und Ausgleichsbewegungen, die direkt oder indirekt auf die Region wirken [101]. Der strukturelle Umbau des Knochens erfordert allerdings längere Zeit, oft Monate. Dem Knochen ist es jedoch möglich über die Einlagerung oder Mobilisierung von Calciumsalzen verhältnismäßig kurzfristig auf Beanspruchung zu reagieren. Diese werden vor allem in der Kompakta eingelagert [15]. Verminderte Beanspruchung führt zu einer Knochendichteabnahme. Dies kann, wie Studien aus der Raumfahrtmedizin über den Einfluss der Schwerelosigkeit zeigen, massive Ausmaße annehmen. Nach 4-6 Monaten kamen mehrere Studien zu dem Ergebnis, dass es zu einer Knochendichteabnahme um 10-15% kommt [102, 103]. Dies bedeutet, dass „ein Astronaut typischerweise in einem Monat mehr Knochenmasse verliert, wie eine postmenopausale Frau auf der Erde in einem Jahr“ [104]. Auch das Risiko für Nierensteine ist erhöht [105, 106]. Derzeit wird erforscht, inwieweit Gegenmaßnahmen wie spezielles körperliches Training, eine entsprechende Diät oder auch medikamentöse Prävention durch Bisphosphonate diesen Effekt verhindern oder verringern können [104-108].

1.7.2. Osteodensitometrie

Es gibt verschiedene Verfahren zur Messung der Knochendichte und Diagnose der Osteoporose. Ziel der verschiedenen Verfahren ist auch eine Quantifizierung des Frakturrisikos. Grundsätzlich gilt, dass die Aussagekraft für Frakturen in der Messregion am höchsten ist. Sie lässt sich jedoch, je nach Methode unterschiedlich gut, auf andere Bereiche übertragen. Untereinander sind die Ergebnisse nicht direkt vergleichbar. Eine Aussage wird, wie bereits beschrieben, über sogenannte T- und Z-Werte getroffen.

Das von der WHO als Standardverfahren angesehene ist die sogenannte DXA oder DEXA [3]. Dies steht für Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. Bei der DXA werden Röntgenstrahlen zweier verschiedener Energiespektren durch die ausgewählte Region gesandt und die Absorption gemessen. Durch die unterschiedlichen Spektren können, die für die Untersuchung nicht relevanten Weichgewebe mittels entsprechender Programme herausgerechnet werden. Aufgrund des zweidimensionalen Verfahrens haben die Messergebnisse die Einheit g/cm^2 ; sie können auch in relativen Größen angegeben werden. Derzeit stellt die DXA das Verfahren der Wahl zur Bestimmung der Knochendichte an LWS und proximalem Femur dar [97]. Da bei der DXA Untersuchungen bezüglich des Frakturrisikos und der medikamentösen Risikoreduktion vorliegen, während dies bei anderen Methoden nicht der Fall ist, empfiehlt der Dachverband für Osteologie (DVO) in seiner Leitlinie zur Osteoporose die DXA zu nutzen [94]. Bei den Messungen an LWS und proximalem Femur gelten ein Genauigkeitsfehler von 3-9% (Abweichung vom tatsächlichen Mineralgehalt) und ein Präzisionsfehler (Variabilität bei wiederholten Messungen) von 0,5-3% [109]. Dass für Messungen der Knochendichte die LWS und das proximale Femur verwendet werden, liegt an der guten Standardisierbarkeit und Verfügbarkeit von Referenzdaten für verschiedene Personenkollektive [110]. Die Strahlenbelastung ist mit ca. 1-3 μSv bei einer Messung der LWS sehr gering, abhängig von Dauer der Untersuchung und Konstitution des Patienten [97, 111].

Ein anderes Röntgenverfahren ist die quantitative Computertomografie (QCT/pQCT). Hierbei handelt es sich um ein CT-Verfahren, das in der Lage ist,

die Dichte der Gewebe sehr genau zu bestimmen. Zusätzlich ist es möglich, Struktureigenschaften zu erfassen. So können am Knochen auch mechanische Parameter berechnet werden, mit denen sich differenzierte Aussagen über die Festigkeit des Knochens treffen lassen. Die QCT ist für den ganzen Körper gedacht, die pQCT für die Peripherie. Im Gegensatz zur DXA wird keine flächenprojizierte Masse (g/cm^2), sondern physikalische Dichte (g/cm^3) gemessen [97]. Die Strahlenbelastung ist zwar deutlich geringer als beim CT, jedoch höher als bei der DXA. Bei einer Messung der Wirbelsäule ist mit einer Strahlendosis von etwa 60-200 μSv zu rechnen [112]. Um diese Werte der Strahlenbelastung besser einordnen zu können, werden hier einige Beispiele angeführt. Bei einem gewöhnlichen Röntgenbild des Thorax, wie es beispielsweise bei vielen kardiologischen oder pulmologischen Untersuchungen gemacht wird, erhält der Patient etwa eine Strahlendosis von 100 μSv , bei einem CT-Thorax ca. 7 mSv, also 7.000 μSv [113]. Die bei einem normalen Röntgenbild der LWS im lateralen Strahlengang auftretende Strahlenbelastung beträgt ca. 700 μSv [114]. Die mittlere effektive Dosis je Einwohner aufgrund von Röntgendiagnostik beläuft sich in Deutschland auf ca. 1,6 mSv [115]. Doch nicht nur bei medizinischen Untersuchungen ist der Mensch Strahlenbelastungen ausgesetzt. So erhält man bei einem Transatlantikflug etwa eine Strahlendosis von 100 μSv [116].

Als strahlungslose Verfahren existieren verschiedene quantitative Ultraschallmethoden, welche auf der Messung der frequenzabhängigen Schallabschwächung und der Ultraschalltransmissionsgeschwindigkeit beruhen. Die einzelnen Verfahren sind unterschiedlich gut untersucht und differieren, was ihre Fähigkeit zur Frakturvorhersage betrifft [94, 97]. Am besten untersucht sind diese Ultraschallverfahren bei der Messung der Knochendichte am Calcaneus. Es fehlen jedoch die großen Referenzdaten, auf die z.B. beim DXA-Verfahren zurückgegriffen werden kann.

1.8. Fragestellung

Im Rahmen dieser prospektiven klinischen Studie sollen unter Verwendung einer komplexen Fußdruckmessung sowie eines Lunar PRODIGY Primo Osteodensitometers an einem Kollektiv von 45 Probanden mit symptomatischem Hallux valgus mögliche Auswirkungen des veränderten Gangbildes und Fußdruckprofils auf die Knochendichte am Vorfuß evaluiert werden.

Folgende Fragen sollen beantwortet werden:

1. Sind die Messungen bei standardisierter Lagerung und Positionierung reproduzierbar?
2. Gibt es Unterschiede im Fußdruckprofil im Vergleich des symptomatischen zum asymptomatischen Fuß?
3. Gibt es Unterschiede der Knochendichte im Vergleich des symptomatischen zum asymptomatischen Fuß?
4. Korrelieren die Befunde der Osteodensitometrie mit denen der Druckpunktmessung?

Die im Rahmen dieser Studie erhobenen Daten sollen weiterhin Rückschlüsse darauf erlauben, inwieweit sich das Verfahren der Osteodensitometrie neben der Laufbandanalyse zur Evaluation des OP-Erfolgs von Hallux-valgus- und Hallux-rigidus-Operationen für weiterführende Studien eignet.

2. Material und Methoden

2.1. Osteodensitometrie

2.1.1. Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA)

Die Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA) gilt als Goldstandard zur Bestimmung der Knochendichte an der LWS und am proximalen Femur in der Osteoporosediagnostik und wird hierfür auch von der DVO empfohlen [94]. Wie oben schon genannt gibt es große Referenzdaten. So können sicher Bezugswerte für die Knochendichtemessungen am Fuß ermittelt werden. Zudem ist sie mit einer geringen Strahlenbelastung verbunden, wenn man sie mit der pQCT vergleicht. Außerdem besitzt sie eine hohe untersucherunabhängige Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, im Gegensatz zur sonografischen Messung am Calcaneus.

2.1.2. Strahlenbelastung

Laut Bundesamt für Strahlenschutz liegt die durchschnittliche Strahlenbelastung des Menschen in Deutschland bei ca. 2100 $\mu\text{Sv}/\text{Jahr}$ [117]. In vorherigen Studien zur DXA-Untersuchung wurde gezeigt, dass bei der Untersuchung der LWS je nach Technik eine Strahlendosis von 1-3 μSv entsteht. Die Belastung, die der Patient durch die Untersuchung erfährt, ist folglich als gering einzuordnen.

2.1.3. Lunar PRODIGY Primo

Das im Rahmen dieser Studie verwendete Densitometer ist von der Firma GE Healthcare ®. Gerätenummer und Seriennummer lauten: Lunar DPX-Prodigy SN: PR+302465

Komponente	Beschreibung	GE Medical Systems Lunar-Modell-Nr.
Röntgen-Controller	GE Medical Systems Lunar Single Board Controller	41170
Hochspannungs- netzteile	Bertan ¹ Modell: 2907 Spellman ² Modell: SBD40PN280X2890	7681 7681
Röntgenröhren- einheit	GE Medical Systems Lunar- Röntgenröhreneinheit	8743
Kollimator	GE Medical Systems Lunar PRODIGYKollimatoreinheit	8915

¹Bertan High Voltage Corp., 121 New South Road, Hicksville, NY

²Spellman High Voltage Electronics Corp., 475 Wireless Boulevard, Hauppauge, NY



Abbildung 25: Das Osteodensitometer Lunar PRODIGY primo

2.1.4. Aufbau und Messung

Bei Versuchen zur Praktikabilität der DXA am Fuß wurde festgestellt, dass der Fuß sich zwar durchaus im angefertigten Bild gut darstellen lässt, das Computerprogramm des Herstellers, aber Probleme hatte zwischen Knochen und anderen Stoffen zu unterscheiden. So wurde zwar richtigerweise der Rückfuß als knöchern dargestellt, die Metatarsalia aber als gewebig oder unbestimmt. Um das Ergebnis zu verbessern und die Möglichkeit menschlicher Fehler zu verringern, wurde versucht, ob sich der Knochen besser darstellen lässt, wenn man den Fuß mit Material einer höheren Dichte als Luft umgab. Den Fuß auf ein Wasserbad zu stellen erwies sich als wenig praktikabel. Schließlich konnte mit trockenem Reis, in Plastiktüten verpackt, reproduzierbar ein gutes Ergebnis erzielt werden, bei dem kaum mehr manuell nachgebessert werden musste. Darüber hinaus konnten so auch hygienischen Erfordernissen Rechnung getragen werden, da sich die Päckchen einfach und gut desinfizieren lassen, was bei losem Reis unmöglich gewesen wäre. So konnte ein standardisierter Ablauf festgelegt werden.

Zunächst wurde der Patient gebeten metallische Gegenstände abzulegen und sich bis auf die Unterwäsche zu entkleiden, um Störgrößen zu minimieren.

Zur Messung der LWS wurde die vom Hersteller und Programm empfohlene Einstellung benutzt. Die Positionierung gestaltete sich folgendermaßen: Der Patient liegt auf dem Rücken, mit der Kopfoberseite an der vorgesehenen Markierung. Die Beine sind in den Hüftgelenken und Knien angewinkelt und liegen



Abbildung 26: Positionierung des Patienten für die Messung der Knochendichte in der LWS

auf einem Block. Manuell wird das Fadenkreuz auf den Bereich zwischen den Spinae iliacae anteriores eingestellt. Die Messung erfolgt mit den vom Programm errechneten Einstellungen. Es wurden zwei Messungen angefertigt. Bei der Messung der Füße befindet sich der Patient in sitzender Position auf dem Densitometer, die Knie befinden sich in etwa 70-90° Beugstellung. Der zu messende Fuß ist unbekleidet in einem dafür vorgesehenen Kunststoffkasten. In diesem befindet sich in dem Bereich, in dem die Ferse platziert wird, ein Metallgewicht einer definierten Höhe, um in verschiedenen Messungen die Position möglichst konstant zu halten. Der Rest des Kastenbodens ist mit Reispäckchen ausgelegt, damit der Fuß eben steht. Zur Stabilisierung in der gewünschten Position wird der Fuß mit weiteren Reispäckchen umgeben.



Abbildung 27: Positionierung des Fußes, Ansicht von vorne



Abbildung 28: Positionierung des Fußes, Ansicht von lateral



Abbildung 29: Positionierung des Fußes, Ansicht von oben

Der andere Fuß steht neben dem Kasten. Der Strahlengang ist dorso-plantar. Damit es nicht zu Knochenüberlagerungen durch laterales Abkippen des Fußes kommt, ist darauf zu achten, dass der Patient den Unterschenkel in einem Winkel von -10° bis 10° zur Lotrechten hält.

Ein Nebeneffekt des im Fersenbereich verwendeten Metallgewichts war, dass im Röntgenbild die überlagerten knöchernen Strukturen des Unterschenkels und Sprunggelenksbereich nicht mehr abgegrenzt werden können und nicht vom Computerprogramm als knöchern, sondern als „Artefakt“ erkannt werden. Dies verbesserte im restlichen Fußbereich die Erkennung knöcherner Strukturen. Die Dauer einer Messung beträgt ca. 30 Sekunden. Das Gerät ist manuell in die erforderliche Position zu bringen, der Messbereich kann per Zentimetereingabe am Rechner festgelegt werden. Es wurden je Fuß zwei Messungen angefertigt.

2.1.5. Rohdatenbearbeitung

Die Bearbeitung und Auswertung der Daten erfolgte mit dem von Lunar gestellten Programm. Bei der Messung der LWS war die Benennung der vorgegebenen Regions of Interest (ROIs) zu überprüfen und entsprechend anzupassen. Bei der Messung der Füße mussten die ROIs selbst eingezeichnet werden. Es wurden sechs ROIs vergeben: ROI 1 umfasst das gesamte Metatarsale I, Phalanx proximalis I und Phalanx distalis I, ROI 2 umfasst nur das Metatarsale I. ROI 3 umfasst die Metatarsalia II-IV und die Phalangen II-IV, ROI 4 die Metatarsalia II-IV. ROI 5 umfasst das Metatarsale V und die Phalanges V, ROI 6 nur das Metatarsale V. Es folgte eine Nachkorrektur der vom Programm unterschiedenen Gewebe. Hierbei mussten per Mauszeiger die jeweiligen Gewebe nachgezeichnet werden. Mögliche Gewebeeigenschaften sind „Knochen“, „Luft“, „Gewebe“, „Artefakt“ und „Neutral“. Eine Nachkorrektur war oft im Bereich der distalen Phalangen notwendig, da diese verhältnismäßig wenig röntgendicht sind und von dem Programm nicht als knöchern erkannt wurden. Der Intermetatarsalraum, insbesondere zwischen II-IV, wurde oftmals nicht als gewebig erkannt, je nachdem wie nah die Metatarsalia auf dem Bild beieinander lagen. Die konstantesten Dichtewerte für die Knochen erhielt man, wenn der Knochen von einem schmalen neutralen Saum umgeben war, also nicht zur Berechnung der Werte herangezogen wurde, und der Rest des Bildes,

wo der Reis lag, als Gewebe markiert wurde. Als Beispiele für die Markierung der Bereiche als bestimmte Gewebe sind die Abbildungen 33 – 38 aufgeführt.



Abbildung 30: Maske des Mess- und Auswertungsprogramms enCORE von GE Healthcare

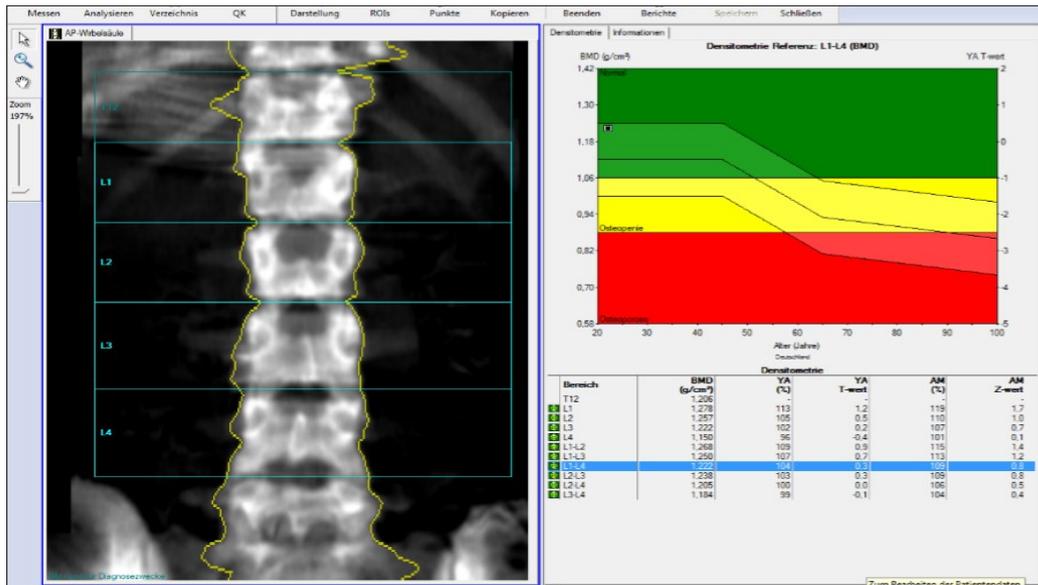


Abbildung 31: Knochengesunder Patient

In der Röntgenaufnahme ist die LWS mit den entsprechenden Wirbelkörpermarkierungen zu sehen, im rechten Bildabschnitt die Daten der relevanten Abschnitte mit Dichte, T- und Z-Wert und bildlicher Darstellung. Z- und T-Wert liegen im Normbereich, somit ist der Patient als Knochengesund

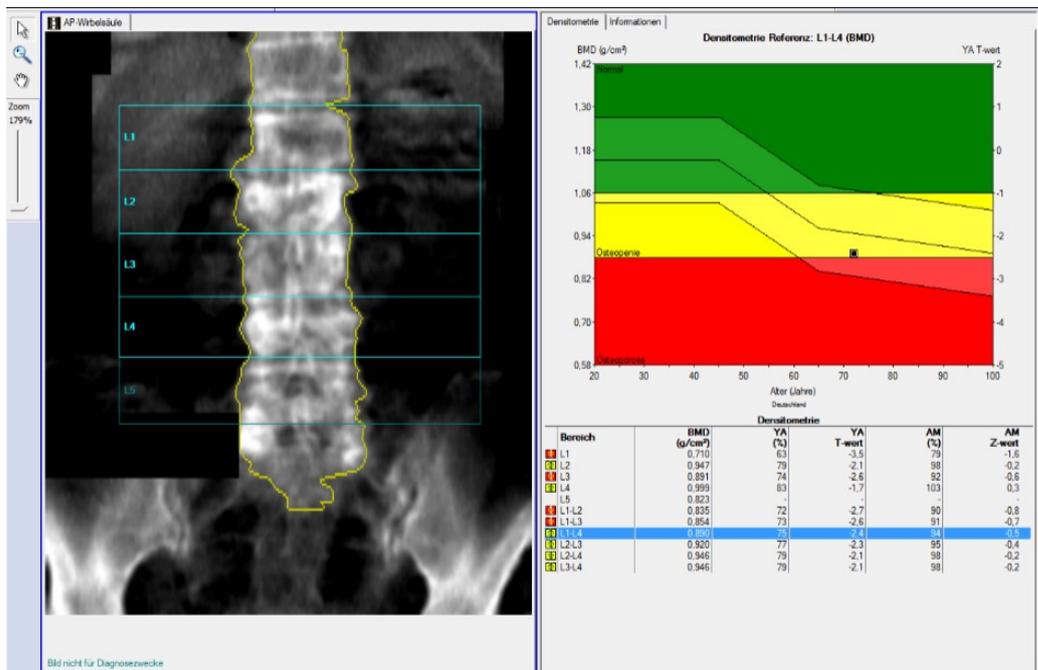


Abbildung 32: Patient mit hochgradiger Osteopenie

Im Verhältnis zu seinen Altersgenossen weist der Patient eine verringerte Knochendichte auf, zu erkennen an der Lage des kleinen schwarzen Quadrates am unteren Rand des gelben Bereiches und dem angegebenen Z-Wert von -0,5. Der T-Wert liegt mit -2,4 noch knapp über dem Grenzwert für eine Osteoporose (-2,5), was die Diagnose einer Osteopenie begründet

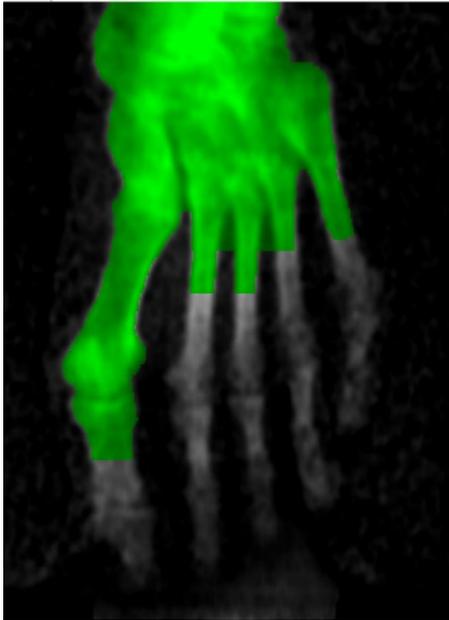


Abbildung 33: Beispiel für eine noch nicht bearbeitete Aufnahme

Zu sehen ist die vom Programm selbst erkannte Knochenverteilung

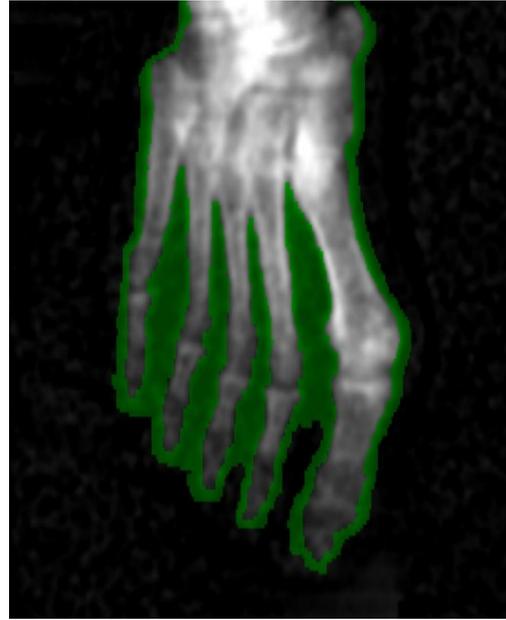


Abbildung 34: Markierung der "neutralen" Grenzbereiche

Diese sollen nicht in die Auswertung als "Knochen" oder "Gewebe" mit einfließen

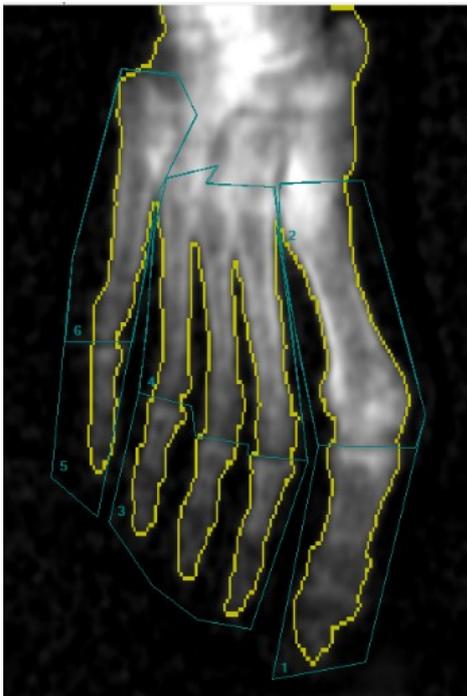


Abbildung 35: ROI-Einteilung an einem rechten Fuß

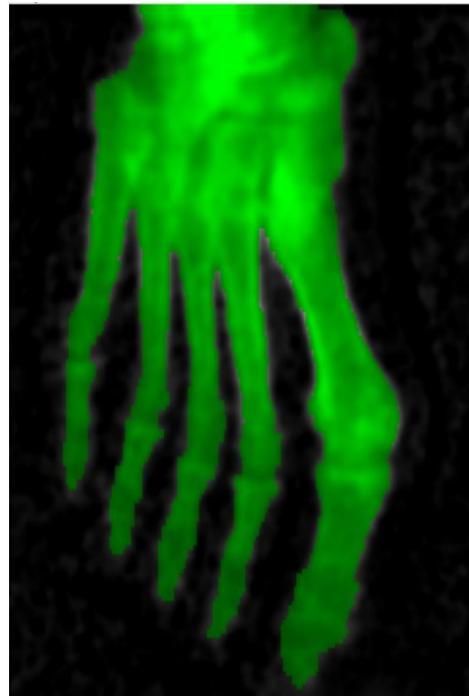


Abbildung 36: Abgeschlossene Markierung der Knochenanteile



Abbildung 37: Beispiel für eine "Artefakt"-Markierung

Der hyperdense Metallblock unter der Ferse wurde vom Programm als Artefakt erkannt



Abbildung 38: Beispiel für die Markierung des "Gewebes"

Das „Gewebe“ entspricht überwiegend dem umgebenden Reis

2.2. Laufbandanalyse und Druckpunktmessung

Aufgrund der Entscheidung die Druckpunktmessung durch Laufbandanalyse als etablierte Methode zur Belastungsbestimmung in die Arbeit zu integrieren, erhofften wir uns, Aussagen über die funktionelle Veränderung der Fußbelastung während des Gehens in dem Patientenkollektiv zu bekommen. Dies diente der Abklärung der Frage, ob es durch die Beschwerden zu Abweichungen von der idealen Belastungsverteilung gekommen ist, wie Ergebnisse anderer Studien, die sich speziell mit dem Themenkomplex Laufbandanalyse bei Hallux-Valgus-Patienten beschäftigt haben, zeigten. Außerdem sollte evaluiert werden, ob die in der DXA-Untersuchung gewonnenen Ergebnisse mit den Messungen der Laufbandanalyse korrelieren.

Für die Messung wurde zunächst ein Nullwert erstellt. Danach durfte der Patient das Laufband betreten. Der Patient wurde zunächst mittels Klemme, die an der Kleidung befestigt wurde, an das Notaussystem angeschlossen. Anschließend wurde er darauf hingewiesen, dass er möglichst normal gehen soll. Das Gehen sollte frei erfolgen, ohne sich festzuhalten, um die Druckwerte nicht zu verfälschen. Wenn der Patient bereit war, wurde das Laufband gestartet. Als Geschwindigkeit wurden 4 km/h (1,11m/s) gewählt, also Schrittgeschwindigkeit. Hierbei dienten Studien zum Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Druckverteilung als Orientierung [18, 51-53, 63, 74]. Eine höhere Geschwindigkeit ging einigen Studien zufolge mit einer erhöhten Belastung unter der Ferse und dem medialen Vorfuß einher [52, 53]. Der Patient lief solange auf dem Laufband, bis er sich subjektiv daran gewöhnt hatte. Sobald er sich sicher genug fühlte, wurden die Messungen gestartet. Es wurden zwei Messungen angefertigt, die den Gang des Patienten für je 10 Sekunden aufzeichneten.

2.2.1. Laufband

Bei dem verwendeten Laufband handelte es sich um das Modell Ergo run von der Firma Daum-Electronic. Durch das Kraftverteilungsmesssystem FDM-T der Firma Zebrismedical erfolgte die Druckpunktmessung.

Daten zu den kapazitiven Drucksensoren des Kraftverteilungssystems:

- Anzahl: 7168
- Fläche: 108,4 x 47 cm
- Dichte: 1,4/cm²
- Messbereich: 1-120 N/cm²

2.2.2. Datenverarbeitung der Laufbanddaten

Mit dem Programm von Zebris erfolgte die Aufzeichnung der Laufbanddaten. Die Daten wurden anschließend auf mehrere Arten exportiert. Einen Überblick über die gesamte Auswertung bietet der sog. Report, der Gangparameter,

Druckverteilung in Falschfarben je Schritt, CoP-Parameter (Center of Pressure) und Diagramme umfasst. Neben dem pdf.-Export zur Ansicht, wurde der Report auch im txt.-Format exportiert, um eine spätere Auswertung mit Analyseprogrammen zu ermöglichen. Für die Auswertung der Druckpunkte der einzelnen Schritte wurde außerdem im sog. apd.-Format exportiert, was ebenfalls weiterverarbeitet werden kann. Die Weiterverarbeitung wurde mit dem Programm MATLAB von MathWorks Inc. durchgeführt. Aufgrund der Konzentration der Fragestellung auf Druckverteilungsmuster im Bereich des Vorfußes, konnte auf eine umfassendere Auswertung, insbesondere der zeitaufgelösten Gangparameter aus den zur Verfügung stehenden Daten verzichtet werden. Es erfolgte die Untersuchung der Einzelschritte auf die Verteilung der MPPs (Mean Peak Pressure). Hierzu wurden mehrere m-files für MATLAB genutzt, die von der Biomechanikabteilung der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen programmiert und zur

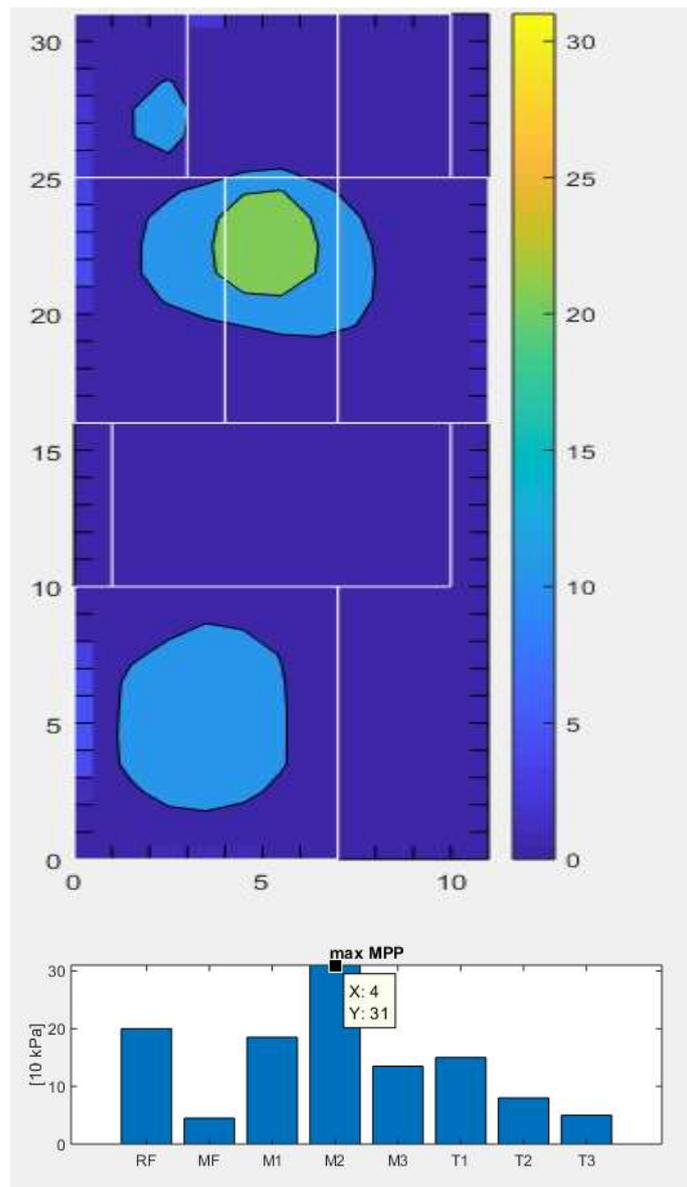


Abbildung 39: verwertbarer Fußabdruck aus MATLAB mit zugehöriger Auswertung der MPPs für die jeweiligen Bereiche

Verfügung gestellt wurden. Durch die Verwendung von Masken, die über den Fuß gelegt wurden, konnten so die MPPs in kPa für die einzelnen Interessensbereiche je Schritt ermittelt werden. Über die Erstellung von Mittelwerten je Bereich und je Patienten wurden die Schritte „zusammengefasst“ und später in SPSS weiterverarbeitet. Die automatisierte Erkennung und Verteilung der Masken durch das Programm wurden händisch geprüft. Kam es innerhalb des Datensatzes eines Patienten zu vereinzelt falschen Maskenverteilungen, wurde der einzelne Schritt ausgeschlossen. Einige Datensätze wurden nicht weiterverwendet, um Fehler zu vermeiden. Manche Patienten belasteten auf dem Laufband den Fuß deutlich anders als bei ihrem normalen Gangbild ohne Laufband. Hier sind nicht die Hallux-valgusbedingten Veränderungen des individuellen Gangbildes gemeint. Ein Beispiel ist eine reine Vorfußbelastung bei einem tippelnden Gangbild auf dem Laufband. Zwar wurden die Patienten darauf hingewiesen „normal“ und frei zu gehen, dies stellte jedoch, speziell für die älteren Patienten oft ein Problem dar. Trotz Eingewöhnungsphase waren diese Patienten unsicher. Daher sind die betreffenden Messdaten nicht repräsentativ für das Gangbild des jeweiligen Patienten und hätte insofern zu einer Fehlinterpretation geführt. Hinzu kommt, dass die erfassten Messdaten dieser Patienten oft nicht verwertbar waren, da das Programm zur Maskenerstellung einen ganzen Fußabdruck benötigt. Ist dies nicht der Fall, so werden Maske und Druckverteilung in den entsprechenden ROIs nicht korrekt angezeigt. Der verwendete MATLAB-Code geht davon aus, dass stets der ganze Fuß abrollt. Vom posteriorsten registrierten Punkt bis zum ventralsten registrierten Punkt wird der Fuß in Bereiche eingeteilt. Der Fersenbereich „RF“ soll auf der y-Achse (nach vorne) 31% der Gesamtlänge des Fußes betragen, der Spannbereich „MF“ die folgenden 21%, der Vorfußbereich „M“ ohne Zehen weitere 30% und der Zehenbereich „T“ die verbleibenden 18%. Wenn nun der Patient nicht mit der Ferse auftritt, wird folglich derjenige Bereich des Fußes, der als erstes auftritt als „Ferse“ deklariert und von da aus weiter eingeteilt, dies veranschaulicht Abbildung 40.

Die Aufteilung der Breite nach wurde im Vorfußbereich gedrittelt in medial, zentral und lateral. Selbiges gilt für die Zehen. Im Falle von ausgeprägten Hallux-Valgus-Deformationen kommt es jedoch zu einer starken Lateralabweichung der Großzehe im Verhältnis zum nach medial getretenen GZGG. Dies führte häufig dazu, dass die Großzehe im zentralen Zehenbereich oder in sowohl medialem und zentralem Zehenbereich abgebildet wurde wie in Abbildung 41 dargestellt. Diese Ergebnisse konnten zwar zur Beurteilung der Metatarsalsituation herangezogen werden, nicht jedoch für die Zehensituation, weswegen hier letztlich zu viele Daten fehlten.

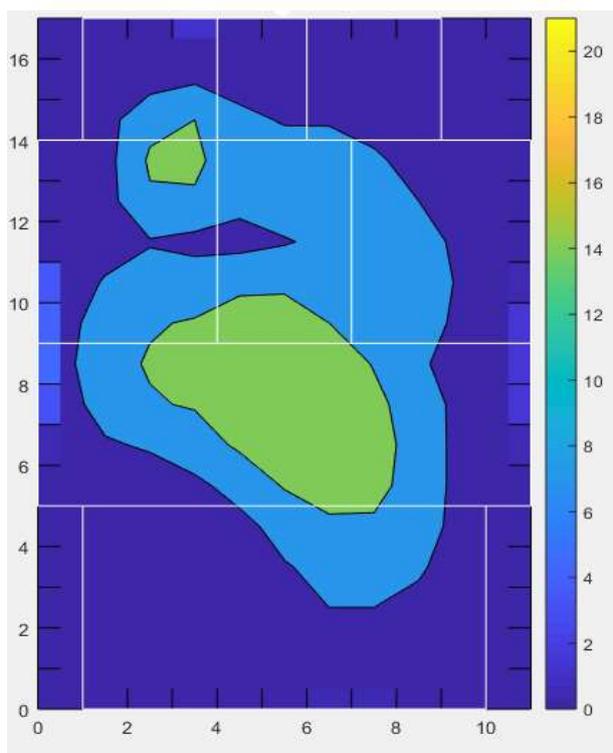


Abbildung 40: Beispiel für einen nicht verwertbaren Abdruck

Da der Patient nicht über den ganzen Fuß abgerollt hat wird der laterale Vorfußbereich als „Ferse“ erkannt. Durch die Programmierung der Maskenerkennung verschieben sich so die Bereiche „Mittelfuß“, „Vorfuß“ und „Zehen“ ebenfalls

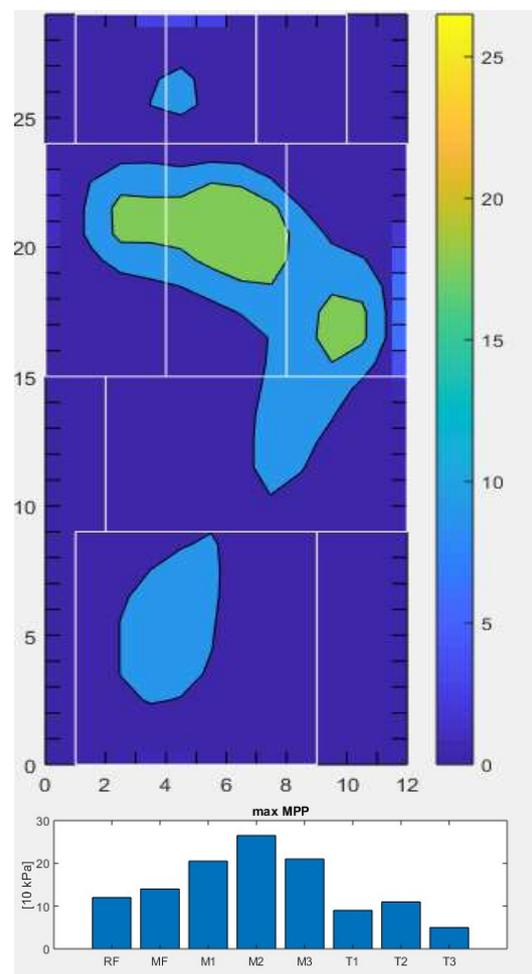


Abbildung 41: teilweise verwertbarer Fußabdruck

Die Zehenbereiche sind wegen fälschlicher Einteilung der Großzehe in den mittleren Zehenbereich nicht verwertbar

2.3. Patientenkollektiv

2.3.1. Ein- und Ausschlusskriterien für das Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv für diese Arbeit bestand ausnahmslos aus Patienten der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen, bei denen eine Operation aufgrund eines Hallux valgus indiziert wurde. Die Messung wurde nach der Indikationsstellung oder kurz vor der Operation durchgeführt.

Einschlusskriterien waren:

- eigenständige Einwilligungsfähigkeit zur Untersuchung mit dem Densitometer und der Laufbandanalyse
- Fähigkeit zur eigenständigen Mobilisation
- altersentsprechende kardiopulmonale Belastbarkeit
- keine knöcherne Voroperationen am zu messenden, symptomatischen Vorfuß
- kein Herzinfarkt oder Apoplex in den letzten 6 Monaten
- keine vorliegende Schwangerschaft
- keine ärztlich dokumentierte Verletzung in Folge eines Sturzes aufgrund von Gangunsicherheit ohne Fremdeinwirkung

Ausschlusskriterien waren:

- ein Einschlusskriterium wird negativ beantwortet
- Ablehnung der Teilnahme durch den Patienten

2.3.2. Rekrutierung und Zusammensetzung des Patientenkollektivs

Nach Genehmigung durch die Ethikkommission wurden die Patienten in der Fußsprechstunde der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen durch einen Arzt über die Studie informiert und aufgeklärt. Anhand der OP-Kartei wurden die Patienten nachfolgend angerufen und im Rahmen der stationären Aufnahme für die Studie befragt und untersucht. Die Untersuchung bestand aus osteodensitometrischen Untersuchung mittels DXA der beiden Füße und der LWS sowie der Laufbandanalyse mit Druckpunktmessung.

Das Patientenkollektiv bestand aus 45 Patienten, davon 40 weiblich und 5 männlich. Das Durchschnittsalter betrug 53,3 Jahre. Die Einteilung in die verschiedenen Schweregrade wurde nach dem im Arztbrief angegebenen Intermetatarsalwinkel und der Auswertung der diagnostischen Röntgenbilder vorgenommen.

2.4. Statistische Auswertung

2.4.1. Hypothesen

Für diese Arbeit wurden zwei Hypothesen aufgestellt:

1. Die Knochendichte im Metatarsale I bzw. der Metatarsalia II-IV des symptomatischen Fußes ist geringer als die des Metatarsale I bzw. der Metatarsalia II-IV auf der asymptomatischen Seite.
2. Die Knochendichte im Metatarsale I bzw. der Metatarsalia II-IV des symptomatischen Fußes korreliert mit den MPPs aus der Laufbandanalyse.

Entsprechend lauten die Nullhypothesen:

1. Die Knochendichte des Metatarsale I bzw. der Metatarsalia II-IV des symptomatischen Fußes ist nicht geringer als die des Metatarsale I auf der asymptomatischen Seite.
2. Die Knochendichte im Metatarsale I bzw. der Metatarsalia II-IV des symptomatischen Fußes korreliert nicht mit den MPPs aus der Laufbandanalyse.

2.4.2. Vorgehensweise und durchgeführte Tests

Da die DXA nur als Methode für Messung der Knochendichte an LWS oder Femur validiert ist, konnten die am Fuß erhobenen Werte nicht unreflektiert übernommen werden.

Um möglichst wenig Daten aufgrund von vorbestehender Osteoporose ausschließen zu müssen, entschlossen wir uns anstelle von Absolutwerten der

projizierten Dichte Relativwerte zwischen den Messungen von Füßen und der LWS des jeweiligen Probanden zu verwenden. So kann unserer Meinung nach zumindest mathematisch statthaft der Einfluss des individuellen Knochenstatus minimiert werden. Im Folgenden wird der Begriff „relative Knochendichte“ verwendet, wenn auf Werte und Ergebnisse der Osteodensitometrie Bezug genommen wird. Da es sich um relative Werte handelt, sind im Vergleich zum Gebrauch der absoluten Werte keine Unterschiede in der Aussage von durchgeführten Tests zu erwarten.

Neben den Unterschieden der relativen Knochendichte zwischen symptomatischem und asymptomatischem Fuß wurden außerdem verschiedene potentielle Einflussfaktoren untersucht. Näher untersucht wurden zum einen der Intermetatarsalwinkel am symptomatischen Fuß und vorliegende radiologische Arthrosezeichen am symptomatischen Fuß. Außerdem wurde untersucht, ob ein bestehender Hallux valgus am kontralateralen Fuß die Ergebnisse beeinflusst, abhängig davon, ob er bereits operiert wurde oder nicht. Dazu wurden Daten nach Merkmalsausprägung gruppiert. Es wurde darauf geachtet, eine klinisch sinnvolle Gruppeneinteilung bei etwa gleicher Gruppenstärke zu erreichen. Beim Intermetatarsalwinkel wurde eingeteilt in $\leq 15^\circ$ und $> 15^\circ$, was eine Einteilung in leichten Hallux valgus und moderaten bis schweren Hallux valgus darstellt. Die radiologischen Arthrosezeichen wurden nach Vorliegen derselben in eine „Ja-Gruppe“ und eine „Nein-Gruppe“ unterteilt, was als Hinweis für eine fortgeschrittene oder schon lange bestehende Erkrankung gelten kann. Bei der Auswertung der Laufbanddaten wurden nur Daten der Patienten herangezogen, die ein Gangbild auf dem Laufband aufwiesen, welches ihrem normalen Gangbild entsprach. Fälle, bei denen die einzelnen Schritte zu massiv variierten oder Fälle, bei denen sich das Gangbild auf dem Laufband zu sehr von dem normalen Gangbild unterschied, wurden ausgeschlossen.

2.4.3. Statistische Auswertung der Daten

Die Datenauswertung erfolgte mittels SPSS. Es wurden die Standardabweichungen und der Standardfehler der Einzelmessungen ausgewertet sowie die Mittelwerte mit dem t-Test für verbundene Stichproben verglichen. Anschließend wurden Bland-Altman-Plots erstellt. Auf diese Weise wurde grafisch überprüft, ob die beiden Messungen, die je Fuß und je Seite angefertigt wurden, annähernd gleiche Ergebnisse ergeben und wie groß die Streuweite ist.

Es erfolgte außerdem eine Häufigkeitsaufstellung der Parameter Geschlecht, Alter, Arthrosezeichen im Röntgenbild, Intermetatarsalwinkel, Erkrankung kontralateraler Fuß und erfolgte OP kontralateral.

Es erfolgte die Prüfung auf Normalverteilung der osteodensitometrischen Daten mittels Shapiro-Wilk-Test. Die osteodensitometrischen Dichtemittelwerte der ROIs 2 und 4, entsprechend dem Metatarsale I und der Metatarsalia II-IV am symptomatischen und asymptomatischen Fuß, sowie der MPP-Werte der Laufbandanalyse in diesem Bereich wurden tiefergehend analysiert. Mittels t-Test für verbundene Stichproben wurden die relativen Knochendichten des symptomatischen mit denen des asymptomatischen Fußes verglichen. Die Ergebnisse mit $p \leq 0,005$ wurden als signifikant angesehen. Die Daten aus Laufbandanalyse und Osteodensitometrie (des symptomatischen Fußes) wurden miteinander korreliert. Eine Korrelation wurde angenommen bei Werten von $>0,3$ oder $<-0,3$. Zur Klärung der Frage, ob IMW oder Arthrosezeichen im GZGG Einfluss auf die relativen Dichtewerte des symptomatischen Fußes haben, erfolgte eine univariate Varianzanalyse mit den entsprechenden Faktoren. Analog dazu wurde die univariate Varianzanalyse beim asymptomatischen Fuß mit dem Faktor „erfolgte OP kontralateral“, jedoch unter Ausschluss der Patienten, bei denen kein beidseitiger Hallux valgus vorlag, durchgeführt. Auch hier wurden Ergebnisse mit $p \leq 0,005$ als signifikant angesehen.

3. Ergebnisse

3.1. Patientenkollektiv und anthropometrische Daten

Das Patientenkollektiv bestand aus 45 Patienten, davon 40 weiblich und fünf männlich. Das Durchschnittsalter lag bei 53,3 Jahren, im Median bei 55 Jahren. Die Verteilung ist in Abbildung 42 zu sehen.

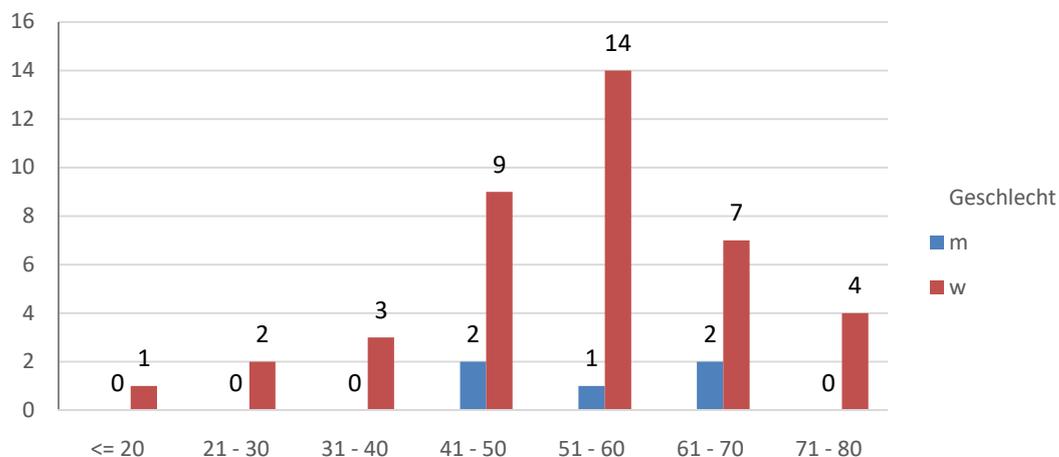


Abbildung 42: Alters- und Geschlechtsverteilung der Patienten (n=45)

25 Patienten gaben den linken Fuß als beschwerdeführend an, 19 Patienten den rechten, ein Patient konnte sich nicht festlegen. 80% (n=36) der Patienten hatten beidseitig einen Hallux valgus, bei einem Drittel (n=12) dieser Patienten war der kontralaterale Fuß bereits in der Vergangenheit operiert worden. Bei 64,4% (n=29) lag eine leichte Form des Hallux valgus vor, definiert als Intermetatarsalwinkel $\leq 15^\circ$, bei 31,1% (n=14) eine mittelschwere Form mit einem IMW zwischen 15 und 20° und bei 4,4% (n=2) eine schwere Form mit einem IMW $>20^\circ$, wie Abbildung 43 zu entnehmen ist. Zur Varianzanalyse wurden die Patienten aber nur in zwei Gruppen, namentlich IMW $>15^\circ$ (16 Patienten, 35,6%) und IMW $\leq 15^\circ$ (29 Patienten, 64,4%) eingeteilt.

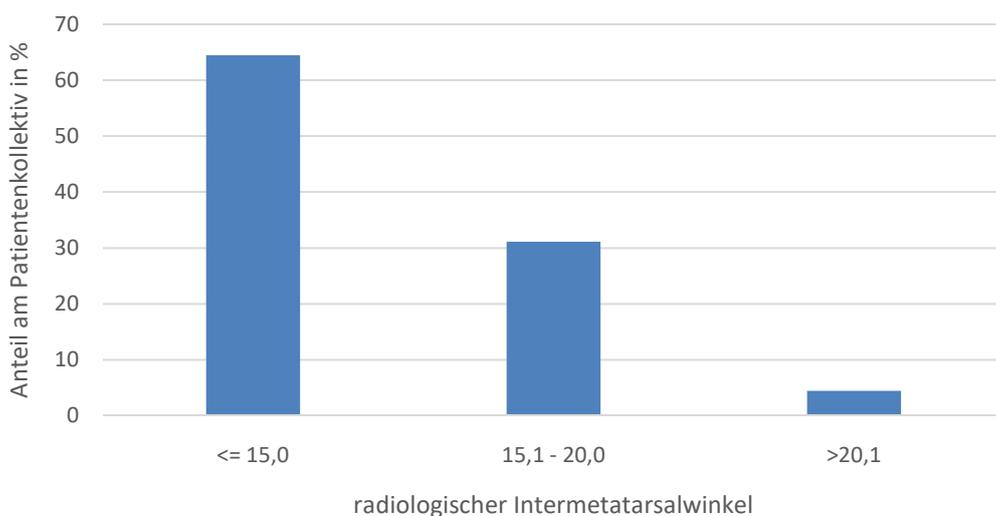


Abbildung 43: prozentuale Häufigkeiten der Schweregrade des Hallux valgus im Patientenkollektiv (n=45)

Radiologische Arthrosezeichen im GZGG lagen am symptomatischen Fuß bei 21 Patienten (46,7%) vor; bei 24 Patienten (53,3%) waren keine eindeutigen Zeichen einer Arthrose im GZGG erkennbar. Der Metatarsophalangealwinkel lag bei 13,3% (n=6) unter 20°, bei 44,4% (n=20) zwischen 20° und 30°, bei 28,9% (n=13) zwischen 30° und 40° und bei 13,3% (n=6) über 40°. Die Untersuchung des Knochenstatus an der LWS lieferte die Ergebnisse, die in Abbildung 44 gezeigt werden. Zugrunde gelegt wurde der T-Wert in Zusammenschau mit dem Z-Wert, der die altersadjustierte Einschätzung der Knochendichte ermöglicht. Es zeigte sich, dass bei lediglich einer Probandin eine Osteoporose vorlag. Bei sechs Probanden lag ein osteopener Knochenstatus vor (13,3%); die verbleibenden 38 Probanden (84,4%) wiesen einen altersentsprechenden Knochenstatus auf.

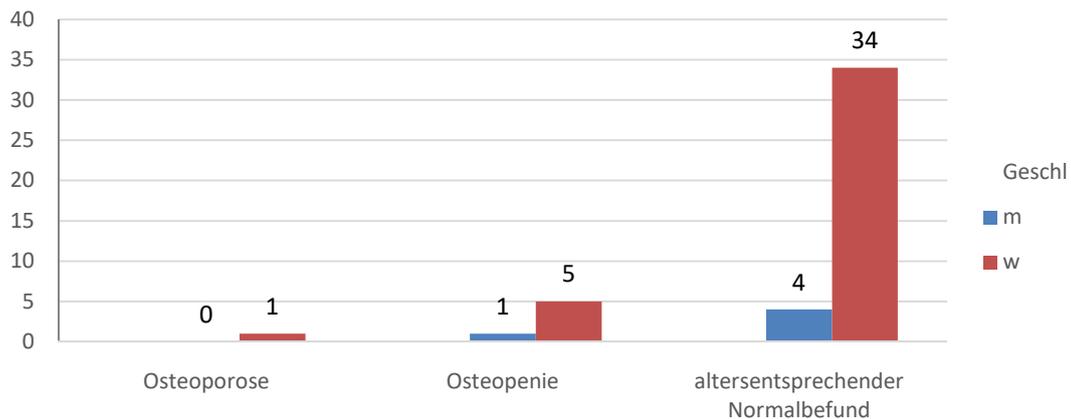


Abbildung 44: Knochenstatus der Patienten
eingeteilt nach der gängigen WHO-Klassifikation

3.2. Ergebnis der osteodensitometrischen Untersuchung an den Füßen

3.2.1. Reliabilitätsanalyse der osteodensitometrischen Daten

Es wurden je Fuß je zwei Messungen angefertigt, um zu prüfen, ob die Messung der Knochendichte in beiden Fällen das gleiche Ergebnis bringt. Es wurden die Standardabweichungen und der Standardfehler der Einzelmessungen ausgewertet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 dargestellt. Anschließend wurden die Mittelwerte mit dem t-Test für verbundene Stichproben verglichen. Diese Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt. Es konnten in keinem Bereich des Vorfußes signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messungen festgestellt werden. Es wurden Bland-Altman-Plots für die jeweiligen ROIs an beiden Füßen erstellt, dargestellt in den Abbildungen 45 und 46. Hier lässt sich eine große Streuweite der Differenzen in Abhängigkeit vom Mittelwert der Messungen erkennen, auch über das 95%-Konfidenzintervall hinaus. Die Differenzen streuen dabei weitestgehend symmetrisch um die Null. Es lässt sich kein Zusammenhang zwischen der Größe der Mittelwerte und der Differenz erkennen. Allerdings konnte mittels Shapiro-Wilk-Test lediglich für das Metatarsale I beidseits und die symptomatischen Metatarsalia II-IV eine Normalverteilung der Differenzen festgestellt werden ($p > 0,05$).

Für die weiteren Untersuchungen wurden die Mittelwerte der beiden Messungen verwendet. Diese waren für die Metatarsalia I und II-IV an beiden Füßen normalverteilt ($p > 0,05$), aber nicht für die Metatarsalia V. Daher wurden letztere nicht näher analysiert und sich auf die Metatarsalia I-IV konzentriert.

Tabelle 1: Mittelwerte, Standardabweichung und Standardfehler zwischen den Messungen

		Mittelwert	N	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paar 1	asympt. Fuß, 1.Messung - Metatarsale I	0,694841	44	0,1172453	0,0176754
	asympt. Fuß, 2.Messung - Metatarsale I	0,688432	44	0,1154003	0,0173972
Paar 2	asympt. Fuß, 1.Messung - Metatarsalia II-IV	0,593000	44	0,0934365	0,0140861
	asympt. Fuß, 2.Messung - Metatarsalia II-IV	0,603500	44	0,1002187	0,0151085
Paar 3	asympt. Fuß, 1.Messung - Metatarsale V	0,556773	44	0,1666066	0,0251169
	asympt. Fuß, 2.Messung - Metatarsale V	0,563386	44	0,1602735	0,0241621
Paar 4	sympt. Fuß, 1.Messung - Metatarsale I	0,645311	45	0,1369021	0,0204082
	sympt. Fuß, 2.Messung - Metatarsale I	0,650622	45	0,1383509	0,0206241
Paar 5	sympt. Fuß, 1.Messung - Metatarsalia II-IV	0,601711	45	0,1241529	0,0185076
	sympt. Fuß, 2.Messung - Metatarsalia II-IV	0,606333	45	0,1160486	0,0172995
Paar 6	sympt. Fuß, 1.Messung - Metatarsale V	0,554400	45	0,1567177	0,0233621
	sympt. Fuß, 2.Messung - Metatarsale V	0,559356	45	0,1581916	0,0235818

Tabelle 2: Vergleich der Ergebnisse der zwei Messungen je ROI

	Gepaarte Differenzen						T	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Std.- Abweich- ung	Standard- fehler des Mittelwertes	95%		Untere				Obere
				Konfidenzintervall der Differenz						
asympt. Fuß, 1.Messung und 2.Messung - Metatarsale I	0,0064	0,0204	0,0031	0,0002	0,0126	2,086	43	0,043		
asympt. Fuß, 1.Messung und 2.Messung - Metatarsalia II-IV	-0,0105	0,0400	0,0060	-0,0227	0,0017	-1,742	43	0,089		
asympt. Fuß, 1.Messung und 2.Messung - Metatarsale V	-0,0066	0,0720	0,0109	-0,0285	0,0153	-0,609	43	0,546		
sympt. Fuß, 1.Messung und 2.Messung - Metatarsale I	-0,0053	0,0224	0,0033	-0,0120	0,0014	-1,593	44	0,118		
sympt. Fuß, 1.Messung und 2.Messung - Metatarsalia II-IV	-0,0046	0,0366	0,0055	-0,0156	0,0064	-0,846	44	0,402		
sympt. Fuß, 1.Messung und 2.Messung - Metatarsale V	-0,0050	0,0319	0,0048	-0,0145	0,0046	-1,043	44	0,303		

Die Ergebnisse der jeweils zwei Messungen unterschieden sich nicht signifikant

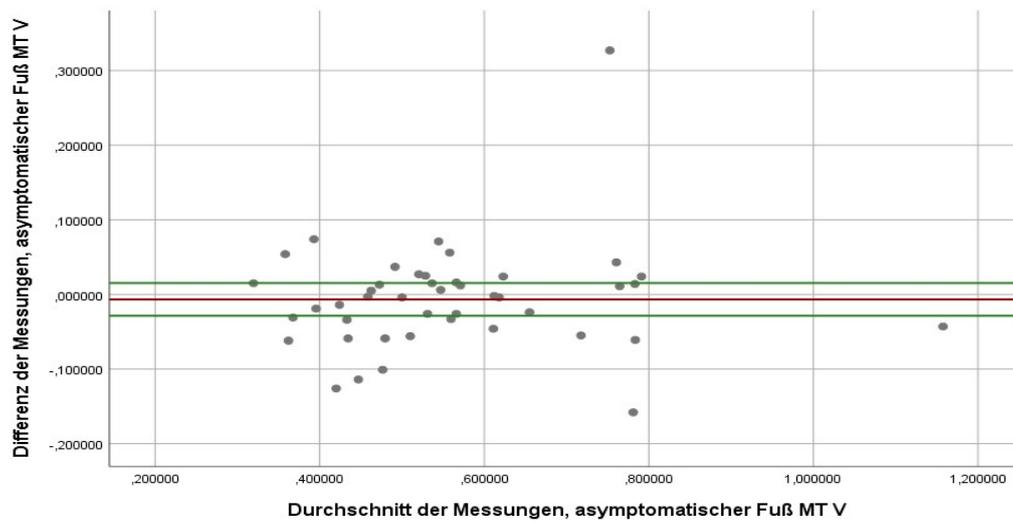
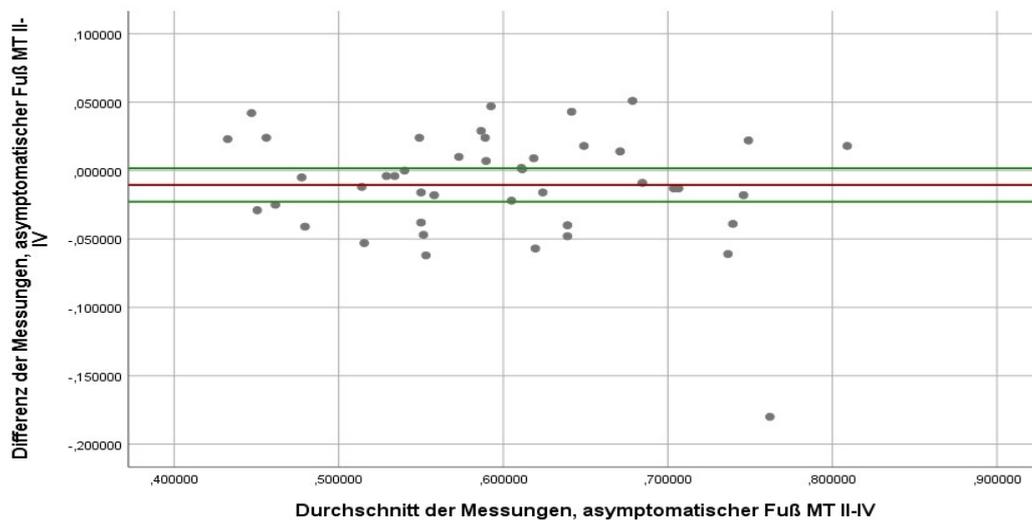
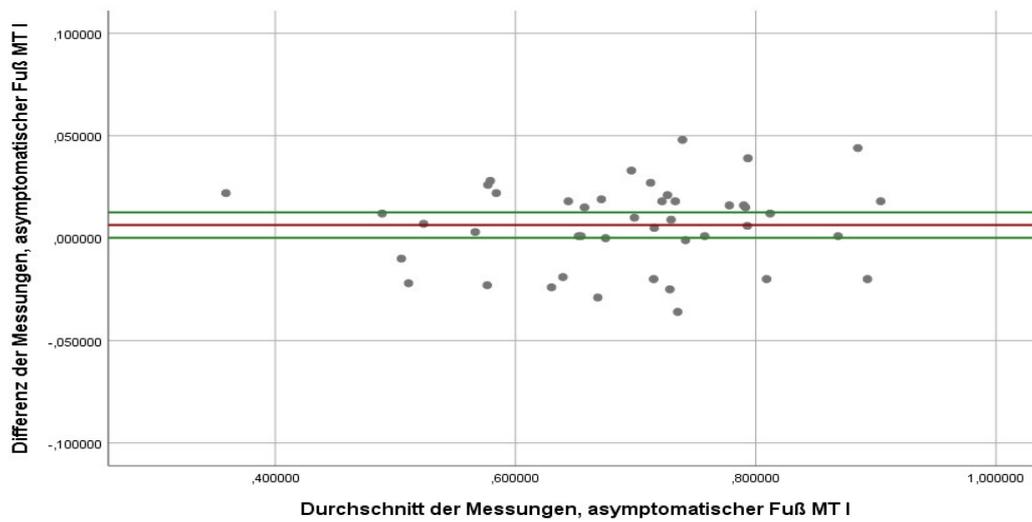


Abbildung 45: Bland-Altman-Plots für die ROIs des asymptomatischen Fußes

Eingezeichnet sind die Linien für den Mittelwert aller Messungen (rot) und der Grenzen für das 95%-Konfidenzintervall (grün)

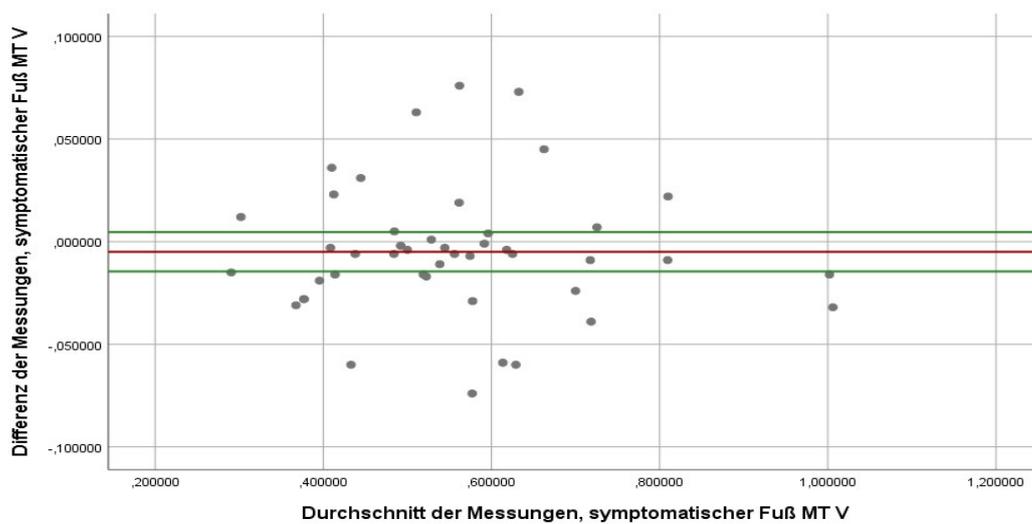
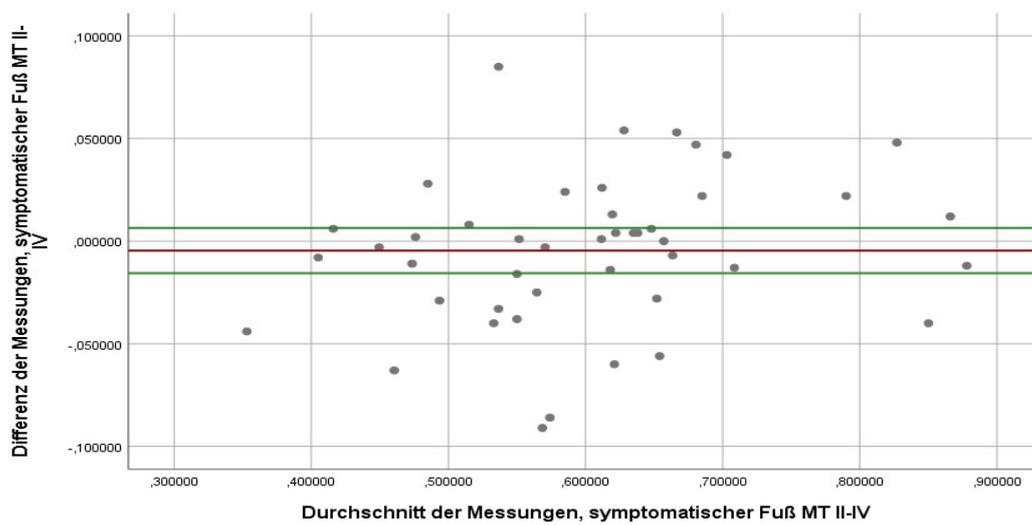
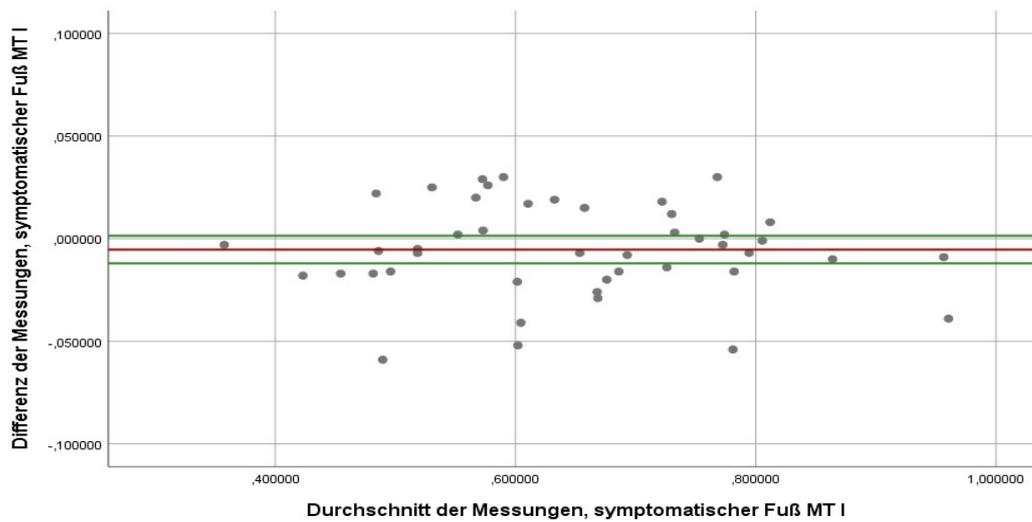


Abbildung 46: Bland-Altman-Plots für die ROIs des symptomatischen Fußes

Eingezeichnet sind die Linien für den Mittelwert aller Messungen (rot) und der Grenzen für das 95%-Konfidenzintervall (grün)

3.2.2. Vergleich und Korrelation der Knochendichte zwischen LWS und Füßen

Der Vergleich der projizierten Knochendichte zwischen der LWS und den Metatarsalia der Füße ist in Tabelle 3 und Abbildung 47 dargestellt. Er zeigte deutlich geringere Dichtewerte im Bereich der Metatarsalia. Während die mittlere Knochendichte im Bereich der LWS bei 1,12 g/cm² lag, wiesen die Metatarsalia Werte zwischen 0,55 und 0,69 g/cm² auf, wobei die Metatarsalia I die höchste Dichte hatten. Jedoch schwankten die Minima und Maxima patientenindividuell zum Teil erheblich.

Tabelle 3: Übersicht über die tatsächlich gemessene Knochendichte zwischen LWS und Metatarsalia an den untersuchten Füßen

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Knochendichte LWS (g/cm ²)	45	,784	1,567	1,12178	,158253
Knochendichte asymptomatischer Fuß Metatarsale I (g/cm ²)	44	0,3590	0,9040	0,691636	0,1158792
Knochendichte asymptomatischer Fuß Metatarsale II-IV (g/cm ²)	44	0,4325	0,8090	0,598250	0,0948019
Knochendichte asymptomatischer Fuß Metatarsale V (g/cm ²)	44	0,3195	1,1575	0,560080	0,1594536
Knochendichte symptomatischer Fuß Metatarsale I (g/cm ²)	45	0,3575	0,9605	0,647967	0,1371736
Knochendichte symptomatischer Fuß Metatarsale II-IV (g/cm ²)	45	0,3530	0,8780	0,604022	0,1187639
Knochendichte symptomatischer Fuß Metatarsale V (g/cm ²)	45	0,2905	1,0060	0,556878	0,1566481

Nicht-relative Knochendichtewerte von LWS und den Metatarsalia I, II-IV und V für symptomatischen und asymptomatischen Fuß

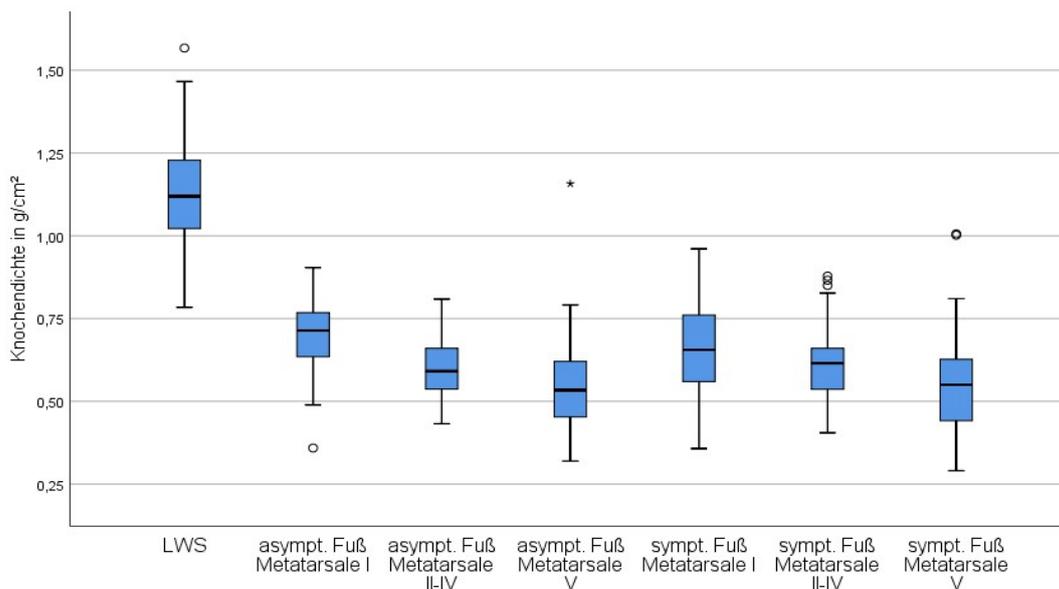


Abbildung 47: Boxplots der Knochendichtewerte von LWS und den Metatarsalia I, II-IV und V für symptomatischen und asymptomatischen Fuß

Die Knochendichte an den Metatarsalia war sowohl am symptomatischen als auch am asymptomatischen Fuß für alle ROIs signifikant positiv mit der Knochendichte der LWS korreliert. Die Korrelationskoeffizienten nach Pearson sind in Tabelle 4 dargestellt. Mittelstarke positive Korrelationen ergaben sich für die Metatarsalia II-IV ($r=0,649$) sowie das Metatarsale I ($r=0,630$) am asymptomatischen Fuß und für das Metatarsale I des symptomatischen Fußes ($r=0,595$). Schwach bis mittelstark positiv korreliert mit der LWS-Knochendichte waren die Knochendichten des asymptomatischen Metatarsale V ($r=0,446$), der symptomatischen Metatarsalia II-IV ($r=0,451$) und des symptomatischen Metatarsale V ($r=0,442$).

Tabelle 4: Korrelationen der Knochendichte des Vorfußes zur LWS

		Messung LWS
Messung LWS	Korrelation nach Pearson	1
	N	45
Mittelwert Asymptomatischer Fuß Metatarsale I	Korrelation nach Pearson	0,630
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	44
Mittelwert Asymptomatischer Fuß Metatarsalia II-IV	Korrelation nach Pearson	0,649
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	44
Mittelwert Asymptomatischer Fuß Metatarsale V	Korrelation nach Pearson	0,446
	Signifikanz (2-seitig)	0,002
	N	44
Mittelwert symptomatischer Fuß Metatarsale I	Korrelation nach Pearson	0,595
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	45
Mittelwert symptomatischer Fuß Metatarsalia II-IV	Korrelation nach Pearson	0,451
	Signifikanz (2-seitig)	0,002
	N	45
Mittelwert symptomatischer Fuß Metatarsale V	Korrelation nach Pearson	0,442
	Signifikanz (2-seitig)	0,002
	N	45

Alle Korrelationen waren auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant

3.2.2. Ergebnisse der Untersuchung am Metatarsale I

In Tabelle 5 und Abbildung 48 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Knochendichten für das Metatarsale I am symptomatischen und asymptomatischen Fuß gezeigt. Tabelle 6 zeigt die Ergebnisse für den t-Test für gepaarte Stichproben. Die Werte der relativen Knochendichten waren normalverteilt. Es konnte eine signifikant verringerte relative Knochendichte zwischen dem symptomatischen und dem asymptomatischen Fuß festgestellt werden ($p=0,004$).

Im Mittel lag die relative Knochendichte im Metatarsale I auf der symptomatischen Seite bei 0,58 und auf der asymptomatischen Seite bei 0,62.

Tabelle 5: Mittelwerte der relativen Knochendichte im Metatarsale I

	Mittelwert	N	Std.-Abweichung
relative Knochendichtesympptomatischer Fuß Metatarsale I	0,581478	44	0,0931632
relative Knochendichte asymptomatischer Fuß Metatarsale I	0,619469	44	0,0897700

Symptomatischer gegenüber asymptomatischem Fuß

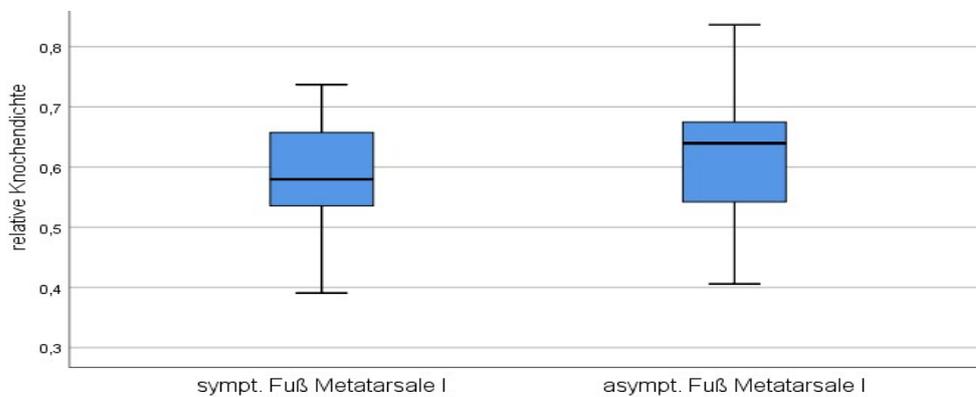


Abbildung 48: Boxplots für die relative Knochendichte im Metatarsale I am symptomatischen und asymptomatischen Fuß

Die relative Knochendichte am symptomatischen Fuß ist signifikant geringer als am asymptomatischen

Tabelle 6: Vergleich von symptomatischem und asymptomatischem Fuß für das Metatarsale I

	Mittelwert	Std.-Abweichung	Gepaarte Differenzen		T	df	Sig. (2-seitig)	
			Std.-fehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Mittelwert MT I sympt. Fuß - Mittelwert MT I asympt. Fuß	-0,03799	0,0827467	0,0124745	-0,06315	-0,01283	-3,045	43	0,004

t-Test für gepaarte Stichproben

Bei dem Vergleich der Untergruppen nach Intermetatarsalwinkel und Arthrosezeichen ergaben sich die in Tabelle 7 sowie den Abbildungen 49 und 50 dargestellten Ergebnisse. Das Vorliegen von Arthrosezeichen hatte einen signifikanten Einfluss auf die relative Knochendichte ($p = 0,004$); bei Nicht-Vorliegen hatten die Patienten eine signifikant höhere relative Knochendichte. Die Gruppe mit Arthrosezeichen zeigte eine mittlere relative Knochendichte von 0,54 und die ohne Arthrosezeichen hingegen von 0,62.

Zwischen den Gruppen mit einem Intermetatarsalwinkel $\leq 15^\circ$ und $>15^\circ$ konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, ebenso wenig bei der Kombination beider Faktoren. Die Gruppe mit einem Intermetatarsalwinkel $\leq 15^\circ$ wies im Mittel eine relative Knochendichte von 0,59 auf, die Gruppe $>15^\circ$ im Mittel 0,55.

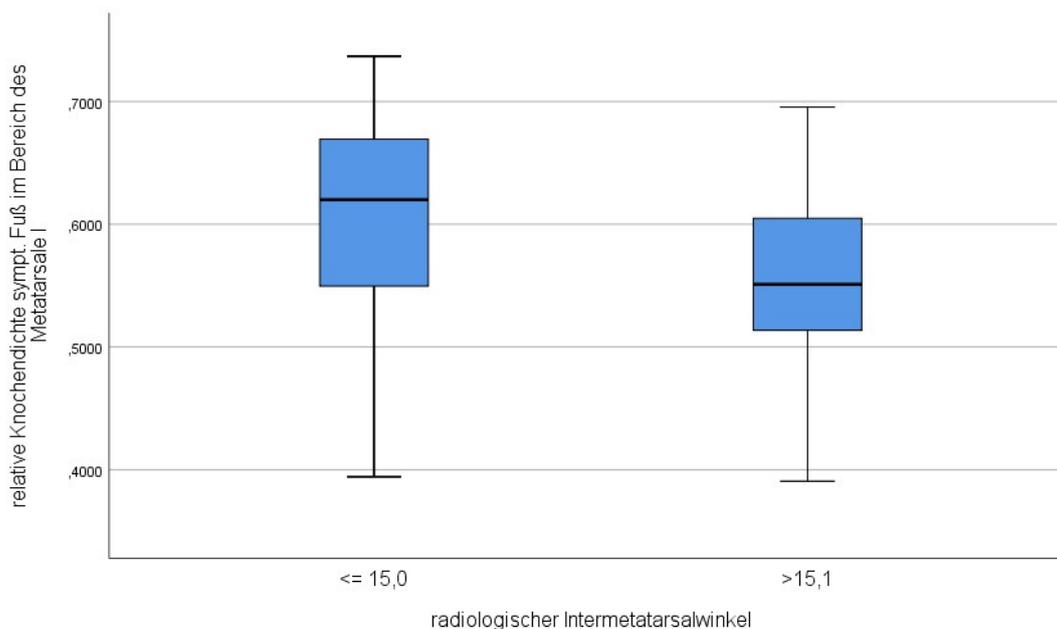


Abbildung 49: Boxplots der relativen Knochendichte im Metatarsale I in Abhängigkeit vom radiologischen Intermetatarsalwinkel

Zwar scheinen Patienten mit einem geringeren IMW eine höhere relative Knochendichte zu haben, ein signifikanter Unterschied konnte jedoch nicht festgestellt werden

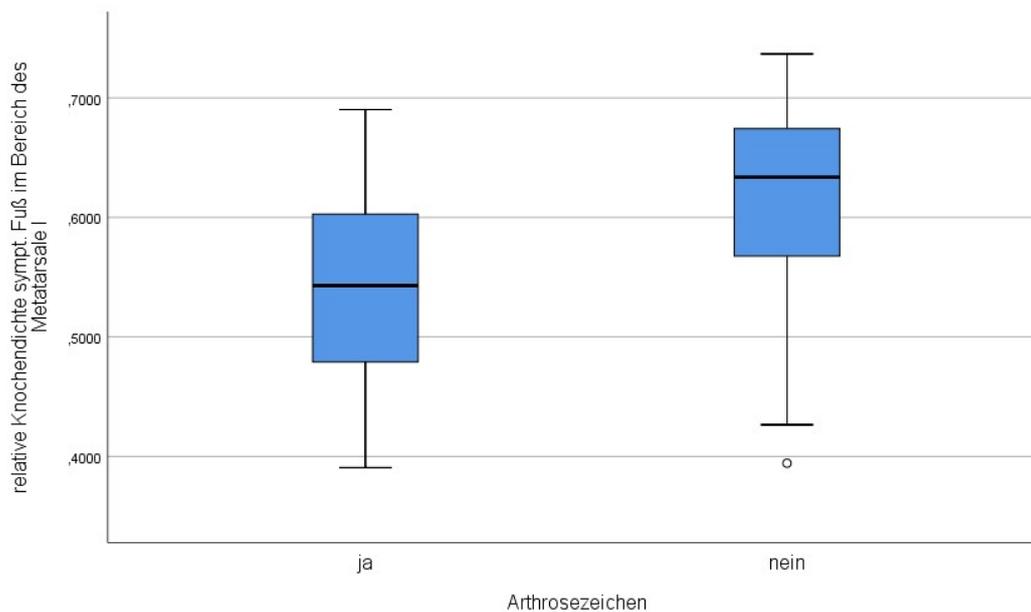


Abbildung 50: Boxplots der relativen Knochendichte im Metatarsale I in Abhängigkeit des Vorliegens von radiologischen Arthrosezeichen im GZGG

Patienten ohne Arthrosezeichen besitzen eine signifikant höhere relative Knochendichte als Patienten mit festgestellter Arthrose im GZGG

Tabelle 7: Test auf Einfluss der Faktoren Intermetatarsalwinkel, Arthrosezeichen und deren Kombination auf die Knochendichte im MT I

Abhängige Variable: Mittelwert symptomatischer Fuß Metatarsale I

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	0,092 ^a	3	0,031	4,155	0,012
Konstanter Term	13,191	1	13,191	1792,615	0,000
Intermetatarsalwinkel	0,012	1	0,012	1,643	0,207
Arthrosezeichen	0,068	1	0,068	9,240	0,004
Intermetatarsalwinkel * Arthrosezeichen	0,001	1	0,001	0,193	0,663
Fehler	0,302	41	0,007		
Gesamt	15,442	45			
Korrigierte Gesamtvariation	0,393	44			

a. R-Quadrat = ,233 (korrigiertes R-Quadrat = ,177)

Voroperierte Patienten hatten am asymptomatischen Fuß keine signifikant veränderte relative Knochendichte im Vergleich zum nicht operierten Patienten, wie aus Tabelle 8 zu entnehmen ist.

Tabelle 8: Test auf Einfluss des Faktors einer erfolgten OP auf der kontralateralen Seite auf die Knochendichte im MT I

Abhängige Variable: Mittelwert asymptomatischer Fuß Metatarsale I

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	0,002 ^a	1	0,002	0,174	0,679
Konstanter Term	12,422	1	12,422	1421,750	0,000
erfolgteOPkontrat	0,002	1	0,002	0,174	0,679
Fehler	0,297	34	0,009		
Gesamt	14,171	36			
Korrigierte Gesamtvariation	0,299	35			

a. R-Quadrat = ,005 (korrigiertes R-Quadrat = -,024)

3.2.3. Ergebnisse der Untersuchung an den Metatarsalia II-IV

Die folgenden Tabellen und Abbildungen zeigen die Ergebnisse zu den gleichen Fragestellungen wie zum Metatarsale I bzgl. der Metatarsalia II-IV. Zunächst wurden die relativen Dichtewerte der Metatarsalia II-IV des symptomatischen Fußes mit denen des asymptomatischen Fußes verglichen (Tabellen 9 und 10 sowie Abbildung 51). Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den relativen Dichtewerten festgestellt werden.

Tabelle 9: Mittelwerte der relativen Knochendichte in den Metatarsalia II-IV

	Mittelwert	N	Std.-Abweichung
symptomatischer Fuß Metatarsale II-IV	0,547512	44	0,0935154
asymptomatischer Fuß Metatarsale II-IV	0,536041	44	0,0692402

Tabelle 10: Vergleich von symptomatischem und asymptomatischem Fuß für die Metatarsalia II-IV

	Mittelwert	Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
		Std.-Abweichung	Std.-fehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Mittelwert MT II-IV sympt. Fuß – Mittelwert MT II-IV asymt. Fuß	0,01147	0,04854	0,00732	-0,00329	0,02623	1,568	43	0,124

t-Test für gepaarte Stichproben

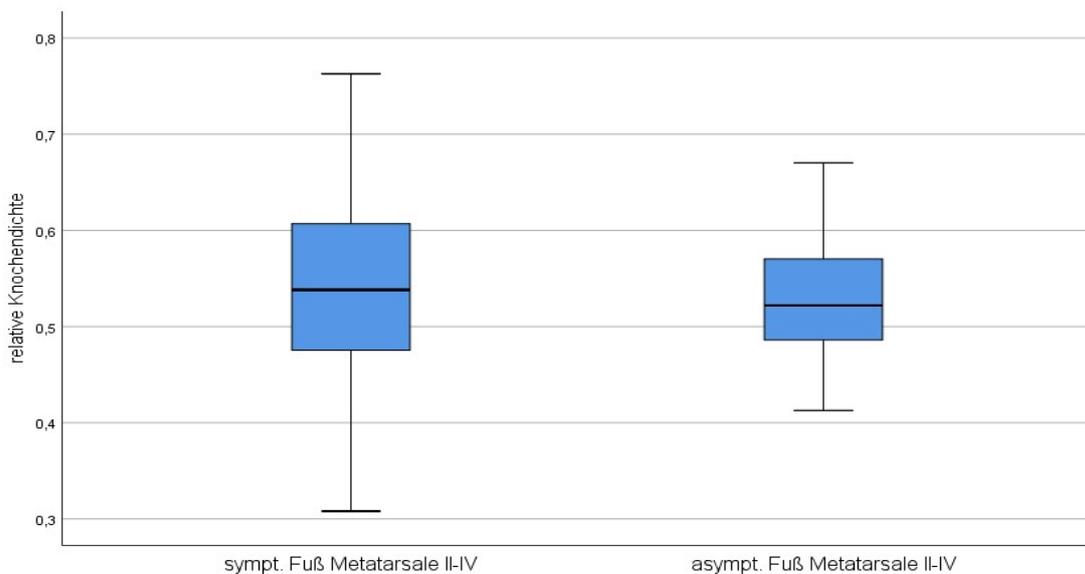


Abbildung 51: Boxplots für die relative Knochendichte an symptomatischem und asymptomatischem Fuß in den Metatarsalia II-IV

Auch konnten keine Unterschiede in Abhängigkeit von Intermetatarsalwinkel, dem Vorliegen von Arthrosezeichen oder der Kombination beider Faktoren gefunden werden (Abbildungen 52 und 53, Tabellen 11 und 12). Zwischen den Intermetatarsalwinkelgruppen gab es keine Unterschiede im Mittelwert, welcher 0,54 betrug. Die mittlere relative Knochendichte in der Arthrosegruppe betrug 0,54 und in der Nicht-Arthrosegruppe 0,56.

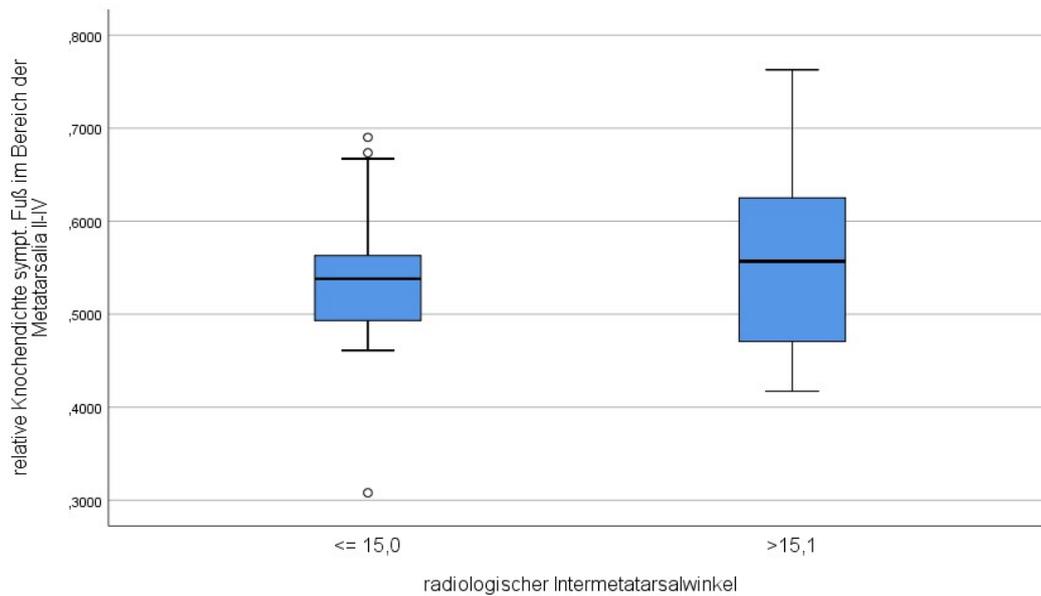


Abbildung 52: Boxplots der relativen Knochendichte in den Metatarsalia II-IV in Abhängigkeit vom radiologischen Intermetatarsalwinkel

Zwar scheinen Patienten mit einem geringeren IMW eine höhere relative Knochendichte zu haben, ein signifikanter Unterschied konnte jedoch nicht festgestellt werden

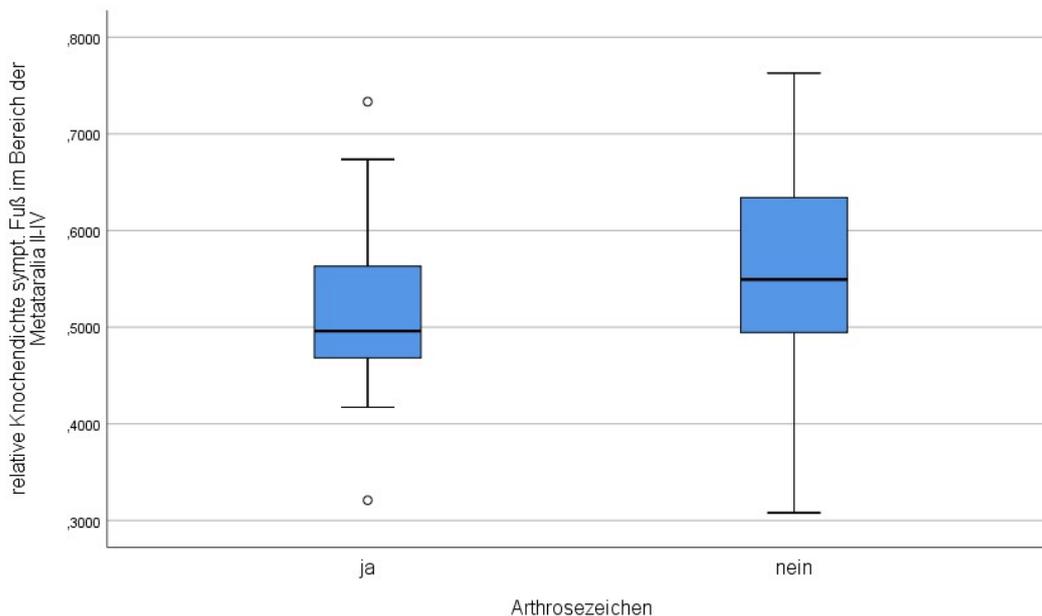


Abbildung 53: Boxplots der relativen Knochendichte in den Metatarsalia II-IV in Abhängigkeit des Vorliegens von radiologischen Arthrosezeichen im GZGG

Patienten ohne Arthrosezeichen besitzen eine höhere relative Knochendichte als Patienten mit festgestellter Arthrose im GZGG, ein signifikanter Unterschied konnte jedoch nicht festgestellt werden

Tabelle 11: Test auf Einfluss der Faktoren Intermetatarsalwinkel, Arthrosezeichen und deren Kombination auf die Knochendichte in den MT II-IV

Abhängige Variable: Mittelwert symptomatischer Fuß Metatarsalia II-IV

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	0,026 ^a	3	0,009	0,874	0,463
Konstanter Term	11,967	1	11,967	1224,604	0,000
Intermetatarsalwinkel	0,002	1	0,002	0,233	0,632
Arthrosezeichen	0,025	1	0,025	2,543	0,118
Intermetatarsalwinkel * Arthrosezeichen	0,003	1	0,003	0,294	0,591
Fehler	0,401	41	0,010		
Gesamt	13,669	45			
Korrigierte Gesamtvariation	0,426	44			

a. R-Quadrat = ,060 (korrigiertes R-Quadrat = -,009)

Tabelle 12: Test auf Einfluss des Faktors einer erfolgten OP auf der kontralateralen Seite auf die Knochendichte in den MT II-IV

Abhängige Variable: Mittelwert asymptomatischer Fuß Metatarsalia II-IV

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	0,001 ^a	1	0,001	0,119	0,732
Konstanter Term	9,227	1	9,227	1853,710	0,000
ErfolgteOPkontralateral	0,001	1	0,001	0,119	0,732
Fehler	0,169	34	0,005		
Gesamt	10,494	36			
Korrigierte Gesamtvariation	0,170	35			

a. R-Quadrat = ,003 (korrigiertes R-Quadrat = -,026)

Im direkten Vergleich der Mittelwerte von Metatarsale I und Metatarsalia II-IV zeigte sich sowohl am symptomatischen als auch am asymptomatischen Fuß eine höhere relative Knochendichte im Metatarsale I (Tabelle 13). Der Mittelwert der Metatarsalia II-IV betrug am symptomatischen Fuß 93,87% des Wertes des Metatarsale I, am asymptomatischen Fuß lag der Anteil bei 86,52% des Wertes des Metatarsale I.

Tabelle 13: Mittelwerte der relativen Knochendichte

	N	Mittelwert	Std.-Abweichung
symptomatischer Fuß Metatarsale I	45	0,578284	0,0945586
symptomatischer Fuß Metatarsale II-IV	45	0,542477	0,0984250
asymptomatischer Fuß Metatarsale I	44	0,619469	0,0897700
asymptomatischer Fuß Metatarsale II-IV	44	0,536041	0,0692402

3.2.4. Vergleich der relativen Knochendichte der Metatarsalia I mit den Metatarsalia II-IV

Im direkten Vergleich der relativen Knochendichten des Metatarsale I mit denen der Metatarsalia II-IV konnte auf der symptomatischen Seite nur eine Tendenz zu einer höheren relativen Dichte im Metatarsale I festgestellt werden ($p=0,006$). Auf der asymptomatischen Seite hingegen fand sich eine signifikant höhere relative Knochendichte im Metatarsale I ($p=0,000$). Das Ergebnis des t-Tests für gepaarte Stichproben ist der Tabelle 14 zu entnehmen.

Tabelle 14: Vergleich der relativen Knochendichte des MT I zu den MT II-IV

	Mittelwert	Std.- Abweichung	Sig. (2-seitig)
Vergleich Knochendichte Metatarsale I zu Metatarsale II-IV am symptomatischen Fuß	0,0358070	0,0835039	0,006
Vergleich Knochendichte Metatarsale I zu Metatarsale II-IV am asymptomatischen Fuß	0,0834281	0,0779749	0,000

t-Test für gepaarte Stichproben

3.3. Ergebnisse der Laufbandanalyse

Von den Daten der Laufbandanalyse waren lediglich 25 von 45 Datensätzen verwendbar; die anderen waren aus verschiedenen, im Abschnitt Material und

Methoden erläuterten Gründen, nicht verwertbar und wurden von der statistischen Auswertung ausgeschlossen.

Bei 10 Patienten lag ein Gangbild mit stark variierendem Schrittmuster vor, was einer sinnhaften Auswertung entgegenstand, bei weiteren 10 Patienten konnten die Werte aufgrund der falschen Maskenverteilung in MatLab nicht verwendet werden.

Die Druckwerte waren normalverteilt. Die Mittelwerte der MPPs für die Metatarsalia sind in Tabelle 15 dargestellt. Aus Abbildung 54 sind die Verteilungen der mittleren MPPs für das Metatarsale I beidseits zu entnehmen. Die Werte unterschieden sich nicht signifikant zwischen symptomatischem und asymptomatischem Fuß. Auch für die Metatarsalia II-IV ergaben sich keinerlei signifikante Unterschiede zwischen symptomatischem und asymptomatischem Fuß. Einen Überblick darüber bietet Abbildung 55.

Tabelle 15: Mittelwerte der MPPs für die Metatarsalia

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.-Abweichung
Mittelwert der MPP über dem 1.Strahl am symptomatischen Fuß in kPa	25	125,83	483,79	261,6719	85,24838
Mittelwert der MPP über dem 1.Strahl am asymptomatischen Fuß in kPa	25	119,75	553,68	266,0426	110,11715
Mittelwert der MPP über dem 2.- 4.Strahl am symptomatischen Fuß in kPa	25	175,28	615,94	384,9569	124,47873
Mittelwert der MPP über dem 2.- 4.Strahl am asymptomatischen Fuß in kPa	25	158,25	730,00	359,9607	140,26093
Mittelwert der MPP über dem 5.Strahl am symptomatischen Fuß in kPa	25	100,83	360,00	191,4486	59,34446
Mittelwert der MPP über dem 5.Strahl am asymptomatischen Fuß in kPa	25	90,05	401,46	184,9198	68,55662

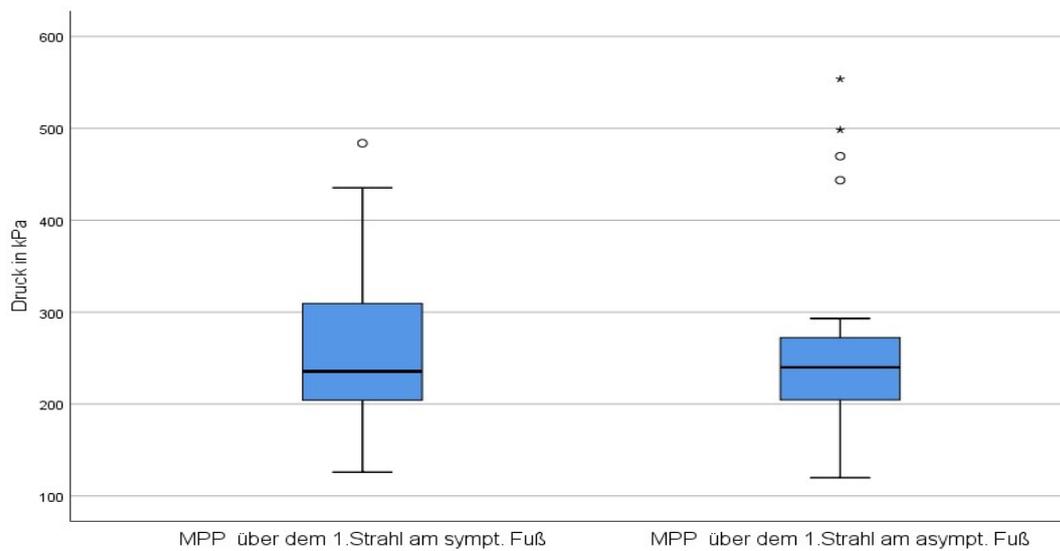


Abbildung 54: Boxplots der MPPs der Laufbandanalyse über dem Metatarsale I
Symptomatischer gegenüber dem asymptomatischen Fuß

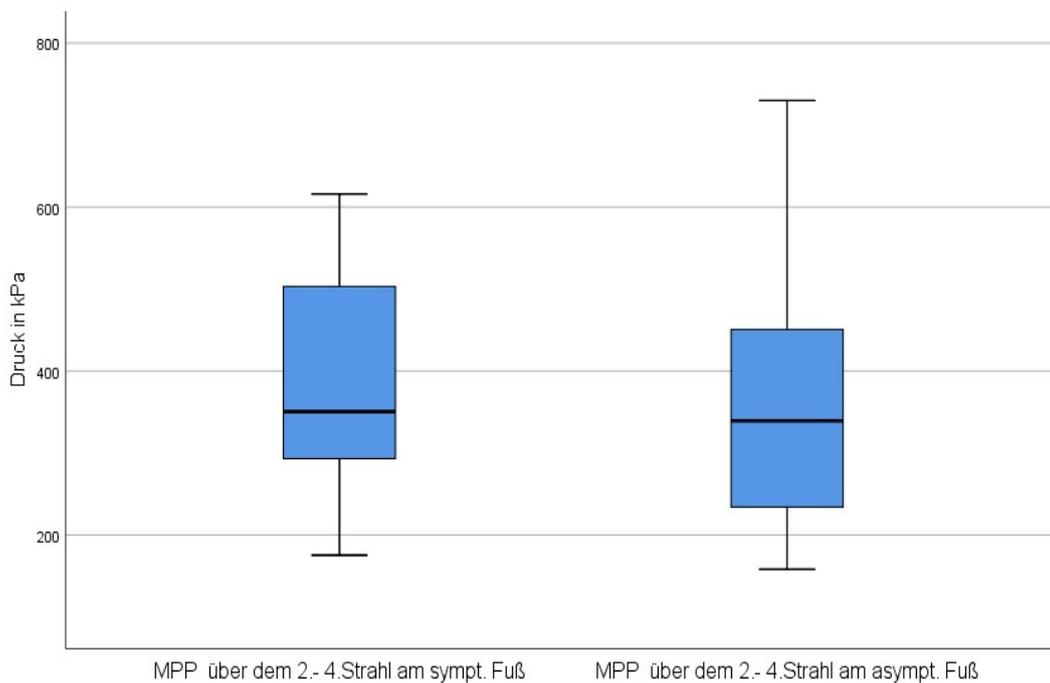


Abbildung 55: Boxplots der MPPs der Laufbandanalyse über den Metatarsalia II-IV
Symptomatischer gegenüber dem asymptomatischen Fuß

Die MPPs über den Metatarsalia II-IV waren sowohl am symptomatischen als auch am asymptomatischen Fuß signifikant höher als über dem Metatarsale I (siehe Tabellen 16 und 17).

Tabelle 16: Vergleich der MPPs zwischen 1. und 2.-4. Strahl am symptomatischen Fuß

	Mittelwert	Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
		Std.- Abweichung	Standard- fehler des Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
MPP über dem 1.Strahl am symp. Fuß – MPP über dem 2.-4.Strahl am sympt. Fuß	-104,04772	148,2534	27,52997	-160,44	-47,655	-3,779	28	0,001

t-Test bei gepaarten Stichproben

Tabelle 17: Vergleich der MPPs zwischen 1. und 2.-4. Strahl am asymptomatischen Fuß

	Mittelwert	Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
		Std.- Abweichung	Standard- fehler des Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
MPP über dem 1.Strahl am asympt. Fuß – MPP über dem 2.-4.Strahl am asympt. Fuß	-87,59457	144,19078	26,77556	-142,442	-32,747	-3,271	28	0,003

t-Test bei gepaarten Stichproben

3.4. Ergebnisse der Laufbandanalyse und Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Laufbandanalyse

Die Untersuchung auf Korrelation zwischen den Werten der Osteodensitometrie und den Druckwerten der Laufbandanalyse sind in den Tabellen 18 und 19 dargestellt. Es konnten weder für das Metatarsale I, noch für die Metatarsalia II-IV signifikante Korrelationen zwischen den Ergebnissen der Druckpunktmessung und der Osteodensitometrie festgestellt werden. Tendenziell ließ sich für das Metatarsale I eine schwach negative Korrelation ($r=-0,279$) zwischen der Knochendichte und der Druckpunktmessung feststellen. Eine erhöhte Druckbelastung geht mit einer verminderten Knochendichte einher. Hingegen war an den Metatarsalia II-IV die Korrelation tendenziell schwach positiv ($r=0,293$). Hier ist eine erhöhte Druckbelastung tendenziell mit einer erhöhten Knochendichte vergesellschaftet.

Tabelle 18: Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Druckpunktanalyse MT I

		Osteodensitometrie symptomatischer Fuß Metatarsale I	Laufband MPP symptomatischer Fuß Metatarsale I
Osteodensitometrie	Korrelation nach Pearson	1	-0,279
symptomatischer Fuß Metatarsale I	Signifikanz (2-seitig)		0,177
	N	35	25
Laufband	MPP Korrelation nach Pearson	-0,279	1
Metatarsale I symptomatischen Fuß	Signifikanz (2-seitig)	0,177	
	N	25	25

Es kann keine Korrelation zwischen den Ergebnissen der Osteodensitometrie und der Laufbandanalyse betreffs des Metatarsale I festgestellt werden

Tabelle 19: Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Druckpunktanalyse MT II-IV

		Osteodensitometrie symptomatischer Fuß Metatarsalia II- IV	Laufband MPP symptomatischer Fuß Metatarsalia II-IV
Osteodensitometrie	Korrelation nach Pearson	1	0,293
symptomatischer Fuß	Signifikanz (2-seitig)		0,156
Metatarsalia II-IV	N	35	25
Laufband	MPP Korrelation nach Pearson	0,293	1
symptomatischer Fuß	Signifikanz (2-seitig)	0,156	
Metatarsalia II-IV	N	25	25

Es kann keine Korrelation zwischen den Ergebnissen der Osteodensitometrie und der Laufbandanalyse betreffs der Metatarsalia II-IV festgestellt werden

4. Diskussion

4.1. Thematik

Der Hallux valgus stellt die häufigste Vorfußdeformität dar. Die Betroffenen fühlen sich durch die meist bestehenden Schmerzen in ihren alltäglichen Aktivitäten eingeschränkt. Bei langem Bestehen und Progredienz der Deformität kann es im Verlauf auch zu Transfermetatarsalgie und Arthrose kommen [3, 17, 32]. Die Prävalenz des Hallux valgus in Deutschland beträgt zwischen 23 und 38%, je nach Alter und Geschlecht [28, 30]. Entsprechend hoch ist der Stellenwert der Therapie des Hallux valgus in der Orthopädie. Als am wirkungsvollsten hat sich die operative Korrektur erwiesen; die konservative Therapie, neben der analgetischen Therapie (beispielsweise durch Schienen und Einlagen) spielt allenfalls in der symptomatischen Therapie eine Rolle. Es wurden diverse Operationsmethoden beschrieben [86]. Häufig verwendete Methoden sind beispielsweise die Chevron-Osteotomie, die Scarf-Osteotomie, die basisnahe Osteotomie und die Arthrodese des GZGG [2, 86, 87, 90, 91]. Bei der Chevron-Osteotomie handelt es sich um eine distale Osteotomie des Metatarsale I zur Korrektur moderater Fehlstellungen. Bei der Scarf-Osteotomie wird der Schaft des Metatarsale I Z-förmig parallel zur Plantarebene osteotomiert. Sie erlaubt größere Korrekturwinkel als die Chevronosteotomie. Mit der basisnahen Osteotomie können ebenfalls größere Abweichungen korrigiert werden. Die Arthrodese des GZGG eignet sich bei nicht mehr anderweitig korrigierbaren Deformitäten und bei Vorliegen einer Arthrose. Hier wird der gelenktragende Anteil entfernt und versteift.

Es ist bekannt, dass Unterschiede in der Belastungsweise der Vorfüße zwischen Gesunden und Hallux-Valgus-Patienten bestehen, auch wenn sich die verschiedenen Autoren nicht einig darüber sind, welche Veränderungen als typisch anzusehen sind [16-24, 65, 67-72, 74]. Auch fraglich ist, inwieweit die korrektiven Operationen zu einer Normalisierung des Gangbildes und der auf den Vorfuß wirkenden Belastung führen. Während alle bisherigen Studien sich

auf die Laufbandanalyse bzw. Druckpunktmessung stützen, welche nur eine Momentaufnahme darstellt, strebte diese Studie an längerfristige Veränderungen, wie sie die Änderungen der Knochendichte durch Belastung sind, zu untersuchen. Dass die Knochendichte auf Veränderungen der Belastung verlässlich reagiert, konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden [5, 15, 101, 103, 107, 108, 118-120]. Angeführt seien hier Untersuchungen zur allgemeinen Knochendichte bei Astronauten mit Aufenthalt in Schwerelosigkeit, in denen ein Dichteverlust nachgewiesen werden konnte [103, 104, 107, 108, 121], ebenso Untersuchungen an Mountainbikern, Straßenradfahrern und Kontrollgruppe am distalen Radius und Femur und LWS, die zu Ergebnissen gelangten, die darauf hinweisen, dass die Knochendichte in Belastungsabhängigkeit am Radius bei Radfahrern steigt [101] bzw. an Femur und LWS sinkt [118, 119]. Im Tierexperiment konnte nachgewiesen werden, dass mechanische Beeinflussung Struktur und Masse der Knochen verändert [122-124]. Da Vergleichswerte zur Knochendichte am Fuß fehlen, setzte diese Studie die gewonnenen Ergebnisse in Korrelation zu Druckwerten aus der Laufbandanalyse.

4.2 Osteodensitometrie

Das Kollektiv der Studie rekrutierte sich aus 45 Patienten mit einer Indikation zu einer Operation am Hallux wegen eines symptomatischen Hallux valgus. Aufgrund der für den Hallux valgus typischen Epidemiologie waren eine Mehrheit der Patienten zum einen weiblich, zum anderen mittleren oder höheren Alters [17], im Durchschnitt 53,3 Jahre alt . 89% (n=40) der Patienten waren weiblich. Andere Studien, die sich mit der Thematik des Hallux valgus beschäftigen, kommen auf eine ähnliche Geschlechterverteilung. Das Patientenkollektiv von Koller et al. [23] vor chirurgischer Intervention bestand zu 94,5% aus Frauen. Auf eine nahezu gleiche Verteilung mit 94,7% Frauen kommen Crespo et al. [89]. Galicia et al. [24] dokumentiert 74% weibliche Patienten, allerdings in einem Setting ohne nachfolgende Operation.

Aufgrund des Votums der Ethikkommission bzgl. des Einsatzes von Röntgenstrahlung an gesunden Probanden war es nicht möglich eine Kontrollgruppe aus gesunden Probanden aufzustellen. Dies wäre speziell vor dem Hintergrund der erstmaligen Anwendung der DXA am Fuß nützlich und wünschenswert gewesen (speziell auch vor dem Hintergrund der verhältnismäßig geringen Strahlenbelastung). So blieb nur die Möglichkeit symptomführenden und kontralateralen Fuß miteinander zu vergleichen. Da jedoch in 80% (n=36) der Fälle bei den Patienten im Kollektiv ein beidseitiger Hallux valgus vorlag, war nicht davon auszugehen einen großen Unterschied zwischen beiden Füßen zu finden.

Die Messung der Knochendichte wird üblicherweise zur Diagnose der Osteoporose genutzt, wobei die DXA den Goldstandard darstellt [3, 94]. Andere Methoden sind beispielsweise das quantitative CT oder Ultraschallmethoden. Im Gegensatz zur DXA weist die qCT, wenn auch potentiell genauer, eine deutlich höhere Strahlenbelastungen für den Patienten auf [94, 97]. Die DXA wurde anhand großer Kollektive für LWS und Femur validiert [110]. Auch an Handgelenk und Fingern [10-14, 125-127] sowie der Tibia [9, 128-130] wurden bereits Studien mit der DXA durchgeführt, ebenso wie am Calcaneus [8, 131, 132]. Die Verwendung der DXA im Vorfußbereich stellt Neuland dar. Aufgrund der deutlich geringeren Strahlenbelastung als die qCT und der guten und einfachen Durchführbarkeit fiel die Wahl auf die DXA.

Es wurden je Fuß und Patient zwei Messungen angefertigt und mittels t-Test für verbundene Stichproben untersucht, ob diese Messungen sich signifikant unterscheiden, was nicht der Fall war. Die Abweichungen waren an allen Messorten nicht signifikant. Beim Auftragen der Differenzen in Bland-Altman-Plots fielen Streuungen auch jenseits der 95%-Konfidenzintervalle für alle Bereiche auf. Die Werte waren jedoch weitestgehend symmetrisch um die Null verteilt, weswegen die weitere Verwendung des Mittelwertes der Messungen statthaft war. Allerdings spricht die beobachtete Streuweite für eine mitunter geringe Stabilität der Messungen bzw. der Messergebnisse. Mögliche Gründe hierfür werden in 4.5 Limitationen behandelt.

Vergleichsstudien zur DXA an den Füßen standen nicht zur Verfügung. Jedoch kamen Studien zur Anwendung der DXA an den morphologisch-anatomisch ähnlich strukturierten Fingern und Händen wie von Patel et al. [127], Haugeberg et al. [14], Brownbill et al. [11] und Bae et al. [13] zu dem Schluss, dass die DXA sich dort reproduzierbar durchführen lässt.

Die DXA erbrachte eine allgemein geringere projizierte Knochendichte an den Vorfüßen im Vergleich zur LWS ($1,12 \pm 0,12 \text{ g/cm}^2$). Am höchsten war sie am Metatarsale I (sympt. Seite $0,65 \pm 0,14 \text{ g/cm}^2$, asympt. Seite $0,69 \pm 0,12 \text{ g/cm}^2$) gefolgt von den Metatarsalia II-IV (sympt. Seite $0,60 \pm 0,12 \text{ g/cm}^2$, asympt. Seite $0,60 \pm 0,09 \text{ g/cm}^2$) und V (sympt. Seite $0,56 \pm 0,16 \text{ g/cm}^2$, asympt. Seite $0,56 \pm 0,16 \text{ g/cm}^2$).

Deodhar et al. stellen in einer Studie zur DXA an der Hand an Gesunden und an Patienten mit rheumatoider Arthritis Dichtewerte um etwa $0,4 \text{ g/cm}^2$ fest [125]. Yamada et al. messen in einer Studie eine Dichte von $0,63 \pm 0,09 \text{ g/cm}^2$ an prämenopausalen Frauen und $0,54 \text{ g/cm}^2$ für Frauen im Alter zwischen 50 und 54 Jahren für den Calcaneus [8]. Die in dieser Studie gemessenen Werte lassen sich entsprechend einordnen und bedingt vergleichen und bewerten. Methodische und kollektivspezifische Unterschiede außer Acht gelassen, lässt sich sagen, dass die Dichte für die Metatarsalia höher als die der Hand und in etwa in dem gleichen Bereich wie die des Calcaneus liegt. Dies würde vor dem Hintergrund der Erkenntnisse aus der Ganganalyse und der belegten Belastungsverteilung während des Gehvorgangs und des Stehens [25, 27] Sinn machen.

Die am Vorfuß gemessenen Werte korrelierten signifikant mittelstark positiv an den Metatarsalia I beider Füße ($r=0,630$ (asympt.), $r=0,595$ (sympt.)) und der Metatarsalia II-IV auf der asymptomatischen Seite ($r=0,649$) mit denen der LWS. Für die Metatarsalia II-IV der symptomatischen Seite und die Metatarsalia V der symptomatischen sowie der asymptomatischen Seite wurde eine schwache bis mittelstarke positive Korrelation ($r=0,451$; $r=0,442$; $r=0,446$) festgestellt. Die Einsetzbarkeit der DXA wurde an verschiedenen Körperstellen untersucht und entsprechend Korrelationen mit der LWS festgestellt. In einer

Studie mit 337 Probanden zur DXA am Calcaneus konnten Yamada et al. [8] eine etwas höhere Korrelation ($r=0,77$ für Männer und $r=0,76$ für Frauen) zur LWS feststellen. Aluclu et al. [9] stellen für die proximale Tibia eine Korrelation von $r=0,601$ zur LWS fest. Liu et al. [129] ermitteln für den distalen Radius eine Korrelation von $r=0,54$, Brownbill et al. [11] für die Hand eine Korrelation von $r=0,56$. Die in dieser Studie festgestellten Korrelationen fügen sich vor dem Hintergrund der bereits besprochenen anatomisch-morphologischen Ähnlichkeiten mit der Hand, ebenso wie mit Ähnlichkeit der Belastung des Calcaneus gut in das Gesamtbild ein.

Im Vergleich zwischen symptomatischer und asymptomatischer Seite konnte in Bezug auf die Region des Metatarsale I eine signifikant geringere relative Knochendichte auf der symptomatischen Seite im Verhältnis zur asymptomatischen Seite festgestellt werden. Dieses Ergebnis bestätigt die Arbeitshypothese. Dies könnte darauf hindeuten, dass bereits eine schmerzbedingte Minderbelastung zur manifesten Verringerung der Knochendichte führt. Da es sich hier um die erste derartige Studie am Vorfuß handelt, fehlen die direkten Vergleichsmöglichkeiten. Es blieb daher nur die Möglichkeit laufbandbasierte Studien zur Einordnung der Ergebnisse heranzuziehen. Die Ergebnisse entsprechender Studien zeigen allerdings meist eine Gleich- oder Mehrbelastung in Bezug auf die absoluten Druckwerte im ersten Metatarsale bei Hallux-Valgus-Patienten im Verhältnis zu gesunden Probanden [18, 21, 22, 67, 68], wobei sie zum Teil durchaus eine Lateralisation der Gesamtverteilung der Drücke feststellen [18, 20-22, 68].

Wie jedoch schon aus der Betrachtung der entsprechenden Boxplots zu sehen ist, ist der Unterschied nicht sonderlich groß. Prinzipiell ist dies nicht überraschend, da in den meisten Fällen ein beidseitiger Hallux valgus vorlag. Vor dem Hintergrund der geringen Patientenzahl ($n=45$) müsste jedoch eine Folgestudie mit größerer Patientenzahl und ggf. einer Kontrollgruppe gesunder Probanden durchgeführt werden, um das Ergebnis zu bestätigen.

Bei der Untersuchung des Einflussfaktors Intermetatarsalwinkel auf die relative Knochendichte im symptomatischen Metatarsale I konnte kein signifikanter

Unterschied gezeigt werden. Tendenziell scheint die Gruppe „Intermetatarsalwinkel $\leq 15^\circ$ “ eine höhere relative Knochendichte aufzuweisen, als die Gruppe „Intermetatarsalwinkel $> 15^\circ$ “. Wenn man annimmt, dass der Schweregrad des Hallux valgus mit dem Ausmaß der Fehlbelastung korreliert, leuchtet diese Tendenz durchaus ein. Koller et al. kommen zu dem Ergebnis, dass ein zunehmender Schweregrad des Hallux valgus zu einer Lateralisierung der Belastung führt [23]. Waldecker stellt ebenfalls in einer Studie zur Metatarsalgie an Hallux-valgus-Patienten bei zunehmender Deformität eine stärkere Lateralisierung der Peak Pressures in der Druckuntersuchung fest [20]; kommt in einer späteren Studie jedoch zu dem Ergebnis, dass ein größerer Intermetatarsalwinkel nicht mit einem erhöhten Lateraltransfer der Belastung einher geht [70], was der hier gemachten Beobachtung widerspricht.

Das Vorliegen von Arthrosezeichen hat einen signifikant negativen Einfluss auf die relative Knochendichte. Auch dies deutet daraufhin, dass eine schmerzbedingte oder funktionelle Umbelastung zu Änderungen in der Knochendichte führt. Es wurden keine druckmessungsbasierten Studien gefunden, die ein Augenmerk auf das Vorliegen von Arthrosezeichen legen. Jedoch liegt es nahe, hier einen ähnlichen Zusammenhang wie beim Intermetatarsalwinkel zu vermuten.

Ein Zusammenwirken der Faktoren „Arthrosezeichen“ und „Intermetatarsalwinkel“ im Hinblick auf die relative Knochendichte konnte nicht nachgewiesen werden. Jedoch muss auch hier wieder die geringe Anzahl an Patienten beachtet werden; die Untergruppen waren verhältnismäßig klein (Arthrosezeichen $n=21$, Intermetatarsalwinkel $> 15^\circ$ $n=16$)

Da leider eine gesunde Kontrollgruppe fehlt, kann keine Aussage über die „typische“ Verteilung der Knochendichte getroffen werden. Prinzipiell wäre auch vorstellbar, dass schon beim gesunden Probanden eine Seitendifferenz vorliegt, z.B. abhängig von der „Beinigkeits“ (analog zur Händigkeit). Auf diese Fragen

kann jedoch nur eine weitere Studie mit einer gesunden Kohorte Antworten geben.

Hinsichtlich der relativen Knochendichte im Bereich der Metatarsalia II-IV konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen symptomatischem und asymptomatischem Fuß gefunden werden. Es war auch keinerlei Tendenz erkennbar, welche Seite eine höhere relative Knochendichte aufweist. Jedoch wies das Metatarsale I sowohl am symptomatischen (wenn auch nicht signifikant) als auch am asymptomatischen Fuß (hier signifikant) eine höhere relative Knochendichte auf als die Metatarsalia II-IV. Eine im Zusammenhang mit der Verringerung der relativen Knochendichte im symptomatischen Metatarsale I zu sehende konsekutive Knochendichteerhöhung in den Metatarsalia II-IV kann daher nicht angenommen werden. Dies wäre aufgrund von laufbandbasierten Studien, die eine erhöhte Belastung v.a. unter den Metatarsalia II und III festgestellt haben, zu erwarten gewesen [16, 20, 65, 69-73]. Da keine Vergleichsdaten von Fußgesunden vorliegen, kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob das Verhältnis zwischen den Dichtewerten einen Normalzustand oder einen veränderten, eventuell für Hallux-Valgus-Patienten typischen Zustand, darstellt. Auch hier empfiehlt sich eine Folgestudie mit gesundem Patientenkollektiv.

4.3 Laufbandanalyse

Für die Untersuchung des Hallux valgus und der Füße wurden in den meisten Studien Laufbänder und Druckmesssysteme verwendet [16-24, 65, 67-74]. Zur vergleichenden Einordnung und Beurteilung der Osteodensitometriedaten nutzten auch wir daher ein Laufband mit Druckpunktmessung.

Mit dem Laufband Ergo run von Daum und dem Kraftmesssystem von Zebris standen bewährte Instrumente zur Erhebung der Druckpunktdaten zur Verfügung. Der Hauptfokus der Arbeit lag auf der Osteodensitometrie, die Druckpunktmessung sollte vorrangig zum Abgleich und zur Korrelierung der

erhobenen Daten verwendet werden. Darüber hinaus bot sich der Vergleich der eigenen Daten mit denen anderer Arbeitsgruppen an.

Bei der Auswertung der Daten fiel auf, dass nur 25 von 45 Datensätzen der Druckpunktmessung zu verwenden waren, was leider die Aussagekraft reduziert. Eine mögliche Ursache könnte sein, dass die gewählte Geschwindigkeit von 4 km/h (1,11 m/s) für einige Patienten subjektiv zu hoch war und so für Unsicherheit und ein verändertes Gangbild im Vergleich zum individuell Üblichen sorgte. Allerdings wurde die Geschwindigkeit nach Vorbild anderer Studien gewählt, die sich mit dem Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf das Muster der Druckverteilung beschäftigten. So legen Burnfield et al. als „normale“ Gehgeschwindigkeit bei älteren Patienten (im Schnitt 69,5 Jahre alt) 80 m/min fest, was 4,8 km/h (1,33 m/s) entspricht, als „langsam“ 57 m/min (3,4 km/h, 0,95 m/s) und als „schnell“ 97 m/min (5,82 km/h, 1,62 m/s) [51]. Rosenbaum et al. bezeichnen 1,2 m/s (4,32 km/h) als „normal“, 0,8 m/s (2,88 km/h) als „langsam“ und 1,7 m/s (6,12 km/h) als „schnell“ [52]. Drerup et al. geben 1,3 m/s (4,68 km/h) als „normal“ an [63]. Chopra et al. stellen bei Hallux-Valgus-Patienten als bevorzugte Gehgeschwindigkeit eine mittlere Gehgeschwindigkeit von 1,11 m/s (4 km/h) fest [74]. Vor dem Hintergrund dieser Daten und der potentiellen Einschränkungen in der inter-individuellen Vergleichbarkeit, die eine vom Patienten selbst gewählte Geschwindigkeit mit sich bringt, wurde sich in dieser Studie für die Geschwindigkeit von 4 km/h entschieden. Im Hinblick auf Erkenntnisse, dass eine erhöhte Geschwindigkeit zu einer Mehrbelastung unter dem medialen Vorfuß und einer Verringerung der Belastung unter den lateralen Metatarsalköpfchen führt [52, 53], sollte hier ein „normales“ Tempo gewählt werden. Vor dem Hintergrund der vielen ausgeschlossenen Daten wäre eine individuell gewählte Geschwindigkeit, wie bei Keijsers et al. [65], Wen et al. [16], Mickle et al. [18] und Chopra et al. [74] besser gewesen. Auch lässt sich nicht ausschließen, dass durch ein individuelles oder aber einheitlich langsames Tempo eine andere Druckverteilung unter dem Vorfuß herausgekommen wäre.

Die Druckmessung zeigte am symptomatischen Fuß eine signifikant ($p=0,001$) höhere Druckbelastung unter den Metatarsalia II-IV ($384,95\pm 124$ kPa) im Vergleich zu dem Metatarsale I ($261,67\pm 85$ kPa). Das Metatarsale V wies die geringste Belastung auf ($191,45\pm 59$ kPa). Auch am asymptomatischen Fuß unterschieden sich die Metatarsalia II-IV ($359,96\pm 140$ kPa) signifikant ($p=0,003$) von dem Metatarsale I ($266,04\pm 110$ kPa). Auch hier wies das Metatarsale V die niedrigsten Werte auf ($184,92\pm 69$ kPa). Die Werte wichen zwischen symptomatischem und asymptotischem Fuß nicht signifikant voneinander ab. Auch Hofmann et al. [73] beobachteten beispielsweise die höchsten Drücke unter den Metatarsalia II und III ($338,8$ kPa) und niedrigere Drücke unter dem Metatarsale I (244 kPa) sowie IV und V (202 kPa). Die gewonnenen Ergebnisse unterstützen Ergebnisse anderer Autoren [16, 20-22, 69, 71, 72], die eine Belastungsverteilung mit Schwerpunkt auf den Metatarsalia II und III bei Hallux-valgus-Patienten beschreiben. Eine Aussage zu Veränderungen gegenüber einem fußgesunden Kollektiv kann nicht getroffen werden.

4.4 Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Laufbandanalyse

Es konnten weder für das Metatarsale I, noch für die Metatarsalia II-IV signifikante Korrelationen zwischen den Ergebnissen der Druckpunktmessung und der Osteodensitometrie festgestellt werden. Tendenziell lässt sich für das Metatarsale I eine schwach negative Korrelation ($r=-0,279$) zwischen der Knochendichte und der Druckpunktmessung feststellen. Hingegen ist an den Metatarsalia II-IV die Korrelation tendenziell schwach positiv ($r=0,293$). Dies würde bedeuten, dass im Bereich des Metatarsale I eine erhöhte Belastung mit einer verringerten Knochendichte vergesellschaftet ist, im Bereich der Metatarsalia II-IV jedoch mit einer erhöhten Knochendichte. Dies steht der zweiten aufgestellten Arbeitshypothese entgegen. Unter der Annahme, dass dieses Ergebnis korrekt ist, würde das bedeuten, dass am Fuß die Knochendichte nicht der einwirkenden Belastung folgt. Dies würde im Kontrast stehen zu Erkenntnissen zum Knochenumbau und -stoffwechsel, wie sie in

Lehrbüchern der Anatomie und Biomechanik vermittelt werden [5, 15] oder wie sie beispielsweise Pauwels an der Hüfte beschreibt [100]. Es würde auch Studien widersprechen, in denen belastungsabhängige Veränderungen an anderen Körperstellen nachgewiesen wurden, wie zum Beispiel eine erhöhte Knochendichte am Radius durch McVeigh et al. bei Mountainbikern und Straßenradfahrern [101] oder erniedrigte Knochendichtewerte nach längerem Aufenthalt in der Schwerelosigkeit [102-105].

Laufbandbasierte Studien ergaben bei Hallux-Valgus-Patienten eine widersprüchliche Datenlage. Während einige vermehrte Belastungen auch unter dem ersten Metatarsale feststellen [18, 22], geben die meisten Autoren die Hauptbelastung unter den Metatarsalia II und III an [16, 20-22, 69, 71, 72]. Die Ergebnisse in Bezug auf die Druckverteilung decken sich mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen, die die höchsten Werte unter eben diesen Metatarsale feststellen. Die MPP-Werte über den Metatarsalia II-IV waren deutlich höher als über dem Metatarsale I. Trotzdem müssen die in dieser Studie gemachten Beobachtungen zur Druckmessung, vor allem im Hinblick auf den großen Anteil ausgeschlossener Daten, kritisch hinterfragt werden.

Wenn die Gehgeschwindigkeit tatsächlich, wie bereits erläutert, für viele Patienten zu hoch oder zu unangenehm war, muss eventuell davon ausgegangen werden, dass die erhobenen Druckpunktdaten dem normalen Gang des jeweiligen Patienten nicht entsprechen. So könnte es sein, dass die für den Patienten typische Belastung, die die Knochendichte beeinflusst, während der Aufzeichnung gar nicht registriert wurde. Eine erhöhte Geschwindigkeit führt laut Rosenbaum et al. [52] und Shorten et al. [53] zu einer erhöhten Belastung unter dem medialen Vorfuß, wobei es zu einer relativen Abnahme der Belastung unter den Metatarsalia II und III im Verhältnis zum Metatarsale I und einer absoluten Abnahme unter den Metatarsalia IV und V kommt. In den Daten dieser Studie lässt sich jedoch die Hauptbelastung unter dem zentralen Vorfuß mit signifikantem Unterschied zum Metatarsale I finden. Dies deutet wiederum darauf hin, dass die Geschwindigkeit in der vorliegenden Studie nicht grundsätzlich zu hoch war, da ebenfalls die Hauptdrücke unter den

Metatarsalia II-IV lagen. Natürlich könnten sich hier potenziell auch zwei gegenläufige Einflüsse (Geschwindigkeit und Hallux valgus) überlagern bzw. teilweise aufheben. Da nur 25 von 45 Laufbanddaten letztlich verwendet werden konnten, schwächt dies die statistische Aussagekraft des erhaltenen Ergebnisses enorm. Andererseits zeigen sich die in dieser Studie gewonnenen Druckdaten stimmig mit den Druckdaten anderer Hallux-valgus-Studien [16, 20-22, 69, 71-73], sodass nahe liegt, dass die Aussage trotz der geringeren Anzahl an eingeschlossenen Fällen erhalten bleiben kann. Prinzipiell ist es möglich, dass die für die Korrelation mit den osteodensitometrischen Daten herangezogenen MPPs tatsächlich keinen Zusammenhang mit der Knochendichte aufweisen oder dieser durch die anatomische Verschiedenheit des Metatarsale I und der Metatarsalia II-IV überlagert wird. Das Metatarsale I ist per se dicker, kürzer und in den Gelenkbereichen deutlich größer und massiver geformt als die lateralen Metatarsalia. Es liegt daher nicht fern davon auszugehen, dass das Metatarsale I auch per se eine höhere Knochendichte aufweist als die lateralen Metatarsalia. Außerdem wird das Metatarsale I im dorso-plantaren Strahlengang oft von den Ossa sesamoidea überlagert, was unter Umständen eine generell höhere gemessene Dichte erklären könnte. Potenziell ist auch eine erhöhte Kompensationsfähigkeit der Fußweichgewebe denkbar, wie sie von einigen Autoren in Bezug auf die Druckverteilung unter dem Fuß vermutet wird [49, 50]. Auch hier wäre eine Kontrollgruppe wünschenswert gewesen. Deswegen ist es daher wahrscheinlicher, dass die erhobenen Daten fehlerhaft, nicht ausreichend oder nicht geeignet waren, um die zweite Arbeitshypothese zu stützen oder zu widerlegen.

4.5 Limitationen der Studie

Diese Studie beschäftigt sich erstmals mit den osteodensitometrischen Gegebenheiten am Vorfuß. Ziel der Studie war primär die Methodik der DXA am Vorfuß zu evaluieren sowie zu etablieren und gleichzeitig Aufschluss über die Knochendichte am Vorfuß bei Hallux-Valgus-Patienten zu erhalten. Das Kollektiv bildete sich aus Patienten, die nachfolgend operiert wurden. Hieraus ergeben sich einige potentielle Einschränkungen. Zum einen war das Kollektiv

gewissermaßen vorselektiert, da alle Patienten neben den objektiv feststellbaren Veränderungen auch subjektiv ausreichende Beschwerden aufwiesen um eine Operationsindikation zu stellen. Das bedeutet, dass Probanden fehlen, die lediglich eine Deformität ohne begleitende Schmerzen aufwiesen. Wünschenswert für die statistische Aussagekraft sowie die Unterteilung in Untergruppen wäre ein deutlich größeres Patientenkollektiv als das vorliegende (n=45) gewesen. Des Weiteren war es aufgrund des Votums der Ethikkommission nicht möglich, eine fußgesunde Kontrollgruppe zu untersuchen und so deren Ergebnisse denen der Hallux-Valgus-Gruppe gegenüber zu stellen.

Bei der Durchführung der Osteodensitometrie am Fuß wurde Neuland betreten. Das verwendete Gerät Lunar PRODIGY Primo ist zur Bestimmung der Knochendichte an LWS und Hüfte geeicht. Die Verwendung am Fuß ist nicht vorgesehen. Da das für die Osteodensitometrie verwendete Programm zur Erkennung des Knochens auf eine angemessene Kontrastierung angewiesen ist, wie sie an LWS und Hüfte durch das umgebende Weichgewebe gegeben ist, musste für diese Studie das am Fuß „fehlende“ Weichgewebe simuliert werden. Hier wurde Reis der Vorzug vor Wasser gegeben. Es ist nicht bekannt, ob es hier geeignetere Materialien gegeben hätte und ob Reis unter Umständen einen störenden Einfluss hat. Die Verwendung von Reis reduzierte das Ausmaß der nötigen händischen Nachbearbeitung der gewonnenen Rohdaten im Auswertungsprogramm. Nichtsdestotrotz waren händische Korrekturen nicht zu umgehen. Auch hier liegt eine potentielle Fehlerquelle. Diese ließe sich zukünftig unter Umständen durch Erstellung eines spezifischen Auswertungsmodus für den Fuß minimieren. Vor diesem Hintergrund sind insbesondere die Ergebnisse der Reliabilitätsanalyse zu betrachten, bei der mitunter relativ große Differenzen zwischen den einzelnen Messungen auffielen, darunter auch einige Ausreißer. An dieser Stelle wäre eine höhere Anzahl an Messungen wünschenswert. Abzuwägen ist dabei die, wenn auch geringe Strahlungsmehrbelastung.

Bei der Auswertung der Laufbanddaten war auffällig, dass viele der Datensätze ausgeschlossen werden mussten. Einige Patienten belasteten den Fuß auf dem Laufband deutlich anders, als bei ihrem normalen Gangbild zu beobachten war. Beispielsweise kam es bei einigen zu einem tippelnden Gangbild. Zwar wurden die Patienten darauf hingewiesen „normal“ und frei zu gehen, dies stellte jedoch, gerade für die älteren Patienten, oft ein Problem dar. Trotz Eingewöhnungsphase waren diese Patienten unsicher. Daher sind die betreffenden Messdaten als nicht repräsentativ für das Gangbild des jeweiligen Patienten anzusehen und hätte insofern zu einer Fehlinterpretation geführt. Hinzu kommt, dass die erfassten Messdaten dieser Patienten oft nicht verwertbar waren, da das Programm zur Maskenerstellung in MatLAB einen ganzen Fußabdruck benötigt. War dies nicht der Fall, so wurden Maske und Druckverteilung in den entsprechenden ROIs nicht korrekt angezeigt. Eine händische Nachbearbeitung war hier nicht möglich. Gegebenenfalls müsste hier ein neues Programm geschrieben werden, dass mit solchen Abweichungen umgehen kann. Ob die Unsicherheit der betreffenden Patienten mit der gewählten Geschwindigkeit zusammenhing, kann nicht abschließend beurteilt werden. Die Geschwindigkeit orientierte sich an der „normalen“ Gehgeschwindigkeit anderer Studien. Unter Umständen wäre der Ansatz, die Patienten das Tempo selbst wählen zu lassen sinnvoll, wobei dies wiederum die Gefahr der Uneinheitlichkeit birgt.

4.6. Schlussfolgerungen

Die in dieser Arbeit gewonnenen Daten zeigen mehrerlei. Zum einen ist die Messung der Knochendichte am Vorfuß mittels DXA prinzipiell möglich und mit verwertbaren Ergebnissen durchführbar. Zum anderen konnte gezeigt werden, dass die relative Knochendichte bei den untersuchten Hallux-Valgus-Patienten im Metatarsale I auf der beschwerdeführenden Seite signifikant geringer ist als auf der kontralateralen Seite. Gleichzeitig unterscheidet sich die Knochendichte im Bereich der lateralen Metatarsalia nicht zwischen symptomatischer und asymptomatischer Seite. Die Ergebnisse legen außerdem den Schluss nahe, dass die Knochendichte im Metatarsale I grundsätzlich höher ist als in den

lateralen Metatarsalia. Bei Vorliegen von Arthrosezeichen war außerdem eine signifikant geringere Knochendichte im Metatarsale I festzustellen als in der Gruppe ohne Arthrosezeichen. Die Größe des Intermetatarsalwinkels hat tendenziell auch einen negativen Einfluss auf die Knochendichte, dieser war jedoch nicht signifikant. Insgesamt scheint es vor allem zu einer Verringerung der Knochendichte im schmerzhaften Bereich zu kommen, nicht jedoch zu einer Verschiebung der Knochendichte auf lateralere Bereiche.

Die erhobenen Daten der Laufbandanalyse bestätigen die Ergebnisse anderer Arbeitsgruppen, die bei Hallux-Valgus-Patienten erhöhte MPPs im Bereich der Metatarsalia II und III gefunden haben. Obwohl in der Druckpunktmessung die Hauptbelastung unter den Metatarsalia II-IV lag, lag der höchste Wert der Knochendichte im Bereich des Metatarsale I. Eine Korrelation zwischen den beiden Parametern MPP und relative Knochendichte konnte nicht festgestellt werden. Dies könnte mit der grundlegenden natürlichen Knochendichteverteilung zusammenhängen, jedoch ist dies nicht ohne weitere Studien mit einer fußgesunden Kontrollgruppe zu eruieren.

5. Zusammenfassung

Bei dem Krankheitsbild des Hallux valgus handelt es sich um eine häufige Vorfußdeformität mit Medialtreten des Metatarsale-I-Köpfchens und Lateraltreten der distalen Phalanx der Großzehe. Die Symptomatik besteht, neben der sichtbaren Deformation, vor allem in Schmerzen im Bereich des Großzehengrundgelenks. Bei länger bestehenden Deformationen kommt es häufig zu einer vermehrten Beschwielung unter den lateralen Metatarsalköpfchen, was auch auf eine vermehrte Belastung dieser Bereiche hindeutet. Zur Behandlung des symptomatischen Hallux valgus haben sich verschiedene operative Methoden etabliert, abhängig vom vorliegenden Schweregrad.

Ziel dieser Studie war zum einen die Evaluierung und Etablierung der Osteodensitometrie mittels DXA im Bereich des Vorfußes. Zum anderen sollten eventuelle typische Merkmale oder Veränderungen der Knochendichte bei Hallux-Valgus-Patienten festgestellt werden, welche sich aus veränderten Belastungsmustern durch den Hallux valgus ergeben. Verglichen wurde die beschwerdeführende Seite mit der kontralateralen Seite an 45 Patienten, bei denen die Indikation für eine Hallux-Valgus-Operation nach Chevron, basisnaher Osteotomie oder Arthrodesese gestellt wurde. Von den 45 Patienten waren 40 Frauen und 5 Männer. Bei 80% (n=36) lag ein beidseitiger Hallux valgus vor, der bei einem Drittel (n=12) in der Vergangenheit bereits operiert worden war. Es wurden weitere Untergruppen abhängig vom Schweregrad und dem Vorliegen von Arthrosezeichen im GZGG gebildet. Des Weiteren wurde eine Druckpunktanalyse auf dem Laufband angestellt. Anschließend wurden die Ergebnisse der Osteodensitometrie mit den Ergebnissen der Druckpunktanalyse korreliert.

Es wurde festgestellt, dass die DXA verwertbar und zuverlässig zur Messung der Knochendichte am Vorfuß eingesetzt werden konnte. Die Messung der Knochendichte ergab Werte von 0,56 g/cm² an den Metatarsalia V beidseits,

0,6 g/cm² an den Metatarsalia II-IV beidseits und 0,65 g/cm² am Metatarsale I der symptomatischen und 0,69 g/cm² auf der asymptomatischen Seite. Hier konnte eine signifikante Verringerung der Knochendichte des Metatarsale I auf der symptomatischen Seite festgestellt werden (p=0,004). Die Knochendichte des Metatarsale I war höher als die der Metatarsalia II-IV: auf der asymptomatischen Seite signifikant (p=0,000) und auf der symptomatischen Seite nur tendenziell (p=0,006). Die erhaltenen Knochendichtewerte für die einzelnen ROIs korrelierten signifikant positiv mit den Werten der LWS (r=0,442 – r=0,649; p=0,000 – p=0,002).

Zwischen den Ergebnissen der Osteodensitometrie und der Druckpunktanalyse konnten weder für das Metatarsale I noch für die Metatarsalia II-IV signifikante Korrelationen festgestellt werden. Tendenziell lässt sich für das Metatarsale I eine schwach negative Korrelation (r=-0,279) zwischen der Knochendichte und der Druckpunktmessung feststellen. Hingegen ist an den Metatarsalia II-IV die Korrelation tendenziell schwach positiv (r=0,293). Die höchsten Druckwerte wurden unter den Metatarsalia II-IV festgestellt. Die Druckwerte waren hier auf beiden Seiten signifikant höher als unter den Metatarsalia I (p=0,001 (sympt.), p=0,003 (asympt.)).

Dass keine signifikanten Korrelationen zwischen Druckpunktanalyse und Osteodensitometrie gefunden wurden, könnte darauf hindeuten, dass am Fuß die Knochendichte nicht der einwirkenden Belastung folgt, was allerdings im Kontrast zu Erkenntnissen zum Knochenumbau und -stoffwechsel stehen würde. Die Ergebnisse der Druckpunktanalyse alleine befinden sich im Einklang mit den Ergebnissen der Studien anderer Arbeitsgruppen, die eine Hauptbelastung unter den Metatarsalia II und III bei Hallux-Valgus-Patienten gefunden haben.

Da eine fußgesunde Kontrollgruppe fehlte war es nicht möglich den normalen Zustand der Knochendichteverteilung, auch im Verhältnis zur Druckpunktverteilung zu eruieren. Insgesamt scheint es aber, dass es durch Minderbelastung symptomatischer Bereiche zu einer Verminderung der

Knochendichte in diesem Bereich kommt, nicht jedoch zu einer Knochendichteerhöhung im Bereich der lateralen Metatarsalia durch Belastungstransfer.

Vor diesem Hintergrund sind weitere Untersuchungen mit Einbeziehung einer gesunden Kontrollgruppe interessant und wünschenswert.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Fußskelett, Ansicht von proximal [4].....	10
Abbildung 2: Fußskelett, Ansicht von lateral [5].....	10
Abbildung 3: Muskulatur der Mittelloge des Fußes, Ansicht von plantar [5].....	11
Abbildung 4: Muskulatur der Groß- und Kleinzehenloge, Ansicht von plantar[5]	12
Abbildung 5: ligamentäre Verspannung des Fußlängsgewölbes, Ansicht von medial [5]	13
Abbildung 6: tiefe Strukturen zur Verspannung des Fußlängsgewölbes, Ansicht von medial [5].....	13
Abbildung 7: Pathomechanismus des Hallux valgus, Ansicht von oben [5]	15
Abbildung 8: Hallux Valgus, schematische Darstellung [3].....	15
Abbildung 9: Beschwielung unter den Metatarsalköpfchen II-IV [3].....	15
Abbildung 10: klinisches Bild eines Hallux Valgus [3].....	15
Abbildung 11: Gangzyklus des Menschen [5]	19
Abbildung 12: Standphase des menschlichen Ganges [5]	19
Abbildung 13: Algorithmus zur Therapieentscheidung bei Hallux Valgus [1]	26
Abbildung 14: schematische Darstellung der Lapidusarthrodese im Metatarsocuneiformegelenk [2].....	27
Abbildung 15: schematische Darstellung der Chevron-Osteotomie, Ansicht von oben [2]	28
Abbildung 16: schematische Darstellung der Chevron-Osteotomie, Ansicht von medial [2]	28
Abbildung 17: Distaler Weichteileingriff [2]	29
Abbildung 18: schematische Darstellung der basisnahen Osteotomie des Metatarsale I mit Schraubenfixation [2]	30
Abbildung 19: Zwei Möglichkeiten zur Fixation bei der GZGG-Arthrodese [2]	30
Abbildung 20: redressive Wickelung postoperativ	31
Abbildung 21: angelegter Verbandsschuh (von Darco) zur Vorfußentlastung	31
Abbildung 22: Tannenbaumphänomen bei Osteoporose [7].....	33
Abbildung 23: Wirbelkörpersinterungsfraktur, Deckplatteneinbruch mit Höhenminderung ventral [6].....	33
Abbildung 24: Schnitt durch den proximalen Femur [4]	36
Abbildung 25: Das Osteodensitometer Lunar PRODIGY primo.....	42

Abbildung 26: Positionierung des Patienten für die Messung der Knochendichte in der LWS.....	43
Abbildung 27: Positionierung des Fußes, Ansicht von vorne.....	44
Abbildung 28: Positionierung des Fußes, Ansicht von lateral.....	44
Abbildung 29: Positionierung des Fußes, Ansicht von oben.....	44
Abbildung 30: Maske des Mess- und Auswertungsprogramms enCORE von GE Healthcare	46
Abbildung 31: Knochengesunder Patient	47
Abbildung 32: Patient mit hochgradiger Osteopenie	47
Abbildung 33: Beispiel für eine noch nicht Bearbeitete Aufnahme.....	48
Abbildung 34: Markierung der "neutralen" Grenzbereiche.....	48
Abbildung 35: ROI-Einteilung an einem rechten Fuß	48
Abbildung 36: Abgeschlossene Markierung der Knochenanteile.....	48
Abbildung 37: Beispiel für eine "Artefakt"-Markierung	49
Abbildung 38: Beispiel für die Markierung des "Gewebes"	49
Abbildung 39: verwertbarer Fußabdruck aus MATLAB	51
Abbildung 40: Beispiel für einen nicht verwertbaren Abdruck.....	53
Abbildung 41: teilweise verwertbarer Fußabdruck.....	53
Abbildung 42: Alters- und Geschlechtsverteilung der Patienten (n=45).....	58
Abbildung 43: prozentuale Häufigkeiten der Schweregrade des Hallux valgus im Patientenkollektiv (n=45).....	59
Abbildung 44: Knochenstatus der Patienten	60
Abbildung 45: Bland-Altman-Plots für die ROIs des asymptomatischen Fußes.....	63
Abbildung 46: Bland-Altman-Plots für die ROIs des symptomatischen Fußes.....	64
Abbildung 47: Boxplots der Knochendichtewerte von LWS und den Metatarsalia I, II-IV und V für symptomatischen und asymptomatischen Fuß	66
Abbildung 48: Boxplots für die relative Knochendichte im Metatarsale I am symptomatischen und asymptomatischen Fuß	68
Abbildung 49: Boxplots der relativen Knochendichte im Metatarsale I in Abhängigkeit vom radiologischen Intermetatarsalwinkel.....	69
Abbildung 50: Boxplots der relativen Knochendichte im Metatarsale I in Abhängigkeit des Vorliegens von radiologischen Arthrosezeichen im GZGG	70
Abbildung 51: Boxplots für die relative Knochendichte an symptomatischem und asymptomatischem Fuß in den Metatarsalia II-IV	72

Abbildung 52: Boxplots der relativen Knochendichte in den Metatarsalia II-IV in Abhängigkeit vom radiologischen Intermetatarsalwinkel	73
Abbildung 53: Boxplots der relativen Knochendichte in den Metatarsalia II-IV in Abhängigkeit des Vorliegens von radiologischen Arthrosezeichen im GZGG.....	73
Abbildung 54: Boxplots der MPPs der Laufbandanalyse über dem Metatarsale I.....	77
Abbildung 55: Boxplots der MPPs der Laufbandanalyse über den Metatarsalia II-IV .	77

Bei Abbildungen ohne Quellenangabe handelt es sich um selbst angefertigte Fotos oder Screenshots und Grafiken meiner Ergebnisauswertung.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Mittelwerte, Standardabweichung und Standardfehler zwischen den Messungen	61
Tabelle 2: Vergleich der Ergebnisse der zwei Messungen je ROI	62
Tabelle 3: Übersicht über die tatsächlich gemessene Knochendichte zwischen LWS und Metatarsalia an den untersuchten Füßen	65
Tabelle 4: Korrelationen der Knochendichte des Vorfußes zur LWS	67
Tabelle 5: Mittelwerte der relativen Knochendichte im Metatarsale I	68
Tabelle 6: Vergleich von symptomatischem und asymptomatischem Fuß für das Metatarsale I	68
Tabelle 7: Test auf Einfluss der Faktoren Intermetatarsalwinkel, Arthrosezeichen und deren Kombination auf die Knochendichte im MT I	70
Tabelle 8: Test auf Einfluss des Faktors einer erfolgten OP auf der kontralateralen Seite auf die Knochendichte im MT I	71
Tabelle 9: Mittelwerte der relativen Knochendichte in den Metatarsalia II-IV	71
Tabelle 10: Vergleich von symptomatischem und asymptomatischem Fuß für die Metatarsalia II-IV	72
Tabelle 11: Test auf Einfluss der Faktoren Intermetatarsalwinkel, Arthrosezeichen und deren Kombination auf die Knochendichte in den MT II-IV	74
Tabelle 12: Test auf Einfluss des Faktors einer erfolgten OP auf der kontralateralen Seite auf die Knochendichte in den MT II-IV	74
Tabelle 13: Mittelwerte der relativen Knochendichte	75
Tabelle 14: Vergleich der relativen Knochendichte des MT I zu den MT II-IV	75
Tabelle 15: Mittelwerte der MPPs für die Metatarsalia	76
Tabelle 16: Vergleich der MPPs zwischen 1. und 2.-4. Strahl am symptomatischen Fuß	78
Tabelle 17: Vergleich der MPPs zwischen 1. und 2.-4. Strahl am asymptomatischen Fuß	78
Tabelle 18: Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Druckpunktanalyse MT I ...	79
Tabelle 19: Korrelation zwischen Osteodensitometrie und Druckpunktanalyse MT II-IV	80

Quellenverzeichnis

1. Waizy H., *AWMF-Leitlinie: Hallux valgus*. 2014, Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie.
2. Wülker N., Stephens M.M., Cracchiolo A., *Operationsatlas Fuß und Sprunggelenk*. 2., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. 2007: Georg Thieme Verlag.
3. Wülker N., *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*. 1. Auflage ed. 2005, Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, New York.
4. Putz R., Pabst R., *Sobotta Anatomie des Menschen* 22. Auflage ed. 2007, URBAN & FISCHER München · Jena: Elsevier GmbH, München
5. Schünke M., Schulte E., Schumacher U., *Prometheus - Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. 2., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. 2007: Georg Thieme Verlag Stuttgart · New York.
6. Fuhrmann R., *Deckplatteneinbruch*. 2017, Springer-Verlag: Engelhardt Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie.
7. Pollähne, *Tannenbaumphänomen bei einer Osteoporose-Patientin infolge von Wirbelkörperfrakturen*. 2007, Springer Medizin Verlag GmbH: Ärztezeitung.
8. Yamada M., Ito M., Hayashi K., Nakamura T., *Calcaneus as a site for assessment of bone mineral density: evaluation in cadavers and healthy volunteers*. American Journal of Roentgenology, 1993. **161**(3): p. 621-627.
9. Aluclu M.A., Bati F., Kekilli E., *Normal range of BMD in proximal tibia as a different skeletal site at women*. North Clin Istanbul, 2016. **3**(3): p. 201-208.
10. Rey P., Sornay-Rendu E., Garnero P., Vey-Marty B., Delmas P.D., *[Measurement of bone density in the wrist using X-ray absorptiometry: comparison with measurements of other sites]*. Rev Rhum Ed Fr, 1994. **61**(9): p. 619-626.
11. Brownbill R.A., Ilich J.Z., *Validation of the use of the hand for estimating bone mineral density in other skeletal sites by DXA in healthy and osteoarthritic women*. J Clin Densitom, 2002. **5**(3): p. 273-282.
12. Eis S.R., Lewiecki E.M., *Peripheral bone densitometry: Clinical applications*. Arq Bras Endocrinol Metabol, 2006. **50**(4): p. 596-602.
13. Bae D.C., Leocadio D.E., Stein B.S., *A comparison of dual energy X-ray absorptiometry of the hip and accuDEXA of the finger for the diagnosis of osteoporosis in men on androgen deprivation therapy for advanced prostate cancer*. Prostate Cancer Prostatic Dis, 2007. **10**(1): p. 94-96.
14. Haugeberg G., Green M.J., Conaghan P.G., Quinn M., Wakefield R., Proudman S.M., Stewart S., Hensor E., Emery P., *Hand bone densitometry: a more sensitive standard for the assessment of early bone damage in rheumatoid arthritis*. Ann Rheum Dis, 2007. **66**(11): p. 1513-1517.
15. Kummer B., *Biomechanik - Form und Funktion des Bewegungsapparates*. 1. Auflage ed. 2005: Deutscher Ärzte-Verlag.
16. Wen J., Ding Q., Yu Z., Sun W., Wang Q., K. W., *Adaptive changes of foot pressure in hallux valgus patients*. Gait Posture, 2012. **36**(3): p. 344-349.
17. Wülker N., F. M., *The treatment of hallux valgus*. Dtsch Arztebl Int, 2012. **109**(49): p. 857-867; quiz 868.
18. Mickle K. J., Munro B. J., Lord S. R., Menz H. B., R. S.J., *Gait, balance and plantar pressures in older people with toe deformities*. Gait Posture, 2011. **34**(3): p. 347-351.
19. Deschamps K., Birch I., Desloovere K., A. M.G., *The impact of hallux valgus on foot kinematics: a cross-sectional, comparative study*. Gait Posture, 2010. **32**(1): p. 102-106.

20. Waldecker U., *Metatarsalgia in Hallux Valgus Deformity A Pedographic Analysis*. Foot & Ankle Surgery, 2002.
21. Plank M. J., *The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus*. The Foot, 1995.
22. Bryant A., Tinley P., Singer K., *Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet*. The Foot, 1999.
23. Koller U., Willegger M., Windhager R., Wanivenhaus A., Trnka H.J., Schuh R., *Plantar pressure characteristics in hallux valgus feet*. J Orthop Res, 2014. **32**(12): p. 1688-1693.
24. Galica A.M., Hagedorn T.J., Dufour A.B., Riskowski J.L., Hillstrom H.J., Casey V.A., Hannan M.T., *Hallux valgus and plantar pressure loading: the Framingham foot study*. Journal of Foot and Ankle Research, 2013. **6**(1): p. 42.
25. Hennig E.M., Milani T.L., *Die Dreipunktunterstützung des Fußes - Eine Druckverteilungsanalyse bei statischer und dynamischer Belastung*. Z Orthop Unfall, 1993. **131**(03): p. 279-284.
26. Daentzer D., Wülker N., Zimmermann U., *Observations concerning the transverse metatarsal arch* 1997.
27. Periyasamy R., Mishra A., Anand S., C. A.A., *Preliminary investigation of foot pressure distribution variation in men and women adults while standing*. Foot (Edinb), 2011. **21**(3): p. 142-148.
28. Roddy E., Zhang W., Doherty M., *Prevalence and associations of hallux valgus in a primary care population*. Arthritis Rheum, 2008. **59**(6): p. 857-862.
29. Perera A.M., Mason L., Stephens M.M., *The pathogenesis of hallux valgus*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93**(17): p. 1650-1661.
30. Nix S., Smith M., Vicenzino B., *Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis*. Journal of Foot and Ankle Research, 2010. **3**: p. 21-21.
31. Döhler J.R., *Lexikon Orthopädische Chirurgie-Standardterminologie für Orthopäden und Unfallchirurgen*. 2003, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
32. Trnka H.-J., Ivanic G.M., Mühlbauer M., P. R., *Metatarsalgie - Die Behandlung des dorsal dislozierten Metatarsophalangealgelenks*. 2000.
33. Roy K.J., *Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts*. Clin Podiatr Med Surg, 1988. **5**(3): p. 491-508.
34. Wikipedia. *Ganganalyse*. 2016 [cited 2017 25.05.2017]; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Ganganalyse>.
35. Perry J., *Gait Analysis: Normal and Pathological Funktion*. 1. Auflage ed. 1992, Thorofare: Slack Incorporated.
36. Wikipedia. *Gait Analysis*. 2017 [cited 2017 25.05.2017]; Available from: https://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis.
37. Rosenbaum D., Becker H.P., *Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications*. Foot and Ankle Surgery, 1997.
38. Ludwig O., *Ganganalyse in der Praxis – Anwendung in Prävention, Therapie und Versorgung*. 2012: C. Maurer.
39. Beckers D., Deckers J., *Ganganalyse und Gangschulung Therapeutische Strategien für die Praxis*. 1997: Springer-Verlag.
40. Kellis E., *Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys*. 2001.
41. Unger H., Rosenbaum D., *Gender-Specific Differences of the Foot During the First Year of Walking*. Foot & Ankle International, 2004. **25**(8): p. 582-587.

42. Pomarino D., Pomarino A., *Plantar Static Pressure Distribution in Healthy Individuals: Percentiles for the Evaluation of Forefoot Loading*. *Foot Ankle Spec*, 2014. **7**(4): p. 293-297.
43. Machado A. S., Bombach G. D., Duysens J., P. C.F., *Differences in foot sensitivity and plantar pressure between young adults and elderly*. *Arch Gerontol Geriatr*, 2016. **63**: p. 67-71.
44. Putti A. B. , Arnold G. P., J. A.R., *Foot pressure differences in men and women*. *Foot Ankle Surg*, 2010. **16**(1): p. 21-24.
45. Neri S.G.R., Gadelha A.B., Correia A.L.M., Pereira J.C., de David A.C., Lima R.M., *Obesity is Associated With Altered Plantar Pressure Distribution in Elderly Women*. *J Appl Biomech*, 2017: p. 1-21.
46. Hughes J., Clark P., Jagoe R.R., Gerber C., Klenerman L., *The pattern of pressure distribution under the weightbearing forefoot*. *The Foot*, 1991. **1**(3): p. 117-124.
47. Menz H.B., Morris M.E., *Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people*. *Gait Posture*, 2006. **24**(2): p. 229-236.
48. Weijers R.E., Walenkamp G.H., van Mameren H., Kessels A.G., *The relationship of the position of the metatarsal heads and peak plantar pressure*. *Foot Ankle Int*, 2003. **24**(4): p. 349-353.
49. Weijers R.E., Walenkamp G.H., Kessels A.G., Kemerink G.J., van Mameren H., *Plantar pressure and sole thickness of the forefoot*. *Foot Ankle Int*, 2005. **26**(12): p. 1049-1054.
50. Hermann B., *Form und Statik der Metatarsalköpfchenreihe beim Erwachsenen - Sonographische und podometrische Untersuchung*. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1995. **133**(4): p. 335-340.
51. Burnfield J.M., Few C.D., Mohamed O.S., Perry J., *The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults*. *Clinical Biomechanics*, 2004. **19**(1): p. 78-84.
52. Rosenbaum D., Hautmann S., Gold M., Claes L., *Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion*. *Gait & Posture*, 1994. **2**(3): p. 191-197.
53. Shorten M.R., Eden K., Himmelsbach J.A., *Plantar pressures during barefoot walking*. *Journal of Biomechanics*, 1989. **22**(10): p. 1083.
54. Hennig E.M., Milani T.L., *[The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading]*. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1993. **131**(3): p. 279-284.
55. Betts R.P., Franks C.I., Duckworth T., Burke J., *Static and dynamic foot-pressure measurements in clinical orthopaedics*. *Med Biol Eng Comput*, 1980. **18**(5): p. 674-684.
56. Soames R.W., Stott J.R., Goodbody A., Blake C.D., Brewerton D.A., *Measurement of pressure under the foot during function*. *Med Biol Eng Comput*, 1982. **20**(4): p. 489-495.
57. Soames R.W., *Foot pressure patterns during gait*. *Journal of Biomedical Engineering*, 1985. **7**(2): p. 120-126.
58. Stolze H., Kuhtz-Buschbeck J.P., Mondwurf C., Johnk K., Friege L., *Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults*. *Gait Posture*, 1998. **7**(2): p. 125-130.
59. Collis W.J., Jayson M.I., *Measurement of pedal pressures. An illustration of a method*. *Ann Rheum Dis*, 1972. **31**(3): p. 215-217.
60. Fernandez-Seguín L. M., Diaz Mancha J. A., Sanchez Rodriguez R., Escamilla Martinez E., Gomez Martin B., J. R.O., *Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot*. *Gait Posture*, 2014. **39**(2): p. 789-792.

61. Martínez-Nova A., Huerta J.P., Sánchez-Rodríguez R., *Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 2008. **98**(4): p. 302-310.
62. Hirokawa S., *Normal gait characteristics under temporal and distance constraints*. J Biomed Eng, 1989. **11**(6): p. 449-456.
63. Drerup B., Hafkemeyer U., Möller M., Wetz H.H., *Der Einfluss der Geschwindigkeit beim Gehen auf die Druckverteilung bei orthopädiesschuhtechnischer Versorgung*. Der Orthopäde, 2001. **30**(3): p. 169-175.
64. Macellari V., Giacomozzi C., Saggini R., *Spatial-temporal parameters of gait: reference data and a statistical method for normality assessment*. Gait Posture, 1999. **10**(2): p. 171-181.
65. Keijsers N.L., Stolwijk N.M., Louwerens J.W., Duysens J., *Classification of forefoot pain based on plantar pressure measurements*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2013. **28**(3): p. 350-356.
66. Stewart S., Dalbeth N., Vandal A.C., Rome K., *Spatiotemporal gait parameters and plantar pressure distribution during barefoot walking in people with gout and asymptomatic hyperuricemia: comparison with healthy individuals with normal serum urate concentrations*. J Foot Ankle Res, 2016. **9**: p. 15.
67. Martínez-Nova A., Sánchez-Rodríguez R., Pérez-Soriano P., Llana-Belloch S., Leal-Muro A., D. P.-Z.J., *Plantar pressures determinants in mild Hallux Valgus*. Gait Posture, 2010. **32**(3): p. 425-427.
68. Bryant A.R., Tinley P., Cole J.H., *Plantar pressure and radiographic changes to the forefoot after the Austin bunionectomy*. J Am Podiatr Med Assoc, 2005. **95**(4): p. 357-365.
69. Kernozek T.W., Elfessi A., Sterriker S., *Clinical and Biomechanical Risk Factors of Patients Diagnosed with Hallux Valgus*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 2003. **93**(2): p. 97-103.
70. Waldecker U., *Pedographic analysis of hallux valgus deformity*. Foot and Ankle Surgery, 2004. **10**(3): p. 121-124.
71. Nyska M., Liberson A., McCabe C., Linge K., Klenerman L., *Plantar foot pressure distribution in patients with Hallux valgus treated by distal soft tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy*. Foot and Ankle Surgery, 1998. **4**(1): p. 35-41.
72. Yavuz M., Hetherington V.J., Botek G., Hirschman G.B., Bardsley L., Davis B.L., *Forefoot plantar shear stress distribution in hallux valgus patients*. Gait Posture, 2009. **30**(2): p. 257-259.
73. Hofmann U.K., Götze M., Wiesenreiter K., Müller O., Wünschel M., Mittag F., *Transfer of plantar pressure from the medial to the central forefoot in patients with hallux valgus*. BMC Musculoskelet Disord, 2019. **20**(1): p. 149.
74. Chopra S., Moerenhout K., Crevoisier X., *Characterization of gait in female patients with moderate to severe hallux valgus deformity*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2015. **30**(6): p. 629-635.
75. Buchner M., Schulze A., Zeifang F., Sabo D., *[Pressure distribution after scarf osteotomy for hallux valgus surgery]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2005. **143**(2): p. 233-239.
76. Carl H.D., Pfander D., Swoboda B., *Assessment of plantar pressure in forefoot relief shoes of different designs*. Foot Ankle Int, 2006. **27**(2): p. 117-120.
77. Stokes I.A., Hutton W.C., Stott J.R., Lowe L.W., *Forces under the hallux valgus foot before and after surgery*. Clin Orthop Relat Res, 1979(142): p. 64-72.
78. Borton D.C., Stephens M.M., *Basal metatarsal osteotomy for hallux valgus*. J Bone Joint Surg Br, 1994. **76**(2): p. 204-209.

79. Schuh R., Hofstaetter S.G., Adams S.B., Jr., Pichler F., Kristen K.H., Trnka H.J., *Rehabilitation after hallux valgus surgery: importance of physical therapy to restore weight bearing of the first ray during the stance phase*. Phys Ther, 2009. **89**(9): p. 934-945.
80. Schuh R., Adams S., Hofstaetter S.G., Krismer M., Trnka H.J., *Plantar loading after chevron osteotomy combined with postoperative physical therapy*. Foot Ankle Int, 2010. **31**(11): p. 980-986.
81. Rosenbaum D., Timte B., Schmiegel A., Miehle R.K., Hilker A., *First ray resection arthroplasty versus arthrodesis in the treatment of the rheumatoid foot*. Foot Ankle Int, 2011. **32**(6): p. 589-594.
82. Cancilleri F., Marinozzi A., Martinelli N., Ippolito M., Spiezia F., Ronconi P., Denaro V., *Comparison of plantar pressure, clinical, and radiographic changes of the forefoot after biplanar Austin osteotomy and triplanar Boc osteotomy in patients with mild hallux valgus*. Foot Ankle Int, 2008. **29**(8): p. 817-824.
83. Wirth C.J., Zichner L., *Orthopädie und orthopädische Chirurgie - Fuß*. 2002: Thieme.
84. Torkki M., Malmivaara A., Seitsalo S., Hoikka V., Laippala P., Paavolainen P., *Surgery vs orthosis vs watchful waiting for hallux valgus: A randomized controlled trial*. JAMA, 2001. **285**(19): p. 2474-2480.
85. Fuhrmann R.A., Rippel W., Traub A., *Konservative Therapie des Hallux-valgus-Syndroms*. Der Orthopäde, 2017. **46**(5): p. 395-401.
86. Trnka H.-J., *Osteotomies for Hallux Valgus Correction*. Foot and Ankle Clinics. **10**(1): p. 15-33.
87. Zirngibl B., Grifka J., Baier C., Götz J., *Hallux valgus*. Der Orthopäde, 2017. **46**(3): p. 283-296.
88. Diaz Fernandez R., *Percutaneous Triple and Double Osteotomies for the Treatment of Hallux Valgus*. Foot Ankle Int, 2017. **38**(2): p. 159-166.
89. Crespo Romero E., Peñuela Candel R., Gómez Gómez S., Arias Arias A., Arcas Ordoño A., Gálvez González J., Crespo Romero R., *Percutaneous forefoot surgery for treatment of hallux valgus deformity: an intermediate prospective study*. Musculoskeletal Surgery, 2017: p. 1-6.
90. Fellmann J., Zollinger H., *Resektionsarthroplastik des ersten Metatarsophalangealgelenks nach Keller-Brandes*. Operative Orthopädie und Traumatologie, 1998. **10**(2): p. 143-151.
91. GFFC. *Versteifung zwischen dem 1. Mittelfußknochen und der Fußwurzel (Operation nach Lapidus)*. [cited 2020 01.04.2020]; Available from: <https://www.gesellschaft-fuer-fusschirurgie.de/fuer-patienten/fuss-info/hallux-valgus.html>.
92. AOFAS. *What Is the Lapidus Procedure?* [cited 2020 01.04.2020]; Available from: <http://www.aofas.org/footcaremd/treatments/Pages/Lapidus-for-Hallux-Valgus.aspx>.
93. Wikipedia. *Osteoporose*. 2017 [cited 2017 23.05.2017]; Available from: de.wikipedia.org/wiki/Osteoporose.
94. Osteologie D., *DVO Leitlinie Osteoporose 2014*. 2014.
95. Avdagić S., Barić I., Keser I., Cecić I., Šatalić Z., Bobić J., Gomzi M., *Differences in Peak Bone Density Between Male and Female Students*, in *Archives of Industrial Hygiene and Toxicology*. 2009. p. 79.
96. Nieves J.W., Formica C., Ruffing J., Zion M., Garrett P., Lindsay R., Cosman F., *Males have larger skeletal size and bone mass than females, despite comparable body size*. J Bone Miner Res, 2005. **20**(3): p. 529-535.
97. Wikipedia. *Knochendichtemessung*. 2017 [cited 2017 23.05.2017]; Available from: de.wikipedia.org/wiki/Knochendichtemessung.

98. Fischli S., Ziegler R., *Duale Reihe - Innere Medizin*. 3. überarbeitete Auflage ed. 2013, Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG 792 - 797.
99. Piper W., *Innere Medizin*. 2. überarbeitete Auflage ed. 2007, Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag. 809-812.
100. Pauwels F., *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie*. 1973: Springer.
101. McVeigh J.A., Meiring R., Cimato A., Micklesfield L.K., Oosthuyse T., *Radial bone size and strength indices in male road cyclists, mountain bikers and controls*. Eur J Sport Sci, 2015. **15**(4): p. 332-340.
102. Sibonga J.D., *Spaceflight-induced Bone Loss: Is there an Osteoporosis Risk?* Current Osteoporosis Reports, 2013. **11**(2): p. 92-98.
103. Sibonga J.D., Spector E.R., Johnston S.L., Tarver W.J., *Evaluating Bone Loss in ISS Astronauts*. Aerosp Med Hum Perform, 2015. **86**(12 Suppl): p. A38-44.
104. Cappelleso R., Nicole L., Guido A., Pizzol D., *Spaceflight osteoporosis: current state and future perspective*. Endocr Regul, 2015. **49**(4): p. 231-239.
105. Smith S.M., Heer M., Shackelford L.C., Sibonga J.D., Spatz J., Pietrzyk R.A., Hudson E.K., Zwart S.R., *Bone metabolism and renal stone risk during International Space Station missions*. Bone, 2015. **81**: p. 712-720.
106. Kohri K., Yasui T., Okada A., *Space flight/bedrest immobilization and bone. Urolithiasis formation during space flight and long-term bed rest*. Clin Calcium, 2012. **22**(12): p. 1821-1828.
107. Endo I., Matsumoto T., *Space flight/bedrest immobilization and bone. Bisphosphonate and the loss of bone mineral due to space flight or prolonged bed rest*. Clin Calcium, 2012. **22**(12): p. 1863-1870.
108. Ohshima H., Matsumoto T., *Space flight/bedrest immobilization and bone. Bone metabolism in space flight and long-duration bed rest*. Clin Calcium, 2012. **22**(12): p. 1803-1812.
109. *Abschlussbericht Osteodensitometrie des Gemeinsamen Bundesausschusses*, G. Bundesausschuss, Editor. 2013, Gemeinsamer Bundesausschuss.
110. Wüster C., Gühring T., Sillem M., P. H., *Osteoporosediagnostik*. Gynäkologie + Geburtshilfe, 2003. **3**•2003.
111. Kalender W. A., *Effective Dose Values in Bone Mineral Measurements by Photon*. 1992.
112. Alan D. Brett, Brown J.K., *Quantitative computed tomography and opportunistic bone density screening by dual use of computed tomography scans*. ScienceDirect, 2015.
113. BfS, *Röntgendiagnostik - Nutzen und Risiken*, B.f. Strahlenschutz, Editor. 2016.
114. Kalender W. A., *Effective Dose Values in Bone Mineral Measurements by Photon Absorptiometry and Computed Tomography*. Osteoporosis International, 1992.
115. BfS. *Röntgen - Häufigkeit und Exposition*. 2017 24.03.2017 [cited 2017 04.06.2017]; Available from: <http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>.
116. BfS. *Höhenstrahlung beim Fliegen*. 2017 06.05.2017 [cited 2017 04.06.2017]; Available from: <http://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/luft-boden/flug/flug.html>.
117. BfS. *Wie hoch ist die natürliche Strahlenbelastung in Deutschland?* 2017 08.05.2017 [cited 2017 04.06.2017]; Available from: <http://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/natuerliche-strahlenbelastung/natuerliche-strahlenbelastung.html>.
118. Nagle K.B., Brooks M.A., *A Systematic Review of Bone Health in Cyclists*. Sports Health, 2011. **3**(3): p. 235-243.
119. Warner S.E., Shaw J.M., Dalsky G.P., *Bone mineral density of competitive male mountain and road cyclists*. Bone, 2002. **30**(1): p. 281-286.

120. Nagaraja M., Jo H., *The Role of Mechanical Stimulation in Recovery of Bone Loss—High versus Low Magnitude and Frequency of Force*. Life, 2014. **4**(2): p. 117.
121. Novikov V.E., Oganov V.S., Kabitskaya O.E., Murashko L.M., Naidina V.P., Chernikhova E.A., *Mineral Bone Density and Body Composition in Participants in Experiment Mars-500*. Aviakosm Ekolog Med, 2016. **50**(1): p. 35-38.
122. Rubin C.T., Lanyon L.E., *Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude*. Calcified Tissue International, 1985. **37**(4): p. 411-417.
123. Rubin C.T., Sommerfeldt D.W., Judex S., Qin Y., *Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli*. Drug Discov Today, 2001. **6**(16): p. 848-858.
124. Rubin C.T., Lanyon L.E., *Regulation of bone formation by applied dynamic loads*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(3): p. 397-402.
125. Deodhar A.A., Brabyn J., Jones P.W., Davis M.J., Woolf A.D., *Measurement of hand bone mineral content by dual energy x-ray absorptiometry: development of the method, and its application in normal volunteers and in patients with rheumatoid arthritis*. Ann Rheum Dis, 1994. **53**(10): p. 685-690.
126. Eftekhari-Sadat B., Ghavami M., Toopchizadeh V., Ghahvechi Akbari M., *Wrist bone mineral density utility in diagnosing hip osteoporosis in postmenopausal women*. Ther Adv Endocrinol Metab, 2016. **7**(5-6): p. 207-211.
127. Patel R., Blake G.M., Panayiotou E., Fogelman I., *Clinical evaluation of a phalangeal bone mineral density assessment system*. J Clin Densitom, 2010. **13**(3): p. 292-300.
128. Lee S.Y., Kwon S.S., Kim H.S., Yoo J.H., Kim J., Kim J.Y., Min B.C., Moon S.J., Sung K.H., *Reliability and validity of lower extremity computed tomography as a screening tool for osteoporosis*. Osteoporos Int, 2015. **26**(4): p. 1387-1394.
129. Liu X.S., Cohen A., Shane E., Yin P.T., Stein E.M., Rogers H., Kokolus S.L., McMahon D.J., Lappe J.M., Recker R.R., Lang T., Guo X.E., *Bone density, geometry, microstructure, and stiffness: Relationships between peripheral and central skeletal sites assessed by DXA, HR-pQCT, and cQCT in premenopausal women*. J Bone Miner Res, 2010. **25**(10): p. 2229-2238.
130. Abdelmohsen A.M., *Comparison of Central and Peripheral Bone Mineral Density Measurements in Postmenopausal Women*. J Chiropr Med, 2017. **16**(3): p. 199-203.
131. Salminen H., Saaf M., Ringertz H., Strenger L.E., *Bone mineral density measurement in the calcaneus with DXL: comparison with hip and spine measurements in a cross-sectional study of an elderly female population*. Osteoporos Int, 2005. **16**(5): p. 541-551.
132. Sievanen H., Oja P., Vuori I., *Precision of dual-energy x-ray absorptiometry in determining bone mineral density and content of various skeletal sites*. J Nucl Med, 1992. **33**(6): p. 1137-1142.

Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik zu Tübingen unter Betreuung meines Doktorvaters Professor Dr. Ulf Leichtle durchgeführt.

Die Studienkonzeption erfolgte in Zusammenarbeit mit Professor Dr. Ulf Leichtle, Dr. Philipp Dalheimer, Dr. Katrin Vogt.

Der detaillierte Versuchsaufbau wurde von mir mit Unterstützung durch Dr. Philipp Dalheimer entwickelt, die Datenerhebung erfolgte durch mich und Felix Friederich.

Die statistische Auswertung wurde eigenständig von mir durchgeführt.

Die für die Auswertung der Druckpunktmessung nötigen Auswertungsanwendungen für MATLAB wurden von der Abteilung der Biomechanik der orthopädischen Universitätsklinik Tübingen entwickelt und zur Verfügung gestellt.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig nach Anleitung durch Dr. Philipp Dalheimer verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben. Bei Abbildungen, die nicht mit einer Quellenangabe versehen sind, handelt es sich um selbst angefertigte Fotos oder Screenshots und Grafiken meiner Ergebnisauswertung.

Die Durchsicht und Korrektur erfolgten durch Professor Dr. Ulf Leichtle und Dr. Philipp Dalheimer.

Bonn, den 04.05.2020

Andreas Viedenz

Danksagung

Zunächst bedanke ich mich bei Herrn Professor Dr. U. Leichtle für die Themenauswahl und die Betreuung während meiner Dissertation. Seine Beratung in fachlichen Fragen, zu Konzeption und Durchführung der Datenerhebung und in organisatorischen Belangen hat mir sehr geholfen.

Herrn Professor Dr. N. Wülker danke ich für die freundliche Bereitstellung der Arbeitsmittel und des Arbeitsplatzes in der Abteilung der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen.

Bei den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Biomechaniklabors der Universität Tübingen bedanke ich mich für die Hilfestellung bei der Auswertung der Laufbanddaten mit MATLAB.

Frau A.-K. Münch vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie, Herrn Dr. D. Watolla und Herrn Dr. F. Bausenhardt danke ich für ihre Beratung zu statistischen Fragen.

Ein großer Dank gilt meinem Betreuer Dr. P. Dalheimer, der mir stets bei praktischen und theoretischen Fragen mit viel Engagement zur Seite stand.

Außerdem danke ich Herrn Felix Friederich für die Zusammenarbeit bei der Datenerhebung.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie, die mich während des Studiums und während der Dissertation jederzeit unterstützt und ermutigt hat. Ein großer Dank gilt dabei meinen Eltern, meinen Schwestern und meiner Frau.