

Aus der  
Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen

**Postoperative osteodensitometrische Veränderungen  
des Vorfußes und die Restitution des Gangbildes nach  
einer Hallux Valgus-Operation**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Friederich, Felix

aus Stuttgart

2024

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. C. Walter  
2. Berichterstatter: Professor Dr. I. Ipach

Tag der Disputation: 27.02.2024

## Widmung

*Für meine geliebte Frau Maria*

*Für meinen lieben Sohn: betrachte es als Ansporn, nicht als Maß!*

*Für meine ganze Familie – insbesondere für meine Eltern*

**„Ein guter Anfang braucht Begeisterung, ein gutes Ende Disziplin.“**

# Inhaltsverzeichnis

Widmung.....	3
Abkürzungen .....	7
1. Einleitung.....	8
1.1. Die Anatomie des Vorfußes.....	8
1.2. Die Biodynamik des aufrechten Ganges .....	11
1.2.1. Begriffsklärung .....	12
1.2.2. Untersuchungsmethoden der Ganganalyse.....	12
1.2.3. Gangphasen und wirkende Kräfte.....	15
1.3. Die Pathologie des Hallux Valgus .....	19
1.4. Strategien in der Hallux Valgus-Versorgung .....	21
1.4.1. Ermittlung des Schweregrades.....	21
1.4.2. Konservative versus operative Therapie .....	22
1.4.3. Chevron-Osteotomie .....	24
1.4.4. Basisosteotomie .....	24
1.4.5. Lapidusarthrodese.....	25
1.4.6. Grundgelenksarthrodese.....	25
1.4.7. Weitere Methoden und Leistungsziele .....	25
1.5. Fragestellung.....	26
2. Material und Methode .....	28
2.1. Probanden.....	28
2.1.1 Kriterien und Epidemiologie.....	28
2.1.2 Prozedere .....	28
2.2. Testplan .....	29
2.3. Testapparatur und Versuchsablauf .....	31
2.3.1. Densitometrie.....	31
2.3.2. Laufbandanalyse.....	37
2.4. Datenverarbeitung .....	39
2.4.1. Osteodensitometrische Daten .....	39
2.4.2. Barographische Daten .....	42
2.5. Auswertung .....	45

3.	Ergebnisse .....	46
3.1.	Osteodensitometrische Ergebnisse.....	47
3.1.1.	Datenintegrität.....	48
3.1.2.	Knochendichte des 1. Strahls im beidseitigen Vergleich .....	50
3.1.3.	Konsekutive Zunahme der Knochendichte in Metatarsalia 2-5.....	53
3.1.4.	Knochendichte im postoperativen Verlauf .....	56
3.2.	Barographische Ergebnisse .....	67
3.2.1.	Datenintegrität.....	67
3.2.2.	Analyse der Druckbelastungszonen im Seitenvergleich.....	70
3.2.3.	Analyse der Druckbelastungszonen im zeitlichen Verlauf .....	72
4.	Diskussion.....	76
4.1.	Problemstellung .....	76
4.2.	Testverfahren .....	76
4.2.1.	Osteodensitometrie .....	77
4.2.2.	Pedobarographie.....	81
4.3.	Limitationen dieser Studie .....	82
4.4.	Ergebnisse .....	84
5.	Zusammenfassung.....	87
I.	Quellenverzeichnis .....	90
I.I.	Abbildungsverzeichnis.....	90
I.II.	Tabellenverzeichnis .....	92
I.III.	Literaturverzeichnis.....	93
II.	Erklärung zum Eigenanteil.....	99
III.	Danksagung .....	100



## Abkürzungen

ANOVA	„Analysis of Variance“ – ein Testverfahren der Varianzanalyse
BMC	Knochenmineralgehalt ( <i>Bone Mineral Content</i> ), <i>ausgedrückt in Gramm</i>
BMD	Knochendichte ( <i>Bone Mineral Density</i> ), <i>angegeben in g/cm<sup>2</sup></i>
BOT	Basisosteotomie
CI	Konfidenzintervall
COP	Center of pressure
DIP	Distales Interphalangealgelenk
DMAA	Distale Gelenkflächenwinkel ( <i>Distal Metatarsal Articular Angle</i> )
DXA	Dual-Röntgen-Absorptiometrie
EMG	Elektromyelographie
GRF	Bodenreaktionskraft ( <i>engl.: Ground Reaction Force</i> )
HA	Hallux valgus-Winkel ( <i>Hallux valgus Angle</i> )
IMTA	Intermetatarsalwinkel ( <i>Intermetatarsal Angle</i> )
LWS	Lendenwirbelsäule
MBS	Markerbasierte Systeme ( <i>zur Ganganalyse</i> )
MPP	Mean Peak Pressure
MLS	Markerlose optische Systeme ( <i>zur Ganganalyse</i> )
NOP	Nicht operierter Fuß
PA	Pronationswinkel ( <i>Pronation Angle</i> )
PCO	Proximal Crescentic-Osteotomie
ROI	Region of Interest
SPA	Single-Photon Absorptiometrie
TMT	Tarsometatarsal-Gelenk
VRS	Videorasterstereografiesysteme

# 1. Einleitung

Der Hallux valgus ist mit einer Prävalenz von 23% bei Erwachsenen zwischen 18-65 Jahren und 35.7% bei Personen über 65 Jahren ein regelmäßig vorkommendes Krankheitsbild und stellt die häufigste Vorfußdeformität dar (Nix et al., 2010). Es handelt sich um eine multikausale Erkrankung, die unter anderem hereditär auftreten kann und durch ungünstiges Schuhwerk, insbesondere hochhackige und spitz zulaufende Schuhe, verstärkt werden kann (Wülker et al., 2015, Coughlin and Jones, 2007). Bei der momentanen demografischen Entwicklung in Deutschland weist die Hallux valgus-Deformität eine zunehmende Tendenz auf und wird immer öfter operativ versorgt.

Ziel dieser Dissertation ist es, den postoperativen Rückgang der schmerzbedingten Fehlhaltung des Vorfußes beim Gehen zu analysieren und den Zusammenhang mit der konsekutiven Zunahme der Knochendichte darzustellen. Diese Aspekte werden osteodensitometrisch sowie pedobarographisch untersucht und entsprechend den Zielsetzungen (siehe Kapitel 1.5 „Fragestellung“) analysiert und ausgewertet.

## 1.1. Die Anatomie des Vorfußes

Die Füße des Menschen haben sich im Laufe der Evolution immer neuen Aufgaben und veränderten Belastungen anpassen müssen. Diese Adaptationen lassen sich auch heute noch bei Urvölkern nachweisen, bei denen deutliche ontogenetische Unterschiede entsprechend ihrer vorwiegenden Art der Nahrungsbeschaffung nachweisbar sind (Vivek V. Venkataraman, 2013). Dennoch ist der knöcherne Aufbau der Füße grundlegend gleich. Er umfasst beim Menschen insgesamt 26 Knochen und zwei Sesambeine, akzessorische Fußknochen werden hier nicht berücksichtigt (siehe Abbildung 1)



Abbildung 1: AP-Röntgenbild des rechten Vorfußes

Eingeteilt werden die Füße hierzulande üblicherweise in „Fußwurzel“ mit sieben Knochen und den „Vorfuß“ mit 19 Knochen und zwei Sesambeinen. In der Literatur finden sich jedoch auch andere, ebenfalls mehrsegmentale Fußmodelle. Eine Einteilung in Vor- und Rückfußsegment findet sich beispielsweise bei Hunt und Carson (Hunt et al., 2001, Carson et al., 2001). Andere Publikationen unterscheiden mediale und laterale Vorfußsegmente (Kidder et al., 1996) oder ergänzen ein tarsales Mittelfußsegment (Leardini et al., 1999). Da in den meisten Fällen der Fuß als starres Segment behandelt wird und die Kinematik nicht ausreichend berücksichtigt wird, führten Jenkyn et al. eine weitere Einteilung ein, die hinsichtlich der klinischen Ganganalyse eine stärkere Korrelation zwischen statischen Tests und der dynamischen Fußfunktion ermöglichen soll (Jenkyn and Nicol, 2007). Die vorgenommene Einteilung findet sich in Tabelle 1.

Medialer Vorfuß	Os Metatarsale I und II
Lateraler Vorfuß	Os Metatarsale III, IV, V
Mittelfuß	Fußwurzelknochen (Cuneiforme I, II, III, Kahnbein und Cuboid)
Rückfuß	Os Calcaneus

Tabelle 1: Einteilung der Segmente des Fußes nach Jenkyn und Nicol, 2007

Spätestens seit der Anthropogenese müssen die Füße das gesamte Körpergewicht tragen und so veränderten sich die Hauptaufgaben von einer Halte- und Greiffunktion hin zu einer Stütz- und Gleichgewichtsfunktion (Peter J. Fernández, 2018). Dies setzte unter anderem die Anpassung der aktiven und der passiven Verspannungen des Fußquer- und Längsgewölbes voraus, an denen zahlreiche Muskeln, Bänder und Sehnen beteiligt sind (siehe Tabelle 2).

	Aktive Verspannung	Passive Verspannung
Längsgewölbe	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Musculus flexor hallucis longus</li> <li>• Musculus flexor digitorum longus</li> <li>• Musculus abductor hallucis</li> <li>• Musculus flexor hallucis brevis</li> <li>• Musculus flexor digitorum brevis</li> <li>• Musculus quadratus plantae</li> <li>• M. abductor digiti minimi pedis</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Plantaraponeurose</li> <li>• Ligamentum plantare longum</li> <li>• Ligamentum calcaneonaviculare plantare</li> </ul>
Quergewölbe	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Musculus tibialis posterior</li> <li>• Musculus fibularis longus</li> <li>• Caput transversum des Musculus adductor hallucis</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Plantaraponeurose</li> <li>• Ligamentum metatarsale transversum profundum</li> </ul>

Tabelle 2: Aktive und passive Verspannungen des Quer- und Längsgewölbes des Fußes

Neben der Stütz- und Tragefunktion ist eine weitere wichtige Aufgabe des Fußes, die getragene Last zu steuern, also zu „lenken“, wenn sie bei der Vorwärtsbewegung aus der Standphase nach vorne verlagert wird (Rolian et al., 2009). Somit kommt neben dem Fußgewölbe auch dem ersten Phalanx große Bedeutung zu, denn dessen Funktion und Position sind entscheidende Parameter für die Breite des Vorfußes und dessen richtungsstabilisierende Rolle (Chou et al., 2009, Yavuz et al., 2009). Jedoch tragen nicht – wie früher angenommen – der Metatarsale I und V die Hauptlast, sondern vor allem der zweite bis vierte Mittelfußkopf (Wülker et al., 2015). Zudem grenzt der Grad der Abspreizbarkeit des Phalanx I überwiegend barfußgehende von anderen Bevölkerungsgruppen ab (D'Aoutab et al., 2009).

Eine Korrelation zwischen der Hallux valgus-Deformität und der Pronation des Fußes während des Barfußgehens konnte durch Stoneham et al. gezeigt werden. Mit zunehmendem Hallux valgus-Winkel (HA) stieg pro Grad HA auch der Pronationswinkel (PA) des Fußes um 0,6 Grad. Zudem korrelierte dieser auch mit der maximalen inneren Rotationskraft am Knie, was wiederum ein erhöhtes Verletzungsrisiko für Läufer bedeutet (Stoneham et al., 2020).

## **1.2. Die Biodynamik des aufrechten Ganges**

Der Mensch ist die einzige Spezies der Welt, die dauerhaft aufrecht geht und den aufrechten Gang in seinen grundlegenden biodynamischen Abläufen bereits genetisch determiniert hat (Döderlein, 2015). Der bipedale aufrechte platigrade Gang ist Entwicklungsgeschichtlich einmalig (Forssberg, 1992) und befähigt den Menschen so auch dazu, weitere motorische Fähigkeiten zu entwickeln und er bildet mitunter auch die Grundlage für die Ausbildung einer individuellen Persönlichkeit (Kermoian et al., 2006).

### 1.2.1. Begriffsklärung

Hinsichtlich der Begrifflichkeit muss differenziert werden zwischen dem Begriff „gehen“ (engl. „to walk“) und dem „Gang“ (engl. „gait“). Während der Begriff des *Gehens* einen sich wiederholenden Prozess der Bewegung der Gliedmaßen mit dem Ziel der Fortbewegung und der Aufrechthaltung des Rumpfes beschreibt, definiert der Begriff *Gang* den physiologischen oder pathophysiologischen Prozess des *Gehens* hinsichtlich des Musters und verschiedener Parameter wie Schrittlänge und -frequenz, Gehgeschwindigkeit, Gewichtsbelastung, Gelenkwinkel, auf die Gelenke einwirkende Kräfte, Muskelaktivität und Energieverbrauch (Coutts, 1999). Während das *Gehen* durch verschiedene Faktoren wie Verletzungen oder Schmerzen zeitweise verändert sein kann, aber auch durch Emotionen beeinflusst wird (Destephe et al., 2013), soll die Ganganalyse eine möglichst objektive Messung der verschiedenen Parameter des interindividuellen Gangbildes gewährleisten und wird daher unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen durchgeführt.

### 1.2.2. Untersuchungsmethoden der Ganganalyse

Zur Erfassung und konsekutiven Analyse des Gangbildes als entscheidender Anteil der Bewegungsanalyse finden verschiedene Verfahren Anwendung.

Die *Kinematischen Methoden* umfassen alle fotografischen Verfahren mittels derer ein Bewegungsablauf aufgezeichnet werden kann und deren Ursprung sich bereits Ende des 19. Jahrhunderts in Form erster chronofotografische Aufnahmen etablierte. Die Erfassung der Bewegung erfolgte hierbei noch durch das von E. J. Marey (1830–1904) entwickelte Verfahren der Stroboskop-assistierten Einzelaufnahmen und wurde später durch einfache Filmaufnahmen ersetzt. Aufgrund der zu dieser Zeit noch fehlenden Möglichkeit zur Digitalisierung blieb die Auswertung sehr aufwendig. Erst in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts konnten die Auswertungen zum Beispiel mittels der *Marker-basierten Analyse (MBS)* automatisiert werden. Bei der MBS bekommt der

Proband an anatomisch definierten Stellen des Körpers kleine, reflektierende Kugeln fixiert, welche während des Gehens von mindestens zwei ortsständigen Infrarotkameras stets beobachtet werden können. Somit lässt sich die Position im Raum dreidimensional ermitteln. Eine Schwäche dieser Methode ist es, dass sich die Haut – im Gegensatz zu Knochen oder Gelenken – bei Bewegung verschiebt und es so zu Fehlberechnungen unter anderem der Bewegungsvektoren kommen kann (Oppelt et al., 2020).

Eine weitere Methode zur Ganganalyse ist die *Videoanalyse auf dem Laufband*. Grobe motorische Defizite oder Gangvariationen können so schnell erkannt werden und anhand von Zeitlupe oder Standbildern entsprechend definierten Analyseprotokollen hinsichtlich unter anderem der Gelenkposition bzw. -winkel in verschiedenen Ebenen auch detailliert ausgewertet werden. Dieses Verfahren kann auch als Kontrollinstanz automatisierter Bewegungsanalysen verwendet werden. Eine Schwäche dieses Verfahrens ist es, dass sich das Gangbild auf freier Strecke von dem auf einem Laufband unterscheidet (Ludwig O., 2012).

Durch den immer schneller werdenden technologischen Fortschritt wurden seit Anfang des 21. Jahrhunderts zunehmend mehr Verfahren entwickelt, welche immer einfacher und schneller zuverlässigere Daten erfassen konnten. Neben *Videorasterstereografiesystemen (VRS)*, bei denen ein spezielles Kamerasystem zur Untersuchung der statischen und dynamischen Körperhaltung mittels auf die Hautoberfläche des zu untersuchenden Körpers projizierten Licht-Schatten-Linienraster und der relativen Veränderungen der Linien auf den darunter liegenden Strukturen zum Einsatz kommt und an dieser Stelle nur vollständigheitshalber erwähnt werden soll da sie für die klassische Bewegungsanalyse mit kinematischer und kinetischer Auswertung (insbesondere der Extremitäten) wenig geeignet ist, scheint insbesondere das Verfahren der *Silhouettenverfolgung* zukunftssträftig. Hierbei findet ein *markerloses Verfahren* Anwendung, welches aus zweidimensionalen Videoaufnahmen ein dreidimensionales Bild eines Körpers errechnen kann. Es kommen mehrere kalibrierte, ansonsten aber konventionelle Videokameras zum Einsatz, welche aus verschiedenen

Blickwinkeln aufzeichnen (Luo et al., 2014). Die relativen Bewegungen zueinander und im Raum können bei dieser Methode in allen Ebenen erfasst werden. Diese virtuelle Technologie wurde ursprünglich für die Computerspiele- und Kinoindustrie entwickelt und wird auch im Rahmen verschiedener Medienverarbeitungsprozesse angewendet (beispielsweise zur Spielanalyse bei Fußballübertragungen). Für quantifizierte Messungen wird sie im wissenschaftlichen und klinischen Kontext zunehmend etabliert (Ceseracciu et al., 2014).

Die *Kinetischen Methoden* befassen sich mit den Kräften, die während des aktiven Gangs wirken. Eine wichtige Säule der kinetischen Ganganalyse ist die Pedobarographie, bei der die Reaktionskraft (Gegenkraft) des Bodens auf die beim Auftreten des Fußes übertragene Kraft gemessen wird, und welche auch im Rahmen dieser Dissertation zur prä- und postoperativen Vergleichsmessung der Druckpunkte beim Hallux valgus-Fuß angewendet wurde. Details zu diesem Verfahren werden im Kapitel 1.2.3 „Gangphasen und wirkende Kräfte“ näher erläutert. Es sei an dieser Stelle jedoch erwähnt, dass sich die Pedobarographie nicht nur auf die Bestimmung der Bodenreaktionskräfte beschränkt, sondern sich durch die Kombination von anthropometrischen Informationen, kinetischen Daten und kinematischen Parametern auch Rückschlüsse auf die Gelenkbewegungen und die mechanische Leistung der Gelenke erfassen lassen (Baker, 2013).

Weitere, auch ergänzende Verfahren zur Messung der Kräfte sind *Elektromyografische (EMG) Methoden*. Das EMG zeichnet die Muskelaktivitäten im Stand (statisch) und während der Bewegung (dynamisch) synchron auf. Durch die Ermittlung unter anderem der Dauer der Innervation kann der physiologische oder pathologische Einfluss der Muskulatur auf Kinematik und Kinetik bestimmt werden. Hierzu werden Elektroden auf der Haut über dem betreffenden Muskel befestigt, die Aktionspotentiale der aktiven Muskelfasern gemessen und ein Summenpotential ermittelt, das in seiner Stärke von der Anzahl der aktivierten Muskelfasern und deren Entfernung von der Elektrode abhängig ist, wobei die qualitativ gemessene Stärke des Signals nicht besonders aussagekräftig ist, jedoch durch Schwellenwertbestimmung für

das EMG-Signal dennoch quantitativ wichtige Informationen für die Ganganalyse liefern kann (Kirtley, 2006).

Abschließend seien noch die *Inertialsensor-basierten Methoden* erwähnt. Inertialsensoren sind hochpräzise Trägheitssensoren mit denen geringste Lageabweichungen in der Größenordnung von Mikrometern und Millimeter erfasst werden können. Sie können verschiedene physikalische Größen messen wie Neigung, Vibration und Beschleunigung (Caldas et al., 2017). Die Nutzung von Inertialsensoren zur Messung von menschlichen Bewegungen bietet eine kostengünstige Alternative zu gängigen markerbasierten Messverfahren und können aufgrund der kompakten Bauweise zudem für portable Systeme verwendet werden. Durch ihre flexible Einsetzbarkeit können zukünftig neue Anwendungsbereiche der Bewegungsanalyse erschlossen werden. Die Praktikabilität für die Anwendung im klinischen Umfeld unter Verwendung geeigneter Auswertungsmethoden der instrumentellen Ganganalyse konnte bereits nachgewiesen werden (Jürgens, 2016).

### 1.2.3. Gangphasen und wirkende Kräfte

Der „normale Gang“ besteht aus sich wiederholenden Gangzyklen. Ein solcher Zyklus besteht aus einer Doppelschrittlänge (engl.: „stride length“) und umfasst eine Stand- und eine Schwungphase. Ein Zyklus beginnt mit dem ersten Kontakt des betrachteten Fußes mit dem Boden und endet nach der Stand- und der Schwungphase wieder an gleicher Position. Diese Phasen werden gemäß eines weltweit genutzten und von dem in Kalifornien ansässigen *Rancho Los Amigos Medical Rehabilitation Center* entwickelten Systems eingeteilt (Perry and Burnfield, 2010) und werden in der folgenden Tabellen dargestellt und beschrieben.

Phase	Bedeutung	Übersetzung	Illustration
IC	Initial Contact	Anfangskontakt	
LR	Loading Response	Belastungsübernahme	
MSt	Mid Stance (early/ mid/ late)	Mittlere Standphase (oft nochmals unterteilt in frühe und späte mittlere Standphase)	
TSt	Terminal Stance	Standphasenende	
Psw	Pre Swing	Schwungphasenvorbereitung	
ISw	Initial Swing	Schwungphasenbeginn	
Msw	Mid Swing	Mittlere Schwungphase	
Tsw	Terminal Swing	Schwungphasenende	

Tabelle 3: Stand- (grau) und Schwungphase (blau) nach Perry und Burnfield, 2010. Teil 1: Begriffe und Illustration

Phase	Zeitspanne	Beschreibung	Funktion
IC	0%	Erster Fußkontakt	- Gewichtsübernahme - Vorbereitung auf Stoßdämpfung
LR	0-12%	Erster Fußkontakt bis Abheben des kontralateralen Beins	- Gewichtsübernahme - Stoßdämpfung
MSt	12-31%	Abheben des kontralateralen Beins bis Fersenabhebung am Referenzbein	- Stabilität
TSt	31-50%	Fersenabhebung Referenzbein bis Anfangskontakt des kontralateralen Beins	- Stabilität
PSw	50-62%	Anfangskontakt der kontralateralen Seite bis letzter Fußkontakt Referenzbein	- Vorbereitung Schwungphase
ISw	62-75%	Nach letztem Bodenkontakt bis Überholung des Standbeins	- Schwungbein-Vorwärtsbewegung
Msw	75-87%	Überholung des Standbeins bis Tibia des Schwungbeins vertikal zum Boden steht	- Schwungbein-Vorwärtsbewegung
Tsw	87-100%	Tibia steht vertikal bis erneuter Anfangskontakt	- Schwungbein- Vorwärtsbewegung - Vorbereitung für Standphase

Tabelle 4: Stand- (grau) und Schwungphase (blau) nach Perry und Burnfield, 2010. Teil 2: Beschreibung

Es können eine Vielzahl an Parametern gemessen und verglichen werden. Hinsichtlich des Ziels dieser Arbeit, den postoperativen im Vergleich zum präoperativen Unterschied der Belastung des Hallux valgus-Fußes zu untersuchen, sind jedoch nur bestimmte Parameter relevant und beschränken sich auf die Standphase.

Üblicherweise werden bei der Ganganalyse spatiotemporale Parameter – auch Zeit-Distanz Parametern genannt – gemessen, welche die Gehgeschwindigkeit, die Schritt- bzw. Doppelschrittlänge, die Schrittfrequenz und die Spurbreite umfassen. Diese werden beim *freien Gehen* ermittelt und sind interindividuell unterschiedlich (Bisi and Stagni, 2016, Grobe et al., 2017). Auch hinsichtlich der Druckverteilung gibt es Unterschiede (Rosenbaum and Becker, 1997), wobei der größte Einflussfaktor an

dieser Stelle weder das Gewicht noch das Geschlecht, sondern vor allem das Alter darstellt (Machado et al., 2016).

Neben diesen spatiotemporalen Parametern werden auch kinetische Parameter erfasst, welche die wirkenden Kräfte und resultierenden Momente umfassen. In der Physik und vor allem in der Biomechanik wird die sogenannte Bodenreaktionskraft (engl.: „Ground Reaction Force“ (GRF)) als die Kraft gemessen, die ein Körper auf den Boden ausübt, wenn er ihn berührt (*Aktionskraft*). Im bewegungslosen Stillstand entspricht diese Kraft dem Körpergewicht. Eine gleich große Gegenkraft übt dabei der Boden auf den Körper aus (*Reaktionskraft*). Der Begriff „Reaktion“ leitet sich aus dem 3. Newtonschen Gesetz ab, das im Wesentlichen besagt, dass ein Körper, dessen Kraft (*Aktion*) auf ein anderes Objekt wirkt, auch immer eine Reaktion, also eine identisch große Gegenkraft, erfährt (Fließbach, 2014). Bei Bewegung kommen noch andere Vektoren hinzu, wobei neben der zuvor genannten, vertikalen Bodenreaktionskraft auch horizontale Bodenreaktionskräfte wirken. Diese können beim Gehen in anterior-posteriorer und medio-lateraler Wirkrichtung analysiert und auch als Reibungskräfte bezeichnet werden. Den Punkt, an dem die bei Bewegung angreifenden Kräfte wirken, nennt man auch Massenschwerpunkt (engl.: „Center of Mass“ (COM)) und muss bei einem Körper nicht zwingend im Inneren liegen (Vint, 2003). Der Kraftangriffspunkt der Bodenreaktionskraft am Fuß nennt man hingegen Center of Pressure (COP). Dieser ist kein statischer Punkt, sondern bewegt sich beim Abrollen des Fußes von der Ferse (Anfangskontakt) zur Fußspitze und befindet sich beim Übergang der Stand- in die Schwungphase im Bereich der Zehen. Der Verlauf COP kann als Linie dargestellt werden und ist in der Ganganalyse ein entscheidender Messwert (Benda et al., 1994).

Allgemein ist festzustellen, dass jede Bewegung zu jeder Zeit durch verschiedene Kräfte beeinflusst wird. Die Schwer-, Beschleunigungs-, Reibungs- und Rotationskräfte, sowie die entsprechenden Reaktionskräfte wirken auf die einzelnen Bereiche des Körpers und erfordern für sichere und koordinierte Bewegung ein Zusammenspiel aus Muskelarbeit und gelenkstabilisierenden Faktoren, wie zum Beispiel Kapseln und Bänder (Dicharry, 2010).

### 1.3. Die Pathologie des Hallux Valgus

Bedingt durch schwaches Bindegewebe und häufig in Verbindung mit falschem Schuhwerk kommt es oft schon bei jungen Patienten, mehrheitlich Frauen, zu einer Lateralisierung des distalen ersten Strahls meist in Verbindung mit einer Medialisierung des Os metatarsale I, auch *Metatarsus primus varus* genannt (Wülker et al., 2015). Der daraus resultierende „Ballen“ führt dann zu einer klinischen Symptomatik. Die Progredienz des Hallux valgus erklärt sich hauptsächlich durch zwei Aspekte. Zunächst wird bei Beschwerdefreiheit die bereits sichtbare Fehlstellung seitens des Patienten erst einmal ignoriert. Entwickelt sich dann im Verlauf eine ausgeprägte Fehlstellung mit Schmerzen, so wird zwar auf besseres Schuhwerk umgestiegen, jedoch ist die Binnenstruktur des betroffenen Fußes in aller Regel schon so verändert, dass sich der Hallux valgus im Sinne eines *circulus vitiosus* selbst unterhält. Das liegt vor allem an der veränderten Lage und Zugrichtung der Sehnen. So sorgt der funktionell immer kürzer werdende *Musculus adductor hallucis brevis* mit dem *Caput transversum* (in Abbildung 2 mit „I“ markiert) und dem *Caput obliquum* („II“) für eine weitere Lateralisierung der Basis der proximalen Phalanx und der konsekutiven medialen Verdrängung des *Caput Os Metatarsale I* (rote Pfeile). Zudem kommt es zu einer Verlagerung des *Musculus abductor hallucis* („IV“) mit den Sesambeinen nach lateral, wodurch dieser zum *Adduktor* wird. Zeitgleich erhöht sich die Zugkraft des *Musculus flexor hallucis longus* und des *Musculus extensor hallucis longus* („III“). Durch diesen erhöhten Zug in Richtung der Fußwurzel wird das Fußgewölbe geschwächt und gleichzeitig die Fehlstellung verstärkt (Schünke et al., 2018).

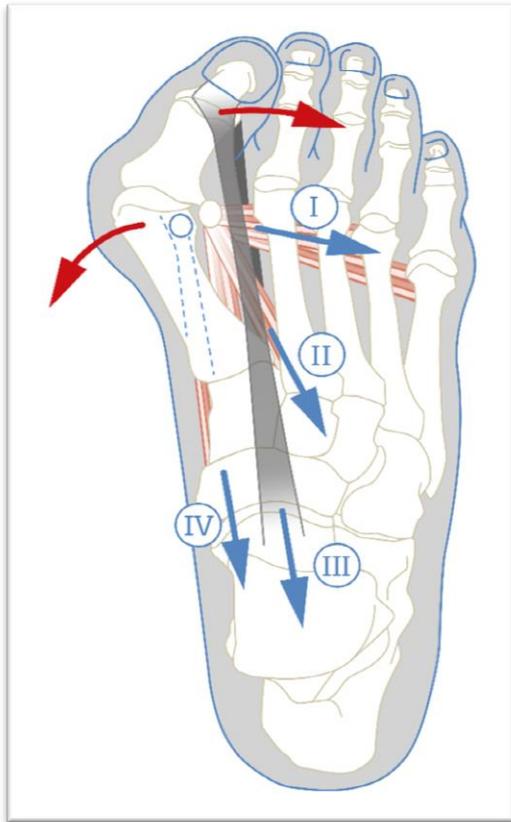


Abbildung 2: Pathogenese Hallux valgus (Beschriftung siehe Text)

Beim normalen Gang beginnt der Abrollvorgang des Fußes mit dem Fersenkontakt (Details werden in Kapitel 1.2.3 „Gangphasen und wirkende Kräfte“ beschrieben) und wird über den lateralen Fußrand fortgesetzt. Es folgt von lateral nach medial nacheinander die Belastung über die Metatarsalia V bis I. Das Os metatarsale III wird beim gesunden Fuß dabei stärker belastet als das Os metatarsalia I und V (Hennig and Milani, 1993). Der Abrollvorgang wird abgeschlossen mit dem Abheben der Zehenspitzen, wobei der 1. Strahl als letzter Kontakt zum Untergrund hat.

Aufgrund der oben genannten Veränderungen durch den Hallux valgus verändert sich jedoch die Belastung beim physiologischen Gangbild (Koller et al., 2014), welche sich unter anderem durch eine Verlagerung vom distalen 1. Strahl in Richtung des Fußgewölbes äußert (Waldecker, 2002). Es ließ sich hier nicht nur eine antero-posteriore Verlagerung, sondern ebenso eine Lateralisierung nachweisen (Yavuz et al., 2009).

## 1.4. Strategien in der Hallux Valgus-Versorgung

### 1.4.1. Ermittlung des Schweregrades

Ein Hallux valgus kann grundlegend auf zwei verschiedenen Wegen behandelt werden, konservativ oder operativ. Wird die Diagnose „Hallux valgus“ gestellt, sollte durch den untersuchenden Orthopäden der Schweregrad ermittelt werden (Waizy et al., 2019). Dazu ist eine dorso-plantare Röntgenaufnahme des Vorfußes unter Belastung erforderlich (siehe Abbildung 3), anhand welcher die Einteilung in drei Schweregrade vorgenommen wird (siehe Tabelle 5). Für die Einteilung sind folgende Parameter entscheidend: der *Intermetatarsalwinkel* (IMTA) zwischen Metatarsale I und II (in Abbildung 3 rot markiert), der bis  $10^\circ$  als normwertig gilt, und der *Hallux valgus-Winkel* (HA) zwischen Grundphalanx und Metatarsale I (in Abbildung 3 grün markiert), der bis  $20^\circ$  als normwertig gilt (Gurney et al., 2009). Für eine Chevron-Osteotomie (siehe Kapitel 1.4.3) ist zudem der *distale Gelenkflächenwinkel* (DMAA) maßgebend.

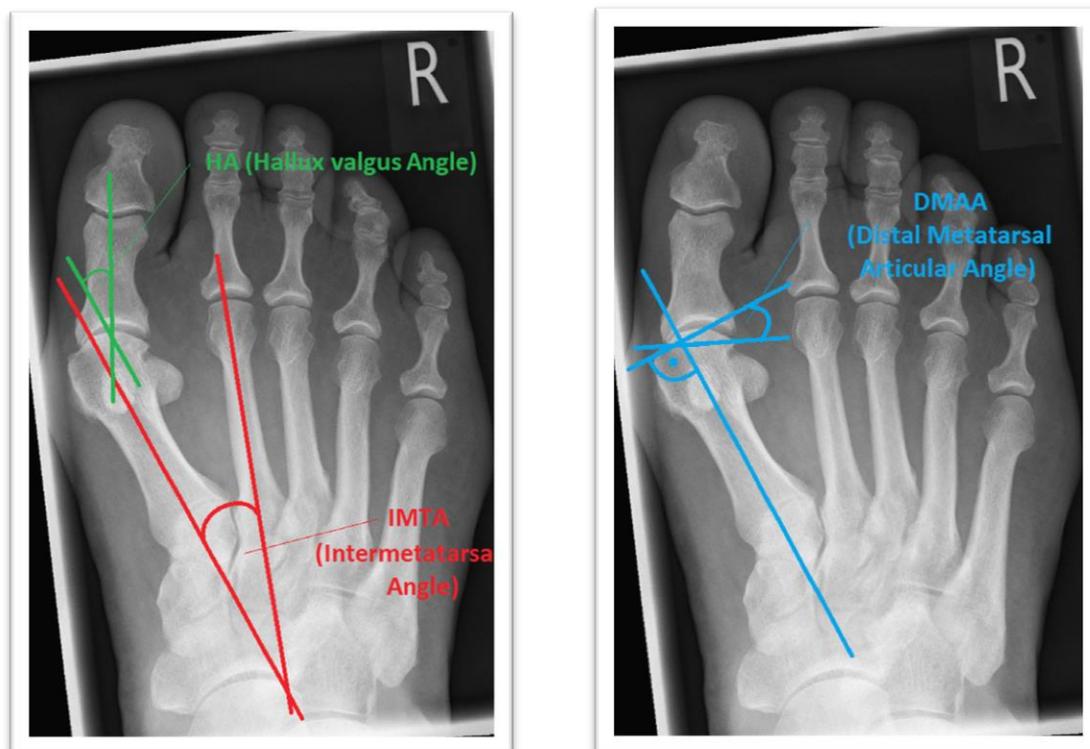


Abbildung 3: Dorso-plantare Röntgenaufnahme mit eingezeichnetem IMTA und HA (links) und DMAA (rechts)

	Mild	Moderat	Schwer
Intermetatarsaler Winkel (IMTA)	11 – 15°	16 – 20°	> 20°
Hallux valgus-Winkel (HA)	21 – 30°	31 – 40°	> 40°

Tabelle 5: Schweregradeinteilung des Hallux valgus (Trnka et al., 2000)

Diese Einteilung dient in erster Linie nur der Befunderfassung und der späteren Verlaufsbeobachtung. Eine Operationsindikation kann aus der Schweregradeinteilung nicht abgeleitet werden, diese resultiert aus der Symptomatik und des subjektiven Leidensdrucks.

#### 1.4.2. Konservative versus operative Therapie

Ein früh erkannter Hallux valgus kann zunächst auch nur konservativ behandelt werden. Gängige Methoden sind unter anderem die Physiotherapie, die Anlage einer Spreizzehe, die Verwendung von Schuheinlagen, weite und gepolsterte Schuhe sowie das Kinesiotaping, für das schon nach wenigen Tagen eine signifikante Schmerzreduzierung nachgewiesen wurde (Karabicak GO, 2015). Die konservative Therapie kann jedoch nur die Beschwerden lindern, eine dauerhafte Stellungskorrektur ist hingegen ausschließlich durch eine operative Korrektur zu gewährleisten (Wülker et al., 2015, Stukenborg-Colsman et al., 2017). Diese sollte erwogen werden, wenn die Schmerzen regelmäßig und in zunehmend belastendem Umfang auftreten. Hierfür ist es nicht entscheidend, dass der Schmerz dauerhaft in der Großzehe lokalisiert ist, sondern vielmehr, dass die Schmerzen in Zusammenhang mit einer Hallux valgus-Deformität stehen. So können die Beschwerden zunächst zum Beispiel auch nur im Bereich der kleinen Zehen lokalisiert sein. Häufiger kommt es jedoch, auch bedingt durch eine Atrophie des plantaren Fettgewebes mit zunehmendem Alter, zu einer Beschwerdepogredienz unter den Mittelfußköpfen II bis IV, im Sinne einer Transfermetatarsalgie.

Insgesamt hat sich die chirurgische Versorgung der Hallux Valgus-Deformität in den letzten Jahren deutlich verbessert und zeigt bei rückläufigen postoperativen Ausfallzeiten und auf Lebenszeit stabilen Korrekturergebnissen ein hohes Maß an Patientenzufriedenheit (Dujela et al., 2022).

Die unterschiedlichen Operationstechniken können anhand der Lokalisation eingeteilt werden (siehe Abbildung 4). Die häufigsten Methoden werden nachfolgend vorgestellt.

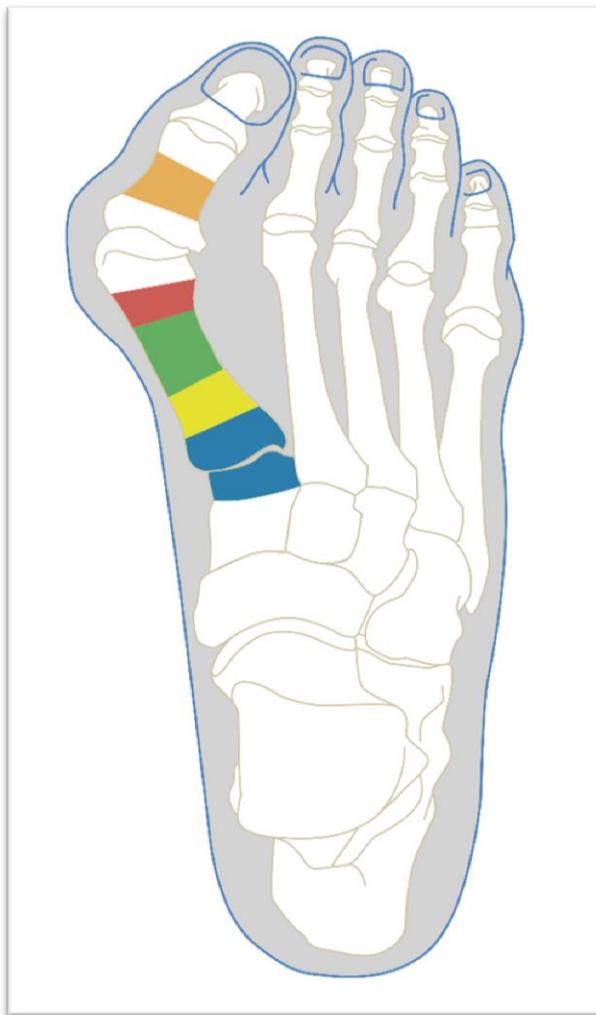


Abbildung 4: verschiedene Lokalisationen der Hallux valgus-Operationen: am Großzehengrundglied (orange), retrokapital (rot), diaphysär (grün), proximal (gelb) und im Talo-Metatarsalgelenk 1 (TMT 1, in blau).

### 1.4.3. Chevron-Osteotomie

Die Chevron-Osteotomie wird in der Regel bei milden bis moderaten Fällen von Hallux valgus angewendet. Das Verfahren beinhaltet die Durchführung einer knöchernen Schnittführung (Osteotomie) im Bereich des ersten Mittelfußknochens, um die Großzehe in die richtige Position zu bringen. Die Schnittführung ähnelt einem umgedrehten "V" oder einem Chevron-Muster, daher der Name der Operation.

Während der Operation wird der Knochen im Bereich des Großzehengrundgelenks durchtrennt und neu ausgerichtet, um den Winkel zwischen dem ersten Mittelfußknochen und dem Großzeh zu korrigieren. Der Knochen wird dann mit speziellen Schrauben oder Draht fixiert, um die Stabilität zu gewährleisten und eine ordnungsgemäße Heilung zu ermöglichen.

Die Chevron-Osteotomie hat mehrere Vorteile. Sie erlaubt eine präzise Korrektur der Fehlstellung, reduziert den Winkel zwischen dem ersten Mittelfußknochen und dem Großzeh und verbessert dadurch die Funktion des Großzehengrundgelenks. Zudem bietet sie eine primäre Stabilität, die eine sofortige Belastung des Fußes nach der Operation ermöglicht und gewährleistet eine schnellere Genesung im Vergleich zu umfangreicheren chirurgischen Eingriffen.

### 1.4.4. Basisosteotomie

Die Basisosteotomie (BOT) findet vor allem bei ausgeprägten Befunden mit großem HA und großem IMTA Anwendung. Durch die Entfernung eines kleinen Knochenkeils im Bereich der Basis bietet dieses Verfahren großes Korrekturpotential. Die Fixierung kann durch verschiedene Methoden erfolgen, einschließlich Schrauben, Drähten oder Platten. Die Wahl der Fixationsmethode hängt von verschiedenen Faktoren ab, unter anderem der Schwere der Deformität. Das eingebrachte Material kann nach 12 Monaten entfernt werden.

#### 1.4.5. Lapidusarthrodese

Liegt ein ausgeprägter Hallux valgus mit instabilem Tarsometatarsal-I-Gelenk (TMT) vor, kann eine Lapidusarthrodese indiziert sein. Hierbei wird das TMT-1-Gelenk entknorpelt oder im Os cuneiforme I eine nach lateral offene Keilosteotomie zur Korrektur des Intermetatarsalwinkels durchgeführt. Die Osteosynthese erfolgt mittels winkelstabiler Platten und zumeist Zugschraube. Der Abrollvorgang des Fußes wird durch eine TMT-Versteifung nicht beeinträchtigt. Bei der Lapidusarthrodese kann eine Korrektur des proximalen Gelenkflächenwinkels (PASA) des Großzehengrundgelenkkopfes ebenso wie eine Akin-Osteotomie notwendig werden. Vorrangiges Ziel ist es, eine komplette achsgerechte Korrektur zu erreichen.

#### 1.4.6. Grundgelenksarthrodese

Die Grundgelenksarthrodese wird angewendet, wenn andere konservative und operative Behandlungsmethoden nicht erfolgreich waren oder bei schweren Fällen von Hallux valgus. Durch die Versteifung des Großzehengrundgelenks kommt es im Gegensatz zur Lapidusarthrodese zu einer Einschränkung der Beweglichkeit des Großzehs, welcher postoperativ nicht mehr aktiv gebeugt oder gestreckt werden kann. Dies kann Auswirkungen auf das Gehen und andere Aktivitäten haben und sollte daher nicht als primäre Operationstechnik angewendet werden.

#### 1.4.7. Weitere Methoden und Leistungsziele

Es gibt eine ganze Reihe weiterer Operationstechniken, die im Laufe der Zeit etabliert und modifiziert wurden und auch zukünftig weiterentwickelt werden. Eine abschließende Auflistung und Beschreibung ist an dieser Stelle nicht sinnvoll, daher wurden - neben der Lapidusarthrodese, welche nur in Ergänzung zur Grundgelenksarthrodese vollständigheitshalber erwähnt wurde – nur Verfahren beschrieben, welche bei den Probanden Anwendung fanden.

Es sei aber erwähnt, dass durch die neueren und modifizierten Methoden im Gegensatz zu den gelenkopfernden älteren Operationsmethoden, beispielsweise nach Keller-Brandes, funktionell bessere Ergebnisse bei der Behandlung des Hallux valgus durch Erhaltung des Metatarsophalangealgelenkes (MTP I) erreicht werden. Die Erhaltung des Metatarsophalangealgelenkes stellt ein neues Leistungsziel bei der operativen Behandlung des Hallux valgus dar.

## 1.5. Fragestellung

Viele Studien betrachten den Nutzen dieser Operationen vor allem in Hinblick auf das subjektive Empfinden der betroffenen Patienten (Korwin-Kochanowska et al., 2020, Abdalbary, 2018, Chen et al., 2016). Einige beschäftigen sich auch mit den Veränderungen der Bewegung und des Gangbildes nach spezifischen Hallux valgus-Operationen (Xiang et al., 2022, Moerenhout et al., 2019, Canseco et al., 2012). Bisher keine andere Studie beschäftigte sich mit der mittels *Dual-Röntgen-Absorptiometrie* (DXA) analysierten osteodensitometrischen Entwicklung der Füße nach Hallux valgus-Operationen.

Diese Arbeit wird sich nicht mit den subjektiven Eindrücken, sondern mit den objektiven Parametern beschäftigen und wird die präoperativ mit den postoperativ erfassten Daten sowohl der Knochendichte als auch der schmerzbedingten Fehlbelastung des Vorfußes vergleichen. Dazu wurden insgesamt 524 osteodensitometrische Messungen (mit 2758 erfassten Messwerten) und 148 Laufbandanalysen an 46 Probanden durchgeführt und ausgewertet. Das Patientenkollektiv war zwischen 20 und 75 Jahren alt. Die angewandten OP-Techniken beschränken sich auf die Chevron-Osteotomien bei leichtgradigen, die Basisosteotomien bei höhergradigen Deformitäten und die Grundgelenksarthrodese bei schweren Deformitäten in Verbindung mit arthrotischen Veränderungen.

Eingeschlossen wurden in die Messungen ausschließlich Patienten, die aufgrund der teils starken Schmerzen bei Belastung eine Operation wünschten.

Die zentrale Annahme dieser Studie ist es, dass Patienten im Verlauf der progredienten Erkrankung Schonhaltungen entwickelt haben (Waldecker, 2002), die den Schmerz in alltäglichen Situationen und bei gewöhnlichen Belastungen möglichst stark reduzieren sollen. Diese Schonhaltungen dürften sich in zwei Aspekten äußern: zum einen nimmt die Knochendichte bei verminderter Belastung über längere Zeit ab (Koller et al., 2014), zum anderen ändern sich die Belastungszonen der Fußfläche im Gang (Yavuz et al., 2009, Waldecker, 2002).

Vor Beginn dieser prospektiven Studie wurden folgende Fragestellungen formuliert:

- I) Der Strahl und die Basis des Digitus I des Hallux valgus-Zehs werden schmerzbedingt weniger belastet und weisen somit erwartungsgemäß eine reduzierte Knochendichte auf.
- II) Eine schmerzbedingte Verlagerung der Belastung auf die lateralen Digiti lässt sich durch - im Verhältnis zum nichtoperierten Fuß – erhöhte Knochendichte osteodensitometrisch nachweisen.
- III) Ebenso können die Folgen dieser unbewussten Verlagerung in den Laufbandanalysen gezeigt werden.
- IV) Die operative Versorgung des Hallux valgus führt zu einer Zunahme der Knochendichte im Bereich des Strahls und der Basis des betroffenen Digitus I.
- V) Die Tendenz zur Egalisierung des Gangbildes des operierten und des nichtoperierten Fußes lässt sich in der Laufbandanalyse nach 6 Monaten nachweisen.

## 2. Material und Methode

### 2.1. Probanden

#### 2.1.1 Kriterien und Epidemiologie

Die Auswahl geeigneter Testpersonen erfolgte aus einem vorselektierten Patientengut. Für die Studie kamen nur symptomatische Patienten mit OP-Indikation infrage. Patienten, die sich nur zur Abklärung in der Ambulanz vorstellten und letztlich zwar Beschwerden hatten, bei denen jedoch keine OP-Indikation festgestellt wurde, durften aufgrund des Ethikvotums, hinsichtlich des Einsatzes von Röntgenstrahlung, nicht in die Studie eingeschlossen werden.

#### 2.1.2 Prozedere

Zur Rekrutierung der Probanden wurde mehrmals wöchentlich der OP-Plan der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen nach entsprechenden und bereits geplanten Operationen durchsucht. Stand eine infrage kommende Operation bevor, wurden die Patienten zeitnah kontaktiert. Es erfolgte eine persönliche Vorstellung und eine detaillierte Beschreibung der Studie und des Ablaufs. Zudem wurden Fragen zur Anamnese und zum subjektiven Empfinden gestellt, mit dem Ziel, die Eignung des Patienten als Probanden zu ermitteln. Bei vollständiger Eignung und Interesse seitens des Patienten erfolgte zudem eine ausführliche Aufklärung, unter anderem über die Verwendung der Daten und über die eingesetzte Röntgenstrahlung im Rahmen der Knochendichtemessung. Eine Kopie der schriftlichen Aufklärung und Beschreibung der Studie erhielt der Proband für seine privaten Unterlagen, das unterschriebene Original wurde durch den studienbetreuenden Arzt gegengezeichnet und sicher in seinem Büro aufbewahrt.

Anschließend erfolgten die Messung gemäß dem Testplan, beginnend mit der präoperativen Knochendichtemessung und der ersten Laufbandanalyse.

## 2.2. Testplan

Um die objektive Vergleichbarkeit der erfassten Daten optimal gewährleisten zu können, wurden die einzelnen Messungen unter identischen Bedingungen durchgeführt. Dafür wurde zunächst ein Testplan erstellt, der einen reibungslosen Ablauf ermöglichte und die genauen zeitlichen Bedingungen für die einzelnen Tests vorgab.

Die präoperative Messung bestand aus insgesamt fünf Knochendichtemessungen und zwei Laufbandanalysen (die verwendeten Geräte und der detaillierte Testaufbau werden in den Kapiteln 2.3.1 „Densitometrie“ und 2.3.2 „Laufbandanalyse“ genau beschrieben).

Für die Knochendichtemessung wurde zunächst jeweils unter standardisierten Bedingungen eine Aufnahme der Lendenwirbelsäule als Referenzwert für die individuelle Knochendichte des Patienten gemacht (siehe Abbildung 5).



Abbildung 5: Densitometer mit Patienten und Würfel

Anschließend wurde der Patient umgelagert und es erfolgten jeweils zwei Messungen der Knochendichte des Vorfußes rechts bzw. links (siehe Abbildung 6).



Abbildung 6: Messung des rechten Fußes

Zuletzt erfolgte die Ganganalyse mittels einer pedobarographischen Messung auf einem speziellen Laufband und der Videodokumentation des Gangbildes mittels einer mit dem System gekoppelten Videokamera.



Abbildung 7: Laufband mit Druckmessplatte (rechts), Auswertungseinheit (links) und Kamera (vorne)

Nach zwei aufeinanderfolgenden Messungen, deren detaillierter Ablauf in Kapitel 2.3 „Testapparatur und Versuchsablauf“ geschildert werden, war die Eingangsuntersuchung abgeschlossen.

Die postoperative Messung erfolgte, je nach subjektivem Befinden des Patienten, einen beziehungsweise zwei Tage nach der Operation. Hierzu wurde der Proband im Rollstuhl von der Station abgeholt und ins Testlabor gefahren. Dort wurden zwei Messungen des operierten Fußes unter den oben genannten Standardbedingungen und unter Berücksichtigung des postoperativen Allgemeinzustands der Probanden durchgeführt und dieser anschließend wieder persönlich auf die Station gebracht.

Auch die späteren Kontrollen erfolgten nach dem beschriebenen Standardablauf, mit dem einzigen Unterschied, dass bei der post-OP-Kontrolle nach zwei Tagen und sechs Wochen keine Laufbandanalyse erfolgte. Diese wurde mit der 6-Monats-Kontrolle durchgeführt.

Die Kontrolltermine mussten in definierten Zeitfenstern erfolgen und wurden nach persönlicher Absprache mit den Probanden festgelegt. Üblicherweise konnte die 6-Wochen post-OP-Messung zeitgleich mit der Nachuntersuchung in der orthopädischen Ambulanz kombiniert werden, sodass als separater Termin, zu dem der Proband extra in die Klinik kommen musste, nur die 6-Monats post-OP-Messung blieb. Hierdurch sollte der zusätzliche Aufwand für die Probanden minimiert und eine möglichst hohe Compliance geschaffen werden. Dennoch konnte nicht verhindert werden, dass 18 von insgesamt 46 Probanden nicht zur letzten Messung erschienen.

## **2.3. Testapparatur und Versuchsablauf**

### **2.3.1. Densitometrie**

Photonenstrahlung, als Oberbegriff der Röntgenstrahlung, wird beim Durchtritt durch Materie durch verschiedene Mechanismen, zum Beispiel den Photoeffekt, Paarbildung oder elastische bzw. unelastische Streuung, in seiner Intensität geschwächt. Bei

monoenergetischer Röntgenstrahlung erfolgt dies nach dem Absorptionsgesetz, wobei der Absorptionskoeffizient von der Dichte und der Kernladungszahl des durchdrungenen Materials, sowie der Photonenenergie abhängt (Pietrobelli et al., 1996). Die ersten quantitativen Messungen mittels Röntgenstrahlung erfolgten bereits 1960, wobei zunächst nur die kortikale Knochenmasse und nicht die für die Einteilung des Osteoporosegrades bedeutsamere Knochendichte gemessen werden konnte (Exton-Smith et al., 1969). Zur Steigerung der Präzision der Messungen wurde 1962 die *Single-Photon Absorptiometrie* (SPA) entwickelt. Sie verwendet <sup>125</sup>Iod als Photonenquelle und liefert auf die Fläche bezogene Knochendichtewerte, welche mit dem in vivo gemessenen Knochengewicht korreliert. Zudem ermöglicht sie eine weitaus präzisere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse im Vergleich zu konventionellen Röntgenmethoden. So konnte die Osteoporose erstmals quantitativ gemessen werden, zunächst ein Meilenstein für die Forschung (Mazess et al., 1990, Cameron and Sorenson, 1963).

Doch auch die SPA hatte naturgemäß Schwächen. Um reproduzierbare Werte für Verlaufsstudien zu erhalten, musste der Unterarm, an dem damals standardmäßig die Messungen durchgeführt wurden, sehr präzise gelagert werden, da der Anteil der *Substantia corticalis* im Verhältnis zur *Substantia spongiosa* nach distal hin abnimmt. Andere Stellen an den Extremitäten, zum Beispiel das Fersenbein, lieferten keine repräsentativen Werte für den Schenkelhals oder die Wirbelkörper (Nilas et al., 1985). Es bedarf der Weiterentwicklung der Verfahren damit auch der menopausal bedingte Abbau der Trabekel, der bereits 1971 erkannt wurde, besser erfasst werden konnte (Nordin, 1971). Der nächste Schritt war die Verwendung von Gammaphotonen als Strahlungsquelle, auch bekannt als *Duale-Photonen-Röntgenabsorptiometrie* (DPA). Diese erzeugt zwei Energieniveaus, deren Strahlung von Knochen und Weichteilgewebe unterschiedlich stark resorbiert wird. So konnte das den Knochen umgebende Gewebe in Dichte und Volumen variieren, was die Messungen auch am Schenkelhals und dem Gesamtkörper ermöglichte und in den 70-er Jahren zum kommerziellen Erfolg der DPA führte (Madsen et al., 1976). Ein Nachteil dieser Methode bestand in der Verwendung des Isotops Gadolinium-153, das eine relative kurze Halbwertszeit von 240 Tage hat. Aus dem stetigen Zerfall der Gadoliniumquelle

in DPA-Geräten resultiert zum einen eine erhebliche Beeinträchtigung der Genauigkeit der Ergebnisse, zum anderen entstanden horrenden Kosten durch die strengen Qualitätskontrollen und den regelmäßig erforderlichen Wechsel der Photonenquelle. Auch deshalb wird die DPA heutzutage nur noch selten eingesetzt (Stein et al., 1987, Lees and Stevenson, 1992).

Knochendichtemessungen erfolgten bis zu diesem Zeitpunkt somit hauptsächlich im Bereich der Forschung, dies änderte sich mit der Einführung der *Dual-Röntgen-Absorptiometrie* (DXA) im Jahre 1987. Der Vorteil der neuen Technik besteht in der Verwendung von Röntgenstrahlung aus einer zerfallsstabilen Quelle, welche aber ebenfalls unterschiedliche Photonenenergieniveaus verwendet und so gewährleistet, dass die Röntgenstrahlung in den unterschiedlichen Geweben auch unterschiedlich stark absorbiert wird. Aufgrund der Tatsache, dass hochenergetische Strahlung in Kompartimenten mit einer hohen Anzahl an Atomen mit höherer Ordnungszahl (zum Beispiel Phosphor und Calcium), also vor allem im Knochen, im Verhältnis zu Kompartimenten mit Atomen niedriger Ordnungszahl (zum Beispiel Stick-, Kohlen- oder Wasserstoff), also vor allem im Weichteilgewebe, weniger stark absorbiert wird als dies bei niedrigenergetischer Strahlung der Fall ist, lässt sich der Unterschied zwischen den Kompartimenten bei der Ermittlung der Knochendichte berücksichtigen und knochenfremdes Gewebe quasi „herausrechnen“ (Pietrobelli et al., 1996). Die verwendete Gammastrahlung folgt hierbei den Grundlagen des Absorptionsgesetzes, das allgemein lautet:

$$R(d) = R_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

- $R_0$  → Gemessene Zählrate der Strahlung ohne Absorber
- $R$  → Gemessene Zählrate der Strahlung mit Absorber
- $d$  → Schichtdicke des Absorbers
- $\mu$  → Absorptionskoeffizient (gemessen in 1/m bzw. 1/cm)

In Studien wurden die Präzision, die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse, sowie die technischen Grenzen von DPA und DXA verglichen. Ein solcher Vergleich ist in Teilbereichen nicht problemlos möglich, es konnte jedoch festgestellt werden, dass

DXA-Geräte Bilder mit höherer Auflösung als die DPA-Geräte erzeugen. Zudem waren die Scanzeiten bei der DXA erheblich kürzer (unter 7 Minuten anstatt durchschnittlich 30 Minuten für einen vollständigen Scan). Darüber hinaus bietet die DXA eine bessere Präzision bei der Reproduktion der Ergebnisse und eine genauere Flächenmessung (Lees and Stevenson, 1992).

Es ist also nicht verwunderlich, dass sich die DXA als Goldstandard für die Ermittlung der Knochendichte etabliert hat. Entsprechend hoch ist auch der Stellenwert in der Diagnose und Verlaufskontrolle der Osteoporose. Sie bietet gegenüber anderen Verfahren neben den bereits zuvor genannten allgemeinen Vorteilen auch gewisse Vorzüge im klinischen Alltag, die den Einsatz attraktiv werden lassen. Dazu gehört in erster Linie die einfache Handhabbarkeit für Untersucher und Patienten, aber auch die kurzen Scan-Zeiten, die verhältnismäßig niedrige Strahlendosis (10-50  $\mu\text{Sv}$  bei einem DXA-Scan der LWS plus der Hüfte versus 600-1100  $\mu\text{Sv}$  bei einer konventionellen Röntgenaufnahme der LWS in zwei Ebenen), die gute Präzision (Prädiktionsfehler 2-2,5%) und die Tatsache, dass es ein wirksames Verfahren zur Qualitätskontrolle darstellt (Blake and Fogelman, 2009). Bezüglich einer Verwendung in Zusammenhang mit der Diagnose, OP-Indikationsstellung oder Verlaufskontrolle einer Hallux valgus-Deformität sind bisher keine wissenschaftlichen Publikationen bekannt. Einzig eine osteodensitometrische Analyse der chronischen Veränderung der Füße bei symptomatischen Hallux valgus-Patienten liegt vor, welche als Vorstudie in domo durchgeführt wurde. Hier konnte gezeigt werden, dass hinsichtlich der Knochendichte am Vorfuß mittels der DXA zuverlässige und verwertbare Messwerte erzeugt werden können (Viedenz, 2021). Hierauf bauen die postoperativen Vergleichsmessungen dieser Arbeit auf.

Folgende Werte lassen sich mittels DXA messen:

- *Knochenmineralgehalt* (BMC – Bone Mineral Content) ist die Knochenmineralmasse des entsprechenden Knochens – ausgedrückt in

Gramm – wobei die Knochenmasse die Knochenmineralmasse plus die Masse der Knochenmatrix beinhaltet.

- *Knochendichte* (BMD – Bone Mineral Density) – angegeben in der Maßeinheit  $\text{mg}/\text{cm}^3$  – ist der Knochenmineralgehalt pro Messvolumen.
- *T-Score* (T-Wert) ist ein statistisches Maß, das die Differenz der Messergebnisse zum Mittelwert der Knochendichte junger Erwachsener (25 - 40 Jahre) gleichen Geschlechts angibt. Der T-Score wird in Standardabweichungen (SD) ausgedrückt und ist für die Einschätzung des Frakturrisikos entscheidend, wobei ein normaler T-Score eine Osteoporose nicht ausschließt.
- *Z-Score* ist ein statistisches Maß, das die Differenz der Messergebnisse zum Mittelwert der Knochendichte gleichaltriger und gleichgeschlechtlicher Referenzpersonen beschreibt. Dieser Wert wird ebenfalls in Standardabweichungen (SD) ausgedrückt.

Die Messungen erfolgten mit dem Lunar PRODIGY Primo von GE-Healthcare (siehe Abbildung 8). Da weder die Hardware noch die Software für die Vermessung der Fußknochendichte ausgelegt sind, musste zunächst die Testapparatur angepasst werden. Bei der osteodensitometrischen Messung der LWS wird die Dichte der Knochen im Vergleich zum umliegenden Gewebe ermittelt. Da dieses um die Fußknochen herum kaum vorhanden ist, musste ein adäquater Ersatz geschaffen werden. In dem verwendeten Testaufbau kam daher in einzelne kleine Beutel gefüllter Reis zum Einsatz. Dieser erfüllte zwei Aufgaben: er gab dem Fuß eine gewisse Stabilität und konnte zudem das sonst üblicherweise umgebende Gewebe simulieren (siehe Abbildung 9). Zudem konnten, durch das Abpacken in kleine Einheiten, die Reisbeutel im Gegensatz zum losen Reis einfach desinfiziert und somit ein hygienisches Arbeiten gewährleistet werden (siehe Abbildung 10). Das Vorgehen, durch den Reis die umgebende Gewebedichte zu simulieren, wies bei der Auswertung jedoch nur einen

begrenzten Effekt auf und wird in Kapitel 3.1 „Osteodensitometrische Ergebnisse“ detaillierter beschrieben.



Abbildung 8: Osteodensitometer „Lunar Prodigy Primo“ mit Kalibrierinstrument und Steuerungseinheit

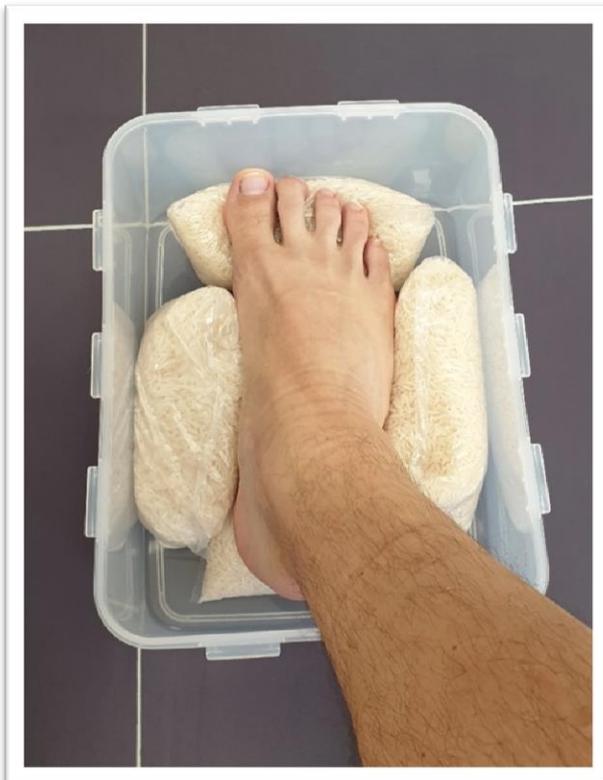


Abbildung 9 (links): Zwischen Reisbeuteln eingebetteter Fuß

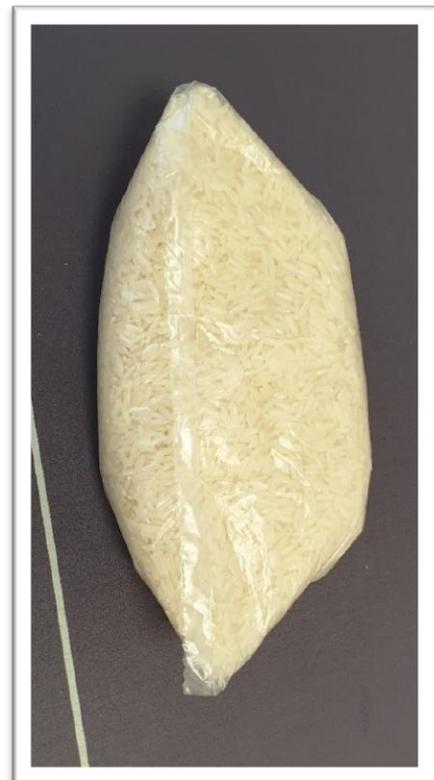


Abbildung 10 (rechts): Einzelner, desinfizierbarer Reisbeutel

Die Messung der Lendenwirbelsäule (LWS) erfolgte in Rückenlage mit auf einem Würfel abgelegten Unterschenkel, sodass die Beine sowohl im Hüftgelenk als auch im Kniegelenk jeweils 90° flektiert waren (siehe Abbildung 5). Die Messung der Füße erfolgte im Sitzen mit angewinkelten Knien, sodass die Fußsohle plan auf der Liegefläche des Osteodensitometers auflag und der Messkopf problemlos darüberfahren konnte, ohne gegen das Knie zu stoßen (siehe Abbildung 6). Dann wurde der Messbereich abgeschätzt, der Messkopf in die Startposition gefahren und die Messung mittels der Steuerungssoftware gestartet. Es wurden jeweils zwei Messung nacheinander durchgeführt, um einen möglichst validen Mittelwert zu erzeugen. Die Weiterverarbeitung und Auswertung der Daten erfolgte im Anschluss an die Messung und wird in den folgenden Kapiteln erläutert.

### 2.3.2. Laufbandanalyse

Die Analyse des Gangbildes erfolgte anhand eines reproduzierbaren Versuchsaufbaus nach einem einheitlichen Schema. Die pedobarographische Messung wurde mittels des Laufbandes Ergo-Run Medical 8 der Firma Daum-Electronic durchgeführt (siehe Abbildung 11). Dieses bis 160 kg belastbare Gerät verfügt bei einer Gesamtgröße von 200 x 92 x 150 cm (L x B x H) über eine Lauffläche von 150 x 50 cm, welche in 0,5 %-Schritten von 0% bis 24% höhenverstellbar ist. Die Geschwindigkeit ist in 0,1 km/h-Schritten 0,2 bis 24 km/h regulierbar und die Belastungsgenauigkeit ist in DIN EN 957 1/-6 Klasse SA/HA festgelegt (Daum-Electronic, 2010). Die verwendete Druckmessplatte kommt aus dem Hause Zebris und beinhaltet eine Messsensorik bestehend aus kapazitiven Drucksensoren, welche in dicht benachbarten Spalten und Zeilen angeordnet sind. Mit einer Genauigkeit von  $\pm 5\%$  des Endwertes wurde der Druck in einem Messbereich zwischen 1 bis 20 N/cm<sup>2</sup> erfasst. Der dafür minimal notwendige Druck war 1 N/cm<sup>2</sup>. Zur Bestimmung der Druckverteilung über der Messmatrix wird die Kapazität, welche proportional zur einwirkenden Kraft steht, jedes einzelnen Sensors bestimmt. Hierzu generiert die Ansteuerlogik über den Spaltendecoder eine der Spaltenzahl entsprechende Anzahl von Messsignalen und

leitet sie auf die jeweilige Messspalte. Das über die Zeilen in die Schieberegister eingekoppelte analoge Signal ist der druckabhängigen Kapazität proportional und wird zur Weiterverarbeitung an die Ansteuer- und Signalverarbeitungselektronik weitergeleitet und von dort zum PC übertragen. Hier können die über 5300 Messsensoren mit einer Ortsauflösung von 1,4 Sensoren pro Quadratzentimeter angezeigt und ausgewertet werden (Zebris-Medical, 2013).

Die Analyse erfolgte mittels der dem Kraftverteilungsmesssystem zugehörigen Software WinFDM – T in der Version 2.0.39(81). Das Gangbild wurde mit mithilfe einer Kamera der Firma Canon, Model MD216 (siehe Abbildung 12) videodokumentiert.



Abbildung 11 (links): Laufband Ergo-Run 8



Abbildung 12 (rechts): Videokamera Canon MD216

Zunächst wurden die Patienten in den Testablauf instruiert und es erfolgte eine gründliche Einweisung in die Verwendung des Laufbandes. Nach Einwilligung seitens des Probanden wurde die Sicherheitsschleife zur automatischen Abschaltung des Gerätes im Falle eines Sturzes angelegt und der Test gestartet. Nach einer Eingewöhnungsphase und bei sicherem Gangbild wurde die Geschwindigkeit langsam gesteigert, bei Erreichen der Zielgeschwindigkeit von 4 km/h ließen die Probanden die Haltegriffe los und es erfolgten kurz hintereinander jeweils zwei Messungen von je zehn Sekunden. Nach dem langsamen Abbremsen des Laufbandes war die Eingangsuntersuchung abgeschlossen.

Bei Hallux valgus-Patienten konnte unter anderem eine signifikant erniedrigte Schrittzahl pro Minute, auch Kadenz genannt, festgestellt werden (Chopra et al., 2015). Wie in Kapitel 1.2.3 „Gangphasen und wirkende Kräfte“ bereits erläutert, umfasst die Ganganalyse auch die Erfassung von spatiotemporalen Parametern, zu denen eben auch die Kadenz zählt. Diese ist kein fester Parameter, sondern abhängig von verschiedenen Faktoren, wie das Alter und der gesundheitliche Zustand (Binotto et al., 2018, Fukuchi et al., 2019). Zur Gewährleistung eines einheitlichen Versuchsablaufs und der Generierung möglichst reproduzierbarer Messwerte wurde hier jedoch eine feste Kadenz gewählt. Die Festlegung auf eine Geschwindigkeit von 4 km/h erfolgte nicht willkürlich, sondern orientierte sich an der von Hallux valgus-Patienten bevorzugten Kadenz von 105 Schritten pro Minute, welches bei einer durchschnittlichen Schrittweite von 1,23 Metern eine Geschwindigkeit von 1,11 Metern pro Sekunde ergibt. Dies entspricht exakt 3,996 km/h, also rund 4 km/h. (Chopra et al., 2015)

## 2.4. Datenverarbeitung

Die Erhebung, Verarbeitung und Speicherung von Daten erfolgte, mit Ausnahme der Aufklärung und Einwilligung, stets pseudoanonymisiert und ausschließlich abteilungsintern.

### 2.4.1. Osteodensitometrische Daten

Die bei den einzelnen Sitzungen erfassten Rohdaten der densitometrischen Messung wurde mittels der Software enCORE von GE Medical Systems Ultrasound & Primary Care Diagnostics, LLC in der Version 16, SP2 (siehe Abbildung 13) weiterverarbeitet. Erschwert wurde die Studie dadurch, dass die Osteodensitometrie zwar weit verbreitet ist und den Goldstandard in der Diagnostik osteoporotischer Veränderungen darstellt, sowie eine hohe Verfügbarkeit von zuverlässigen Referenzbereichen bietet (Blake and

Fogelman, 2009), die Software jedoch nicht auf die Messung und Auswertung von Füßen ausgelegt ist.



Abbildung 13: Screenshot der Mess- und Analysesoftware enCore von GE Healthcare

So mussten alle einzelnen Bilder händisch bearbeitet werden. Hierzu wurden jeweils zunächst die Knochen mit der „Knochenmaske“ großzügig ausgemalt und anschließend mit der Gewebemaske in Feinarbeit die Konturen nachgezeichnet. Dann erfolgte die Markierung möglicher Artefakte (siehe Abbildung 14).

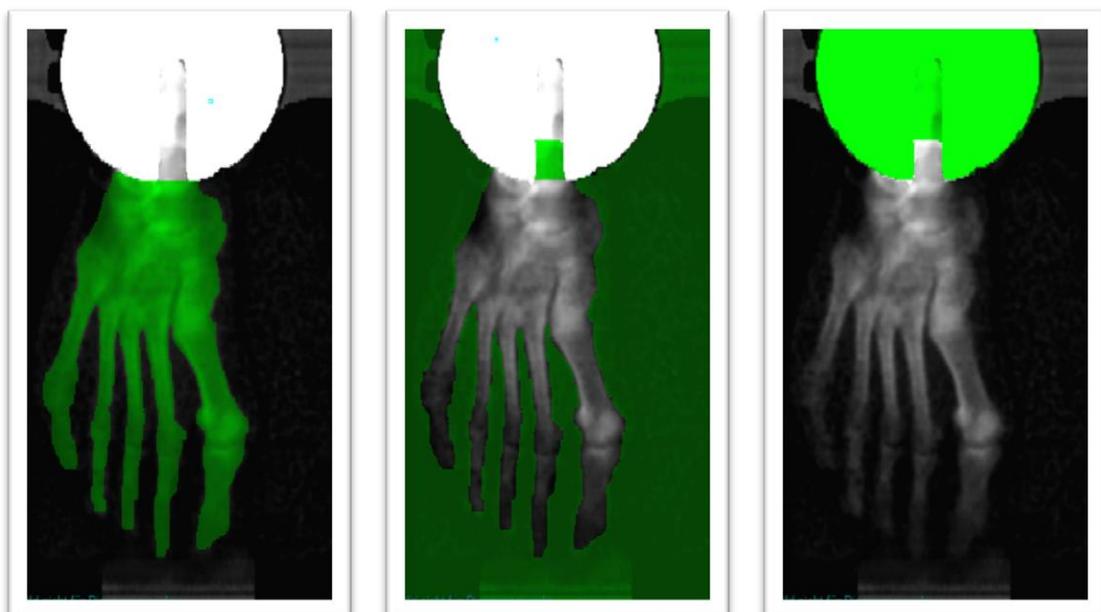


Abbildung 14: Maske zur Selektion von Knochen (links), Gewebe (mittig) und Artefakten (rechts)

Im nächsten Schritt wurden sechs individuelle „Regions of Interest“ (ROI) nach der folgenden Systematik erstellt:

ROI 1	Digitus I mit Os Metatarsale und Ossa Phalanges proximales, mediales und distales
ROI 2	Digitus I mit Os Metatarsale
ROI 3	Digiti II – IV mit Ossa Metatarsalia und Ossa Phalanges proximales, mediales und distales
ROI 4	Digiti II – IV mit Ossa Metatarsales
ROI 5	Digitus V mit Os Metatarsale und Ossa Phalanges proximales, mediales und distales
ROI 6	Digitus V mit Os Metatarsale

Tabelle 6: Zuordnung der ROIs in enCore

Hierbei wurde darauf geachtet, dass sich die Markierungen der basisnahen ROI's mit denen des ganzen Strahls decken.

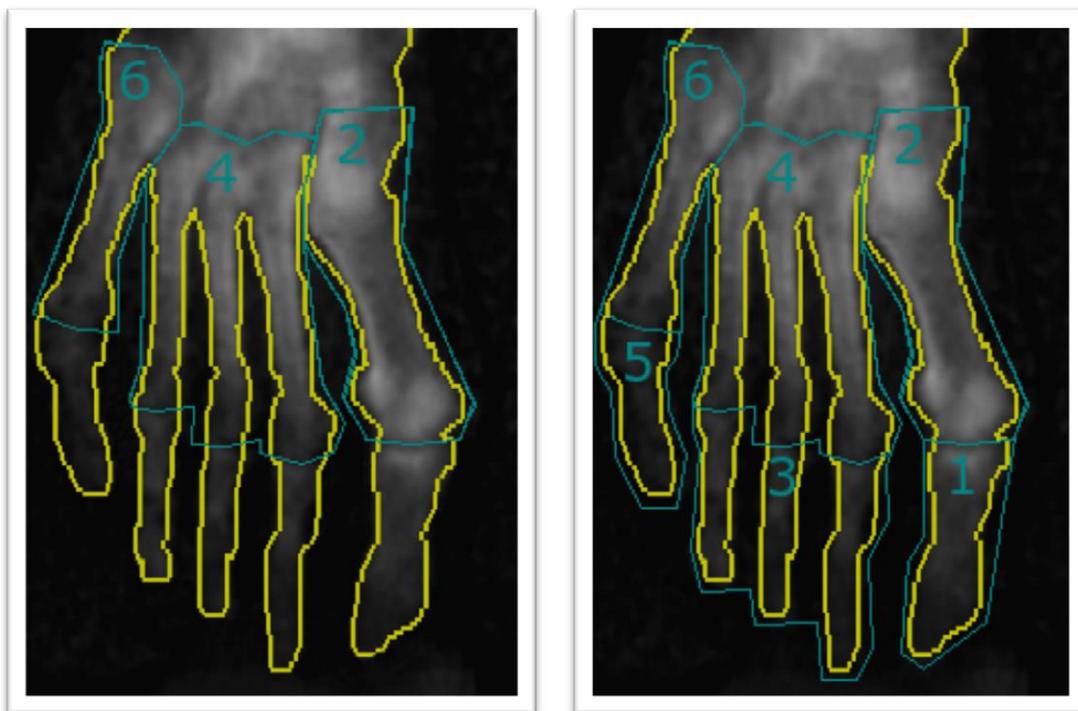


Abbildung 15: Darstellung der basisnahen ROIs (links) und aller ROIs (rechts) in enCore

Anschließend wurden alle 2758 so ermittelten Messwerte einzeln in eine Exceltabelle übertragen. Die statistische Analyse sowie die Auswertung erfolgten dann in SPSS.

#### 2.4.2. Barographische Daten

Die Messung der pedobarographischen Daten erfolgte über eine Druckmessplatte aus dem Hause Zebris. Die Aufzeichnung, erste Analyse und Speicherung der Daten erfolgte mittels der dem Kraftverteilungsmesssystem zugehörigen Software WinFDM – T. Es wurden bei jeder Messung mehrere Datensätze exportiert und gespeichert. Zunächst wurde eine Text-Datei mit allen messrelevanten Daten erstellt. Zudem erfolgte pro Einzelschritt die Speicherung von jeweils einer .adp-Datei, welche alle erfassten Parameter pro Schritt enthält. Darüber hinaus wurde ein Report generiert, der neben allen Druckmesswerten auch alle relevanten Zeiten (z.B. zur Kadenz etc.) und Werte zur Konfiguration und zum Processing enthält.

Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte mittels Matlab, einer kommerziellen, plattformunabhängigen Software aus dem Hause MathWorks Inc., welche zur Lösung mathematischer Probleme sowie zur grafischen Darstellung von Ergebnissen entwickelt wurde. Matlab ist eine spezielle Programmiersprache für technische Berechnungen und eine interaktive Umgebung für die Algorithmenentwicklung, die Visualisierung und Analyse von Daten sowie für numerische Berechnungen mithilfe von Matrizen. Daher leitet sich auch der Name ab: MATrix LABoratory.

Die erforderlichen Codes wurden in Form von *m-Files* durch das Biomechaniklabor der Universität Tübingen zur Verfügung gestellt und gemäß der Fragestellung dieser Dissertation modifiziert.

Zur Annahme oder Ablehnung der Hypothese erforderlichen Messungen umfassen insbesondere die Auswertung des *Mean Peak Pressure* (MPP). Um diesen sinnvoll erfassen zu können, war die Aufteilung der Fußdruckmessung in acht verschiedene ROIs erforderlich. Hierfür wurde zunächst der individuelle Messbereich pro Einzelschritt ermittelt, indem das longitudinale Maß vom ersten angesprochenen dorsalen bis zum letzten angesprochenen ventralen Sensor und anschließend das transversale Maß anhand der maximalen Breite bestimmt wurde. Das so festgelegte Quadrat wurde sodann in Schrittrichtung (y-Achse) in vier Bereiche (Ferse, Mittelfuß, Vorderfuß und Zehen) mit fester longitudinaler Ausdehnung unterteilt und sowohl der

Vorfuß als auch der Zehenbereich jeweils in drei einzelne ROIs (medial, mittig, lateral) getrennt. Die Breite (x-Achse) der verschiedenen Bereiche ergab sich aus dem transversalen Maß des breitesten Bereiches (meist des Vorfußes) abzüglich der neutralen Zone „Z“ (nicht angesprochenen Sensoren). Mathematisch formuliert:

$$X = 100 \% - Z$$

Die exakte Ausdehnung der ROIs sind der Tabelle 7 zu entnehmen. Eine grafische Darstellung der ROIs findet sich in Abbildung 16.

ROI	Beschreibung der „Region of Interest (ROI)“	Longitudinale Ausdehnung	Transversale Ausdehnung
1	Ferse (RF)	31 %	X
2	Mittelfuß (MF)	21 %	X
3	Medialer Vorderfuß	30 %	X/3
4	Mittlerer Vorderfuß	30 %	X/3
5	Lateraler Vorderfuß	30 %	X/3
6	Mediale Zehenbereich	18 %	X/3
7	Mittlerer Zehenbereich	18 %	X/3
8	Lateraler Zehenbereich	18 %	X/3

Tabelle 7: Longitudinale und transversale Ausdehnung der ROIs

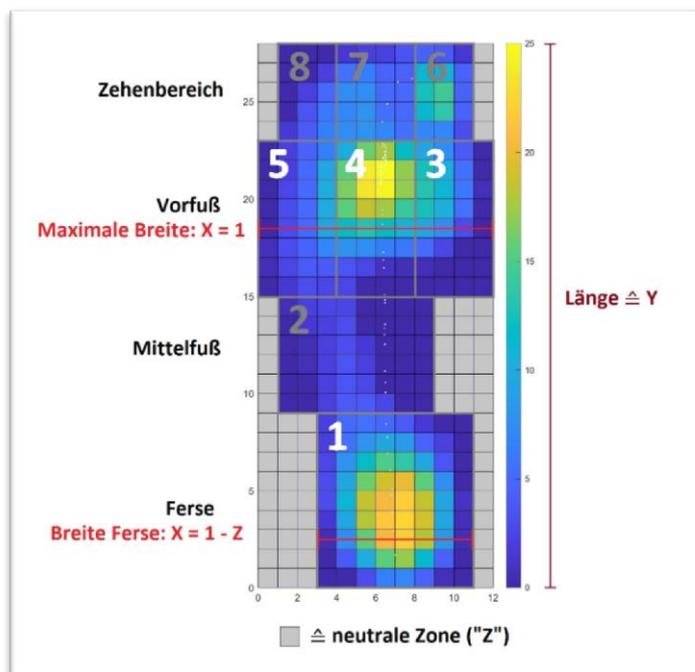


Abbildung 16: Exemplarische Darstellung der Aufteilung der ROIs einer Druckmessung des linken Fußes

Um feststellen zu können, ob sich – gemäß der Hypothese – das Gangbild des Hallux valgus-Fußes sechs Monate nach der Operation gegenüber dem Gangbild des kontralateralen Fußes egalisiert, erwies sich als sinnvollster Parameter der *Mean Peak Pressure* (MPP). Dies wurde bereits unter anderen von Hofmann et al im Rahmen einer Studie zur Druckbelastung beim Hallux Valgus-Fuß gezeigt (Hofmann et al., 2019). Mit dieser Arbeit soll nun überprüft werden, ob sich sechs Monate nach Operation der MPP wieder hin zum ersten Strahl verlagert. Daher war dieser Parameter, neben der Kraft („Force“ in Newton), der entscheidende Messwert und wurde über die gesamte Dauer jeder Standphase ermittelt und, wie in Abbildung 17 ersichtlich, dokumentiert.

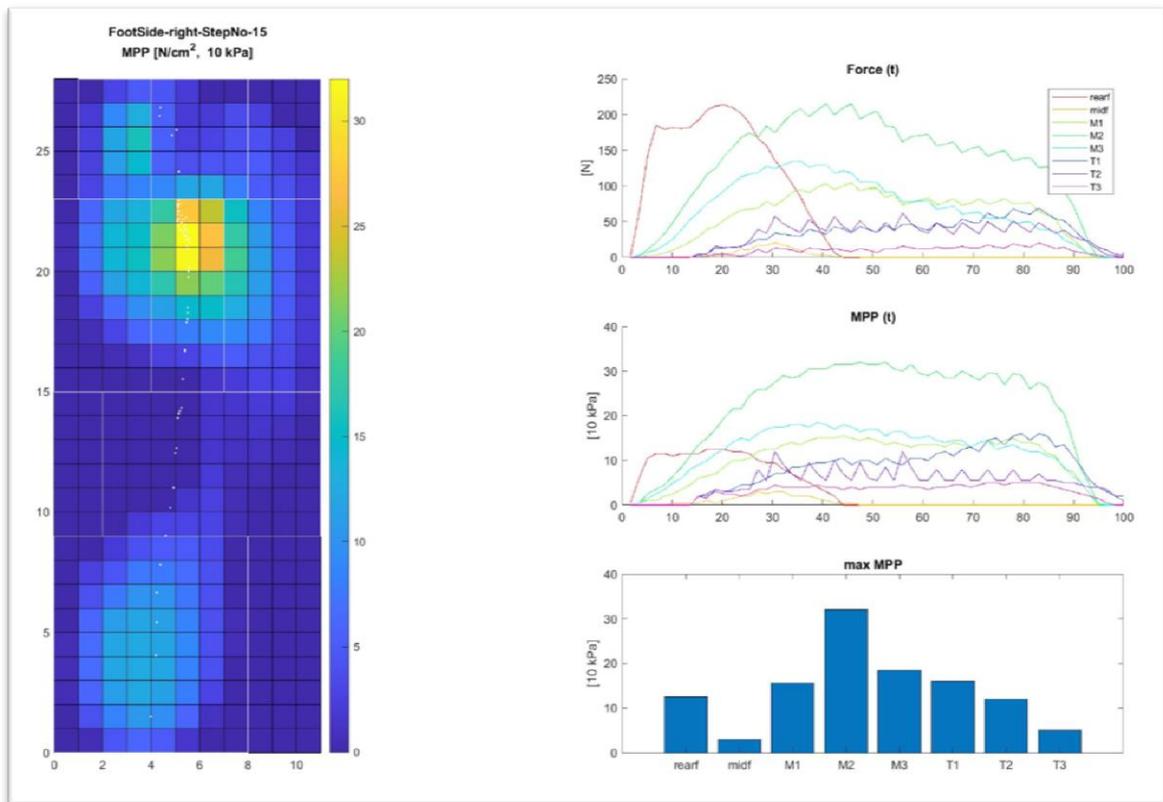


Abbildung 17: Barographische Aufzeichnung der Standphase eines Einzelschritts

Um möglichst aussagekräftige Werte zu erhalten, wurden pro Messsequenz im Schnitt 9 Einzelschritte (Standphasen) pro Seite ausgewertet und wiederum zwei Messsequenzen für jede Einzelanalyse berücksichtigt (siehe Abbildung 18).

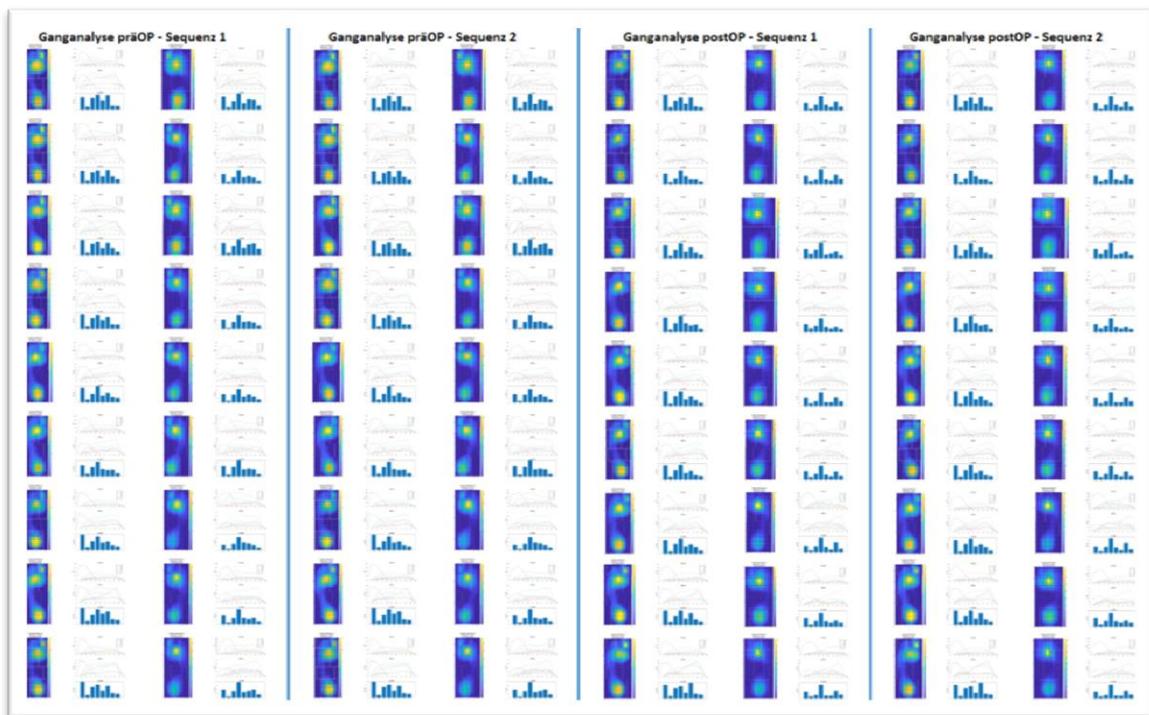


Abbildung 18: Vollständige Einzelanalyse mit je zwei Messsequenzen prä- und postoperativ

Die so gewonnenen Daten wurden in einer Exceltabelle gespeichert und die Mittelwerte und Standardabweichungen ermittelt. Die weiteren Auswertungsschritte erfolgten in SPSS.

## 2.5. Auswertung

Die Analyse und statistische Auswertung der osteodensitometrischen und der barometrischen Daten erfolgten mittels der modular aufgebauten Software SPSS von IBM. Zur Anwendung kamen verschiedene Testverfahren zur Analyse der Datenintegrität, unter anderem Shapiro-Wilk-Tests als auch Kolmogorov-Smirnov-Tests. Zur Überprüfung der Homogenität der Varianzen wurde der Mauchly-Test angewendet.

Für den beidseitigen Vergleich der Knochendichten der medialen Strahlen, sowie zur Analyse der konsekutiven Zunahme der Knochendichte der lateralen Strahlen kamen insbesondere gepaarte T-Tests zum Einsatz.

Zur Beurteilung der Knochendichte im postoperativen Verlauf wird ein Verfahren zur Varianzanalyse, die einfaktorische ANOVA (Analysis of Variance) angewendet.

Die Auswertungen der barometrischen Messungen wurden überwiegend mit deskriptiven Statistiken und Boxplots beschrieben. Die Datenanalyse erfolgte anhand gepaarter T-Tests sowohl im zeitlichen Verlauf als auch im Seitenvergleich.

### 3. Ergebnisse

Es willigten 46 geeignete Patienten ein, an der Studie freiwillig teilzunehmen, davon 41 Frauen und 5 Männer. Sie waren im Durchschnitt 54,1 Jahre alt mit einem medianen Alter von 55 Jahren und der folgenden Altersverteilung:

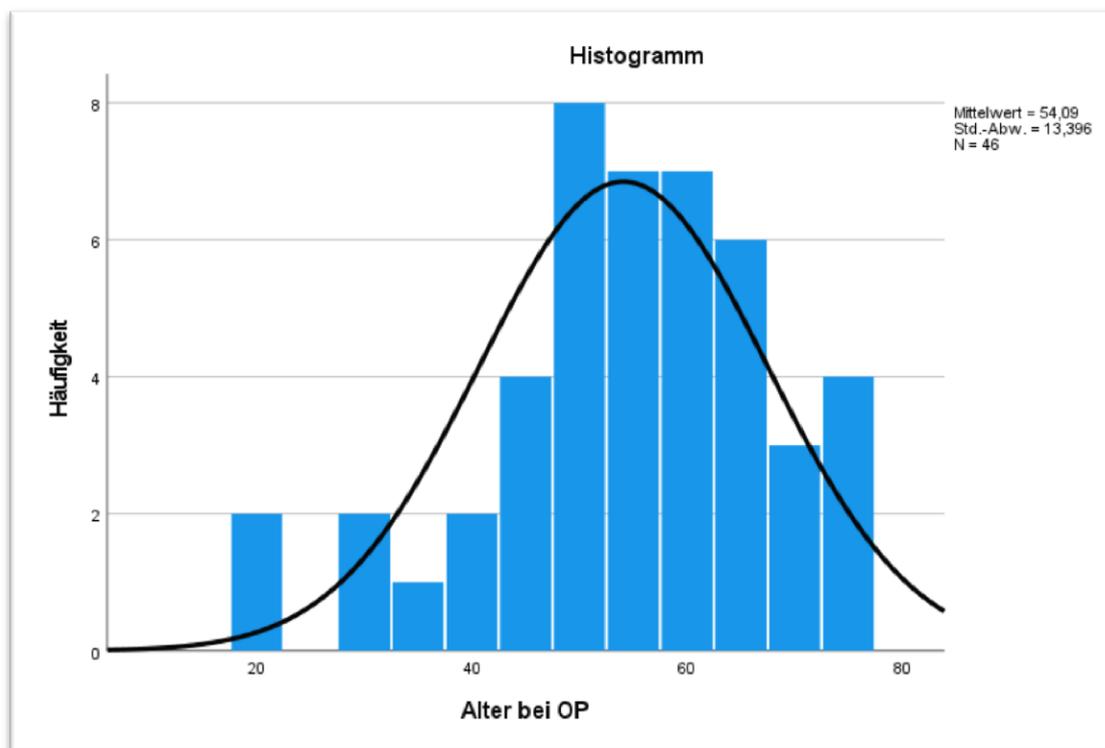
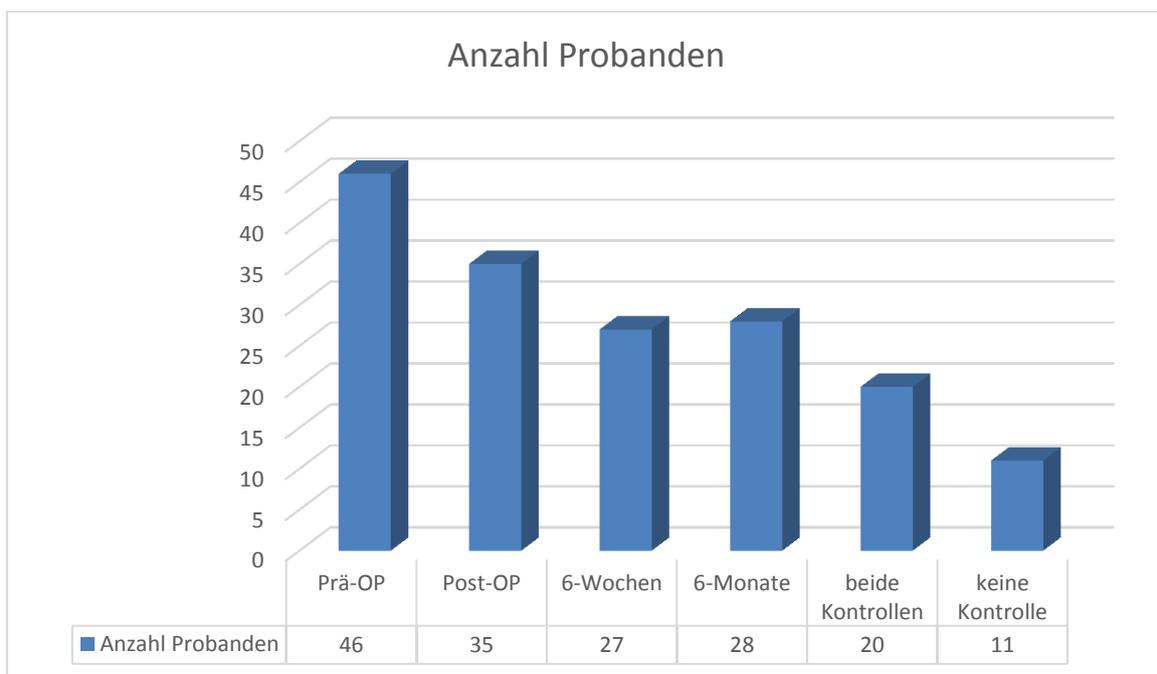


Abbildung 19: Altersverteilung zum Zeitpunkt der jeweiligen OP

Bei insgesamt 46 Probanden konnten in allen 46 Fällen jeweils eine präoperative Messung der LWS und jeweils zwei Messungen des rechten und des linken bzw. des

„OP-Fußes“ und des „Nicht-OP-Fußes“ erfolgen. Die nachfolgenden Untersuchungen nach zwei Tagen, sechs Wochen und sechs Monaten weisen naturgemäß Lücken auf. Diese sind in zwei Fällen auf ein aus medizinischen Gründen erforderliches Abweichen des postoperativen Procedere vom Testplan (zu frühe postoperative Kontrolle), in einem Fall auf eine traumatisch bedingte Fraktur des Fußes, in den meisten Fällen jedoch auf fehlende Compliance seitens der Probanden zurückzuführen. In 11 Fällen konnten weder die 6-Wochen-, noch die 6-Monatskontrolle erfolgen. In allen Fällen der präoperativen Messung und der 6-Monatskontrolle konnten auch jeweils zwei Laufbandanalysen durchgeführt werden. Eine exakte Auflistung der wahrgenommenen Messtermine ist der nachfolgenden Tabelle zu entnehmen.



**Tabelle 8: Anzahl der Probanden, welche an den entsprechenden Kontrollen teilgenommen haben.**

### 3.1. Osteodensitometrische Ergebnisse

Bei 46 Probanden konnten insgesamt 2758 osteodensitometrische Messwerte händisch erhoben werden, wobei für jeden Messzeitpunkt und jeden Messfokus jeweils eine Hauptmessung und eine Kontrollmessung durchgeführt wurden. Somit sollte sichergestellt werden, dass sich keine Messfehler einschleichen.

### 3.1.1. Datenintegrität

Komplexe Testreihen erfordern eine solide Datenbasis, um eine fehlerfreie und in sich schlüssige Ergebnisse zu liefern. Daher wurde für die „doppelten“ Rohdaten jeweils Mittelwerte errechnet, welche vor der Verwendung in den konsekutiven Tests zunächst auf ihre Integrität hin überprüft wurden. Hierzu erfolgte eine explorative Datenanalyse hinsichtlich der Normalverteilung der abhängigen Variablen. Die Normalverteilung ist eine Grundvoraussetzung für parametrische Test, welche unter anderem in Form von t-Tests im Folgenden angewendet werden und deren Signifikanz mithilfe verschiedener Tests überprüft werden kann.

Es wurden pro relevantem ROI sowohl ein Shapiro-Wilk-Test als auch ein Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt, wobei aufgrund der größeren Teststärke nur der Shapiro-Wilk-Test bewertet wurde. Dieser weist beispielsweise für den ROI 1 (Einteilung der ROIs siehe Tabelle 6) der präoperativen Hallux valgus-Füße eine Signifikanz von 0,978 auf (siehe Tabelle 9) auf. Eine grafische Darstellung ist in Abbildung 20 in Form eines Histogramms und in Abbildung 21 als QQ-Diagramm zu sehen. Entsprechend der Ergebnisse kann die Null-Hypothese „Werte sind nicht normalverteilt“ verworfen werden und eine Normalverteilung angenommen werden.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Präop - Hallux Fuß1 - ROI 1	,073	46	,200	,991	46	,978

Tabelle 9: Shapiro-Wilk-Test des ROI 1 der präoperativen Hallux valgus-Füße

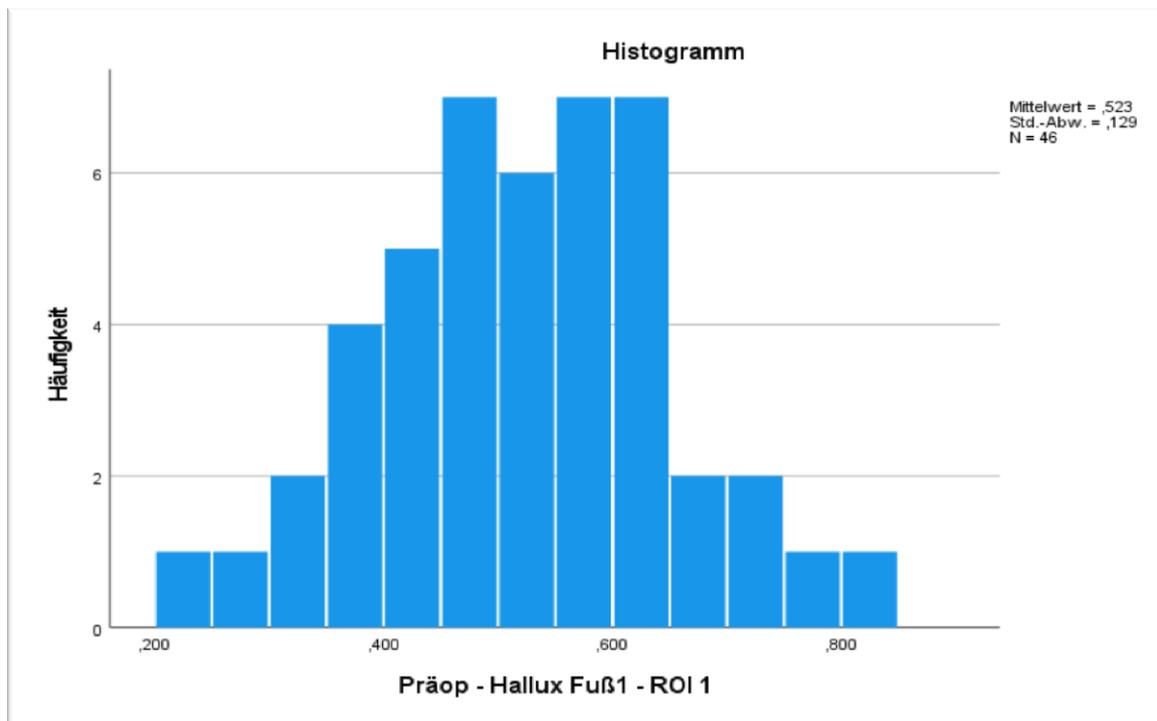


Abbildung 20: Histogramm der Normalverteilung des ROI 1 der präoperativen Hallux-Füße

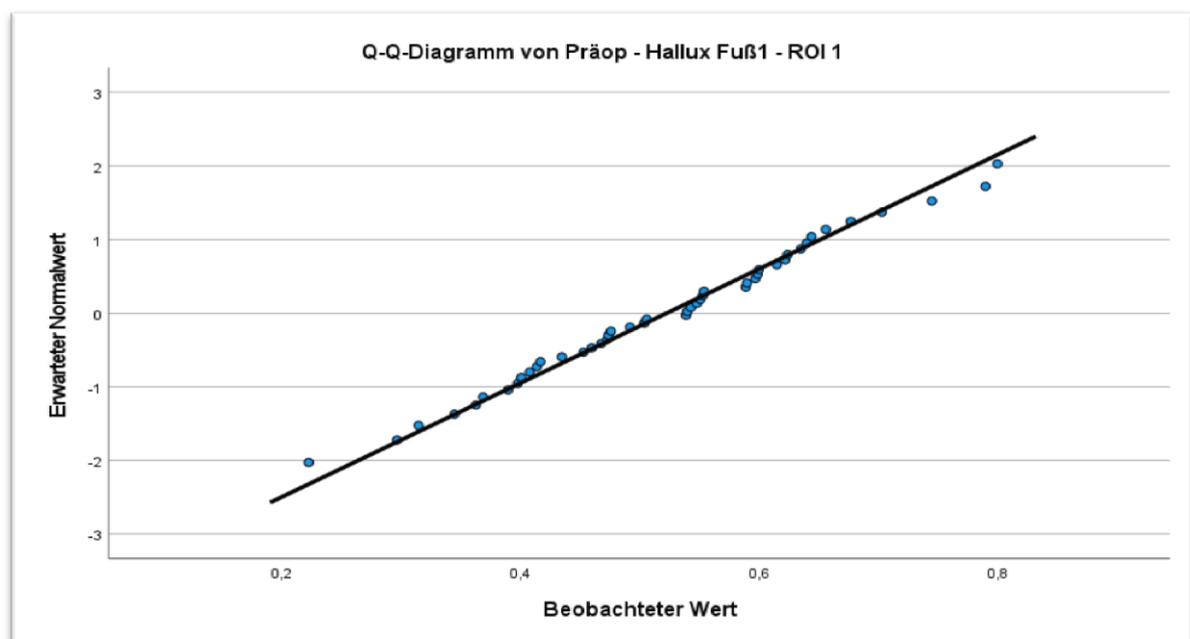


Abbildung 21: Q-Q-Diagramm der Normalverteilung des ROI 1 der präoperativen Hallux-Füße

Die Auswertung ergab für alle einzelnen ROIs zu jedem Zeitpunkt und unabhängig der betrachteten Seite eine Normalverteilung. Gleiches Ergebnis gilt auch für die in mehreren Messungen verwendeten ROI-Kombinationen 3+5 und 4+6, welche jeweils den „ganzen Fuß *ohne* Hallux-Strahl“ darstellen und – der Systematik folgend – ebenfalls in „Metatarsale“ und „ganzer Strahl“ aufgeteilt sind. Eine exemplarische Darstellung der detaillierten Ergebnisse ist für den präoperativen ROI-1 in den vorstehenden Abbildungen 20 und 21 und der Tabelle 9 abgebildet. Zur besseren Übersicht werden von allen anderen Messungen nur die p-Werte der Shapiro-Wilk-Tests der Mittelwerte der einzelnen ROIs zu den verschiedenen Zeitpunkten und aufgeteilt in operierte („Hallux“) und nicht-operierte („NOP“) Füße in Tabelle 10 aufgelistet.

ROI	PräOP-Messung		6-Wochen-Kontrolle		6-Monate-Kontrolle	
	Hallux	NOP	Hallux	NOP	Hallux	NOP
1	0,383	0,250	0,478	0,419	0,223	0,144
2	0,437	0,059	0,446	0,318	0,331	0,064
3	0,324	0,679	0,501	0,213	0,224	0,173
4	0,394	0,767	0,392	0,429	0,299	0,347
5	0,273	0,244	0,995	0,300	0,848	0,648
6	0,551	0,160	0,854	0,165	0,487	0,654
3+5	0,205	0,266	0,897	0,717	0,727	0,532
4+6	0,359	0,778	0,719	0,647	0,402	0,807

Tabelle 10: p-Werte nach Shapiro-Wilk für relevante ROIs

### 3.1.2. Knochendichte des 1. Strahls im beidseitigen Vergleich

Eine zentrale Hypothese dieser Arbeit ist, dass der Strahl und die Basis des Digitus I des Hallux valgus-Zehs schmerzbedingt weniger belastet wird und somit erwartungsgemäß eine reduzierte Knochendichte aufweist. Eine Abnahme der Knochendichte bei fehlender Belastung bzw. eine Zunahme der Knochendichte bei starker Belastung konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden. So konnte zum Beispiel bei Astronauten eine signifikante Abnahme der Knochendichte der Wirbelsäule nach längerem Aufenthalt auf der Raumstation ISS nachgewiesen werden (Endo and

Matsumoto, 2012, Sibonga et al., 2015), während bei jugendlichen Karatekämpfern und Judoka (Ito et al., 2017), aber auch bei vielen anderen Sportarten (Maillane-Vanegas et al., 2020) eine signifikante Zunahme der Knochendichte festgestellt werden konnte. Eine spezifische Untersuchung der Füße ist bis dato nicht erfolgt, jedoch konnte Barbeta et al. bei Karatekämpfern eine signifikante Zunahme der Knochenmasse der Finger zeigen. Ein vergleichbares Verhalten der Phalangen und der Metatarsale der Füße ist entsprechend anzunehmen (Barbeta et al., 2017). Daher erfolgte im nächsten Schritt der Vergleich des 1. Strahls des OP-Fußes und des nicht zu operierenden Fußes zum präoperativen Zeitpunkt. Hierzu wurden mittels T-Test für gepaarte Stichproben die Füße hinsichtlich der Knochendichte der jeweiligen ROI-1 und ROI-2 untersucht. Die in Tabelle 11 angegebenen, unterschiedlichen Mittelwerte der ROI-1 und ROI-2 der jeweiligen Füße sind anatomisch bedingt und ergeben sich aus den unterschiedlichen Dichtewerten der in die ROIs eingeschlossenen Knochen (Details hierzu siehe Tabelle 6 „Zuordnung der ROIs in enCore“)

		Mittelwert	N	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	präop halluxfuß roi1	,520707	46	,1274443	,0187906
	präop NichtOP Roi1	,544783	46	,1129135	,0166482
Paaren 2	präop halluxfuß roi2	,641946	46	,1429703	,0210798
	präop nichtop Roi2	,683793	46	,1303757	,0192229

**Tabelle 11: Präoperativer Vergleich der ROIs 1 und 2**

		Gepaarte Differenzen			
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall Unterer Wert
Paaren 1	präop halluxfuß roi1 - präop NichtOP Roi1	-,0240761	,0776000	,0114415	-,0471205
Paaren 2	präop halluxfuß roi2 - präop nichtop Roi2	-,0418478	,0932280	,0137457	-,0695331

		95% Konfidenzintervall		Signifikanz		
		Oberer Wert	T	df	Einseitiges p	Zweiseitiges p
Paaren 1	präop halluxfuß roi1 - präop NichtOP Roi1	-,0010317	-2,104	45	,020	,041
Paaren 2	präop halluxfuß roi2 - präop nichtop Roi2	-,0141625	-3,044	45	,002	,004

**Tabelle 12: Gepaarte Differenzen der präoperativen ROIs 1 und 2**

Wie in Tabelle 11 und 12 ersichtlich, lässt sich für die Knochendichte des OP-Fußes eine signifikant reduzierte Knochendichte nachweisen, sowohl für die Metatarsale, als auch für den gesamten Strahl. Für die Basis des jeweils 1. Strahls ergibt sich ein Knochendichteunterschied mit einer Signifikanz von  $t(46) = -3,044$ ,  $p = .004$  und für den gesamten Strahl mit  $t(46) = -2,104$ ,  $p = .041$ . Dieses Ergebnis deckt sich mit den Ergebnissen einer früheren Studien (Viedenz, 2021).

Es zeichnet sich also eindeutig ab, dass im Verhältnis zur Gegenseite, die Hallux valgus-Seite im Bereich des 1. Strahls eine geringere Dichte aufweist. Um dies zu verdeutlichen, wird im nächsten Schritt die relative Abweichung der Dichte im Verhältnis zu den durchschnittlichen BMD-Werten des gesamten Fußes betrachtet:

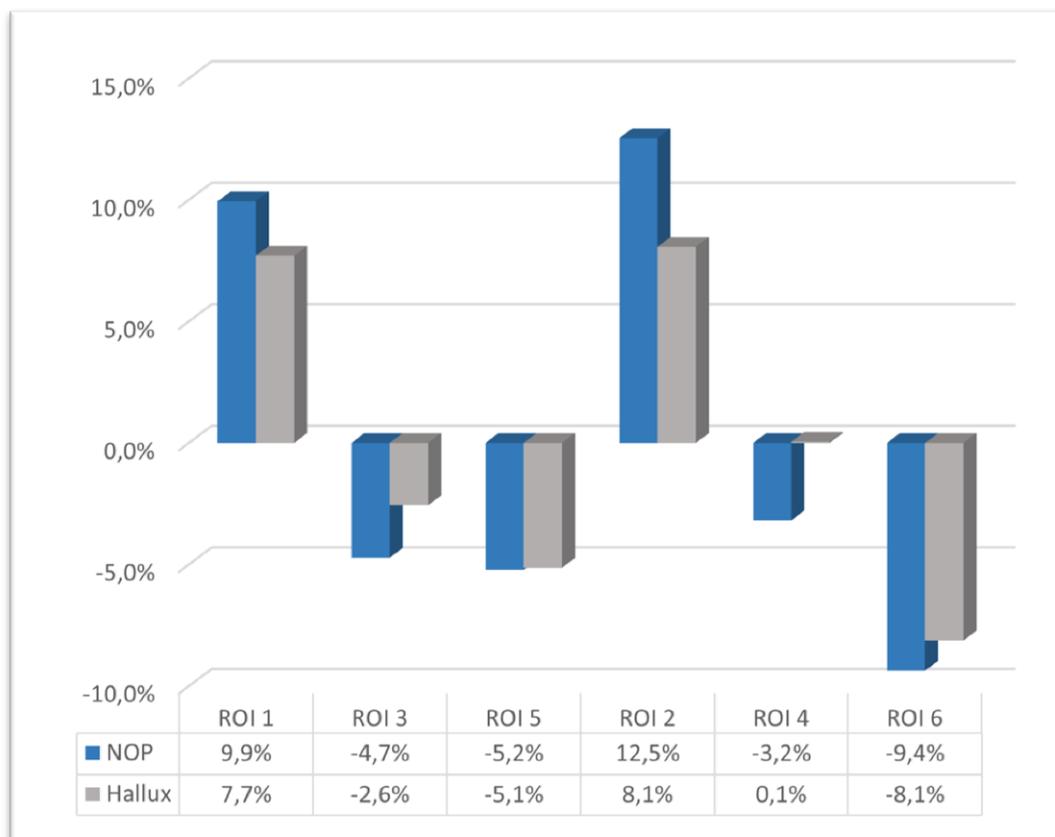


Abbildung 22: Vergleich der ganzen Strahlen (in der Abbildung links, ROI 1, 3 und 5) und der basisnahen ROIs (in der Abbildung rechts, ROI 2, 4 und 6) beider Füße hinsichtlich der zum Durchschnitt relativen BMD

Es ist offensichtlich, dass in beiden Füßen die BMD über dem ersten Strahl größer ist als über den anderen Strahlen. Dies entspricht einem physiologischen Gangbild und deckt sich mit Befunden aus verschiedenen Ganganalysen (Fukuchi et al., 2019, Gurney et al., 2009, Kirtley, 2006, Perry and Burnfield, 2010, Rolian et al., 2009). Aufgrund der Berechnungen aus Tabelle 12 kann die Nullhypothese „Die Knochendichte ist im Hallux-Strahl reduziert“ beibehalten werden.

### 3.1.3. Konsekutive Zunahme der Knochendichte in Metatarsalia 2-5

Als Gegenprobe zu den Ergebnissen aus Kapitel 3.1.2 erfolgte als nächstes die Testung der Knochendichten der lateralen Strahlen beider Füße unter der Annahme, dass sich eine schmerzbedingte Umlagerung auf die lateralen Strahlen des betroffenen Fußes durch – im Verhältnis zum nichtoperierten Fuß – erhöhte Knochendichte osteodensitometrisch nachweisen lassen. Hierzu wurde zunächst die BMD der einzelnen ROIs zwischen dem Hallux-Fuß (grau) und der Gegenseite (blau) in absoluten Werten verglichen:

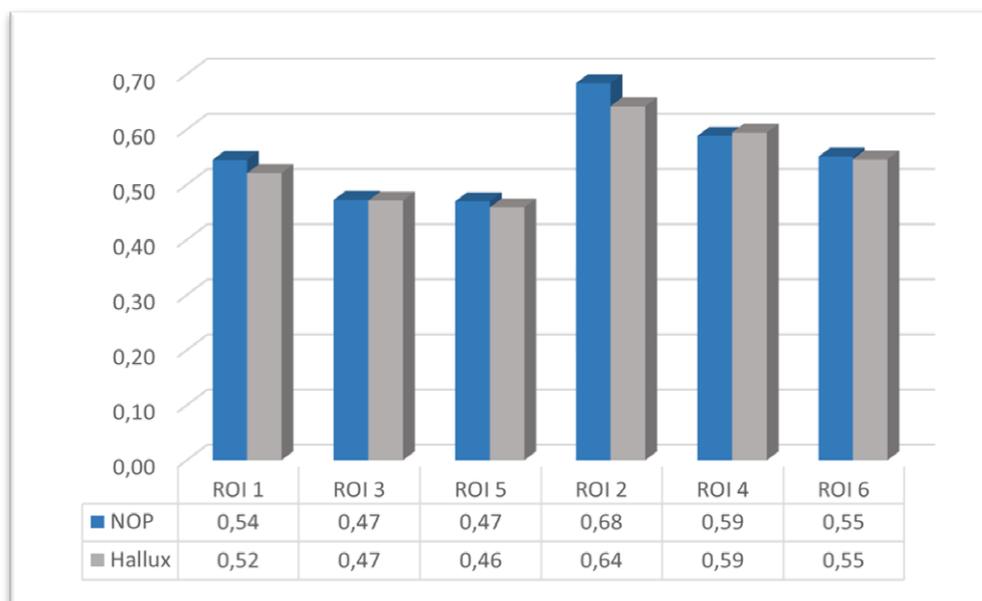


Abbildung 23: Vergleich der ROIs beider Füße hinsichtlich der absoluten BMD

Es zeigt sich, dass die Knochendichte des Hallux valgus-Fußes insgesamt niedriger zu sein scheint, als dies beim Fuß der Gegenseite der Fall ist. Daher wird im nächsten Schritt die mittlere Dichte der jeweiligen Metatarsalia (ROI 2, 4 und 6) und der gesamten Vorfüße (ROI 1, 3 und 5) berechnet (siehe Tabelle 13) und paarweise zwischen Hallux valgus-Fuß und Gegenseite verglichen (siehe Tabelle 14).

	ROI135_PräO P_Hallux	ROI246_PräO P_Hallux	ROI135_PräO P_NOP	ROI246_PräO P_NOP
Mittelwert	,48346	,59399	,49552	,60759
N	46	46	46	46
Std.-Abweichung	,135006	,140506	,127845	,127137
Median	,48850	,60092	,47683	,60867

Tabelle 13: Mittlerer BMD je Fuß, aufgeteilt nach Vorfuß (ROI 1, 3 und 5) und Metatarsalia (ROI 2, 4 und 6)

		Test bei gepaarten Stichproben					Signifikanz	
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Gepaarte Differenzen Standardfehler des Mittelwertes	T	df	Einseitiges p	Zweiseitiges p
Paaren 1	ROI135_PräOP_Hallux - ROI135_PräOP_NOP	-,012054	,060522	,008923	-1,351	45	,092	,183
Paaren 2	ROI246_PräOP_Hallux - ROI246_PräOP_NOP	-,013601	,064407	,009496	-1,432	45	,079	,159

Tabelle 14: Vergleiche der mittleren BMD-Werte zwischen beiden Füßen

Man könnte vermuten, dass der zu operierende Vorfuß im Vorfeld weniger stark belastet und konsekutiv eine niedrigere Knochendichte aufweist. Diese Hypothese kann jedoch nicht signifikant nachgewiesen werden (Vorfuß:  $t(46) = -1,351$ ,  $p = .183$ ; Metatarsalia:  $t(46) = -1,1432$ ,  $p = .159$ ) und muss verworfen werden.

Wie in Kapitel 3.1.2 nachgewiesen, liegen die BMD-Werte des Hallux valgus-Zehs sowohl im Bereich der isolierten Metatarsale (ROI 2), aber auch im Bereich des ganzen 1. Strahls (ROI 1), jeweils unter denen der Gegenseite. Dies spricht für eine Lateralisierung der Belastung des Hallux valgus-Fußes und wird im nächsten Schritt überprüft.

		Mittelwert	N	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	PräOp_OpFußROI3und5_M W	,4648	46	,14658	,02161
	PräOpNOpFußROI3und5_M W	,4709	46	,14427	,02127
Paaren 2	PräOp_OpFußROI4und6_M W	,5700	46	,14913	,02199
	PräOpNOpFußROI4und6_M W	,5695	46	,13730	,02024

Tabelle 15: Präoperativer Vergleich der lateralen Digiti (Einzelbetrachtung lateralen ROIs)

		Gepaarte Differenzen			
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzinterva. Unterer Wert
Paaren 1	PräOp_OpFußROI3und5_M W - PräOpNOpFußROI3und5_M W	-,00604	,06514	,00960	-,02539
	PräOp_OpFußROI4und6_M W - PräOpNOpFußROI4und6_M W	,00052	,06562	,00967	-,01896

		Gepaarte ... 95% Konfidenzintervall ...	Signifikanz			
		Oberer Wert	T	df	Einseitiges p	Zweiseitiges p
Paaren 1	PräOp_OpFußROI3und5_M W - PräOpNOpFußROI3und5_M W	,01330	-,629	45	,266	,532
	PräOp_OpFußROI4und6_M W - PräOpNOpFußROI4und6_M W	,02001	,054	45	,479	,957

Tabelle 16: Präoperative Unterschiede der lateralen Digiti (gepaarte Differenzen)

Es ergeben sich für die Basen der lateralen Strahlen Knochendichteunterschiede mit einer Signifikanz von  $t(46) = ,054$  ,  $p = ,957$  und für die jeweils gesamten Strahlen mit  $t(46) = -,629$  ,  $p = ,532$ . Hier lässt sich somit kein signifikanter Unterschied der

Knochendichten nachweisen, die Nullhypothese „kein signifikanter Unterschied“ muss beibehalten werden. Dies bedeutet, dass sich die schmerzbedingte Entlastung des Hallux valgus-Zehs, dessen reduzierte BMD in Kapitel 3.1.2 „Knochendichte des 1. Strahls im beidseitigen Vergleich“ signifikant nachgewiesen wurde, nicht zu einer signifikanten konsekutiven Erhöhung der BMD der anderen vier Strahlen führt und ist am ehesten damit zu erklären, dass die Differenzen im gemessenen Kollektiv zu gering sind, um die Hürde der Signifikanz zu überwinden.

#### 3.1.4. Knochendichte im postoperativen Verlauf

Im Rahmen dieser prospektiven Studie wurde als weitere Hypothese definiert, dass es postoperativ zu einer Zunahme der Knochendichte im Bereich des 1. Strahls und der Basis des Digitus I des Hallux valgus-Fußes kommt. Um dies nachzuweisen ist es von entscheidender Bedeutung, dass nicht einfach alle präoperativen mit allen 6-Wochen- bzw. 6-Monats-Kontrollen verglichen werden, sondern dass jeweils die individuellen Werte „gepaart“ gegeneinander geprüft werden. Daraus ergibt sich zwangsläufig, dass in mehreren einzelnen Kohorten getestet werden musste, welche zum Startzeitpunkt auch voneinander abweichende BMD-Werte aufwiesen. Die Kohortengröße kann der Tabelle 8 „Anzahl der Probanden, welche an den entsprechenden Kontrollen teilgenommen haben“ entnommen werden.

Entscheidender als die absoluten Werte für die Knochendichte ist für diese Arbeit die Frage nach der Dynamik der Werte. So kann im ersten Schritt festgestellt werden, dass die Knochendichte vom präoperativen Zeitpunkt bis zur 6-Wochenkontrolle vor allem im Bereich des 1. Strahls signifikant abnimmt.

### Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	PräOpHallux_ROI1_MW	,54833	27	,130077	,025033
	Ko6WoHallux_ROI1_MW	,41183	27	,218518	,042054
Paaren 2	PräOpHallux_ROI2_MW	,67091	27	,147794	,028443
	Ko6WoHallux_ROI2_MW	,53498	27	,234776	,045183
Paaren 3	PräOpHalluxROI3u5_MW	,49178	27	,151665	,029188
	Ko6WoHallux_ROI3u5_MW	,40050	27	,237850	,045774
Paaren 4	PräOpHalluxROI4u6_MW	,59803	27	,155937	,030010
	Ko6WoHallux_ROI4u6_MW	,50811	27	,227440	,043771

### Test bei gepaarten Stichproben

Mittelwert	Std.- Abweichung	Gepaarte Differenzen			T	df	Signifikanz	
		Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
			Unterer Wert	Oberer Wert				
,136500	,165149	,031783	,071169	,201831	4,295	26	<,001	<,001
,135926	,177045	,034072	,065889	,205963	3,989	26	<,001	<,001
,091278	,140643	,027067	,035641	,146914	3,372	26	,001	,002
,089917	,137070	,026379	,035694	,144140	3,409	26	,001	,002

Tabelle 17: Vergleich der PräOP- und der 6-Wochen-Kontrolle der Hallux valgus-FüÙe

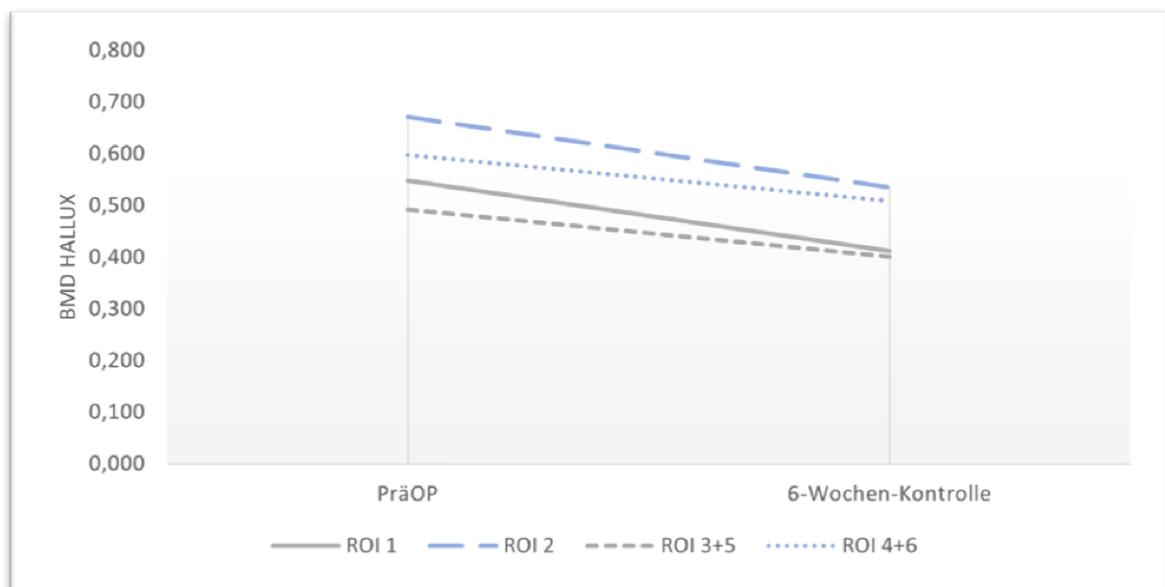


Abbildung 24: 6-Wochen-Verlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der operierten Seite

Betrachtet man nun den Verlauf zwischen dem präoperativen Zeitpunkt und der 6-Monatskontrolle, so stellt man fest, dass auch hier eine signifikante Abnahme der Knochendichte nachweisbar ist:

#### Korrelationen bei gepaarten Stichproben

Paaren	Paarung	N	Korrelation	Signifikanz	
				Einseitiges p	Zweiseitiges p
Paaren 1	PräOpHallux_ROI1_MW & Ko6MOHallux_ROI1_MW	28	,734	<,001	<,001
Paaren 2	PräOpHallux_ROI2_MW & Ko6MOHallux_ROI2_MW	28	,709	<,001	<,001
Paaren 3	PräOpHalluxROI3u5_MW & Ko6MOHallux_ROI3u5_MW	28	,829	<,001	<,001
Paaren 4	PräOpHalluxROI4u6_MW & Ko6MOHallux_ROI4u6_MW	28	,817	<,001	<,001

#### Test bei gepaarten Stichproben

Mittelwert	Std.-Abweichung	Gepaarte Differenzen			T	df	Signifikanz	
		Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
			Unterer Wert	Oberer Wert				
,134946	,146736	,027731	,078048	,191845	4,866	27	<,001	<,001
,131661	,167763	,031704	,066609	,196712	4,153	27	<,001	<,001
,116375	,138749	,026221	,062574	,170176	4,438	27	<,001	<,001
,121911	,135452	,025598	,069388	,174434	4,762	27	<,001	<,001

Tabelle 18: Vergleich der PräOP- und der 6-Monats-Kontrolle der Hallux valgus-Füße

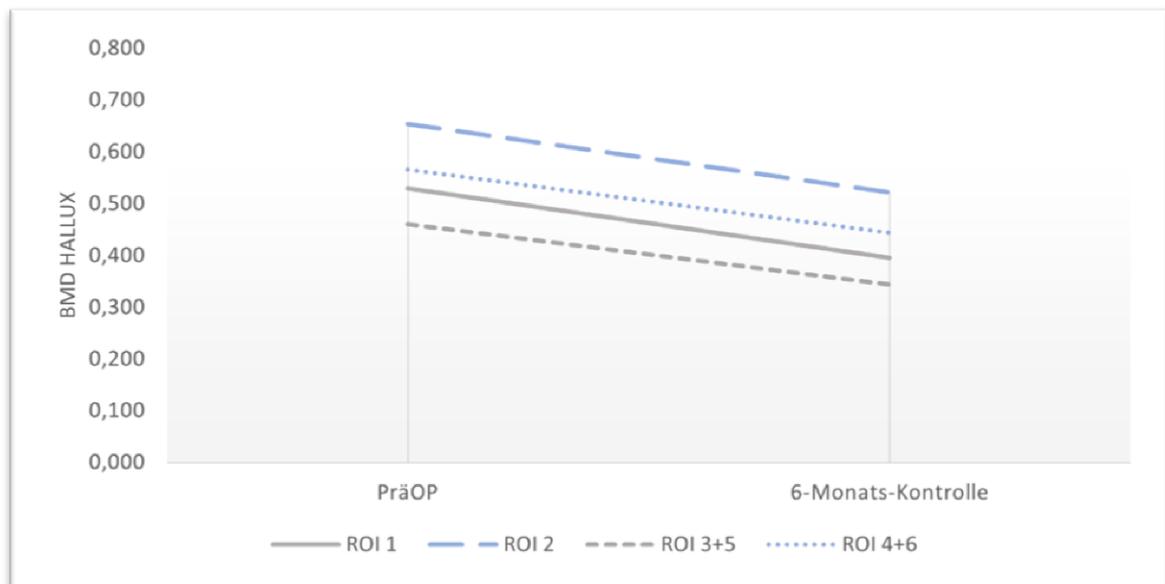


Abbildung 25: 6-Monats-Verlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der operierten Seite

Zum Vergleich werden im Folgenden die präoperativen in Verbindung mit den 6-Monats-Kontrollwerten der nichtoperierten Füße analysiert:

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

Paaren	Paarung	N	Korrelation	Signifikanz	
				Einseitiges p	Zweiseitiges p
Paaren 1	PräOpNOPROI1_MW & Ko6MONOp_ROI1_MW	23	,778	<,001	<,001
Paaren 2	PräOpNOPROI2_MW & Ko6MONOp_ROI2_MW	23	,786	<,001	<,001
Paaren 3	PräOpNOPROI3u5_MW & Ko6MONOp_ROI3u5_MW	23	,845	<,001	<,001
Paaren 4	PräOpNOPROI4u6_MW & Ko6MONOp_ROI4u6_MW	23	,827	<,001	<,001

**Test bei gepaarten Stichproben**

Mittelwert	Std.-Abweichung	Gepaarte Differenzen			T	df	Signifikanz	
		Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
			Unterer Wert	Oberer Wert				
,099609	,139976	,029187	,039078	,160139	3,413	22	,001	,002
,106087	,152361	,031769	,040201	,171973	3,339	22	,001	,003
,096511	,141484	,029501	,035329	,157693	3,271	22	,002	,003
,074065	,162178	,033816	,003934	,144196	2,190	22	,020	,039

Tabelle 19: Vergleich der PräOP- und der 6-Monats-Kontrolle der nichtoperierten Füße

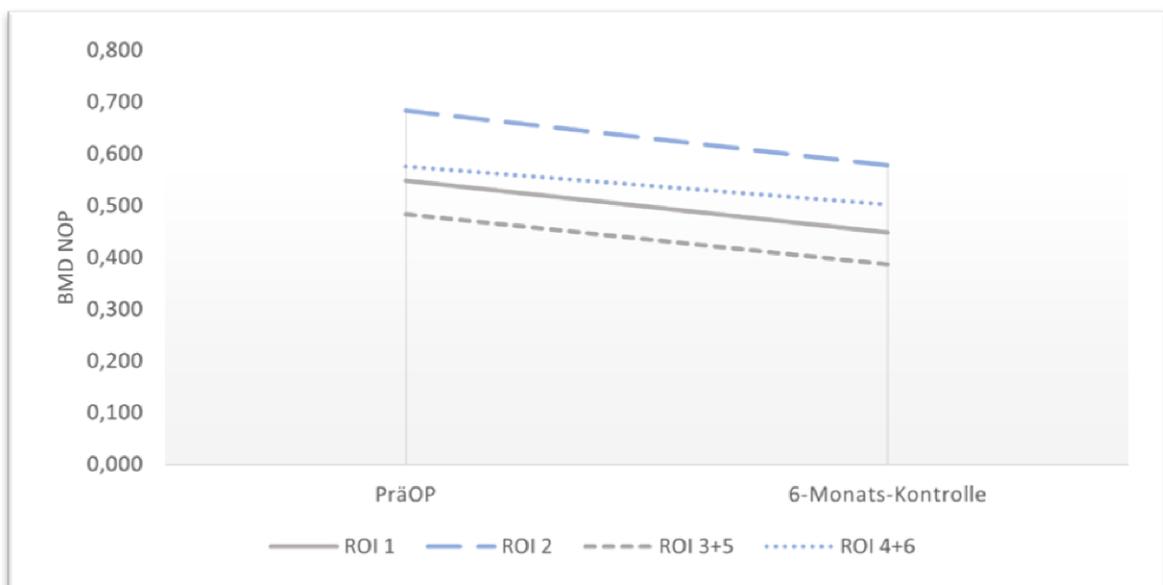


Abbildung 26: 6-Monats-Verlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der nichtoperierten Seite

Ein einfacher Vergleich der 6-Wochen- zu den 6-Monatsverläufen ist wenig aussagekräftig hinsichtlich der Hypothese, dass die Knochendichte postoperativ zunimmt. Interessant ist der tatsächliche individuelle Verlauf einzelner Patienten. Da sich, wie in Kapitel 2.4 „Datenverarbeitung“ bereits beschrieben, aufgrund des postoperativen Ausschlusses einzelner Probanden und der fehlenden Kooperationsbereitschaft einiger anderer Probanden deutliche Lücken in den Kontrollgruppen ergeben haben, ist die Testgruppe, die an allen Messungen teilgenommen hat, entsprechend kleiner ( $n = 20$ ). Diese Gruppe liefert aber interessante Werte, die mit einer t-Testung ohne unverhältnismäßig aufwendige post-hoc-Korrekturen nicht aussagekräftig wären. Stattdessen wird auf einen Vergleich der Varianzanteile zurückgegriffen. Mithilfe der ANOVA („Analysis of Variance“) können die interindividuellen Verläufe gut verglichen und die Signifikanz der Werte ermittelt werden. Voraussetzung hierfür ist, neben den normalverteilten abhängigen Variablen (siehe hierzu Kapitel 3.1.1 „Datenintegrität“), eine ausreichende Sphärizität, auch Zirkularität genannt. Diese ist eine zusätzliche Annahme, die bei statistischen Verfahren mit Messwiederholung gemacht werden muss und stellt ein Maß für die Homogenität der Varianzen dar. Sie wird anhand eines Mauchly-Tests überprüft für dessen Ergebnis gilt, dass eine ausreichende Sphärizität gegeben ist, wenn der p-Wert größer oder gleich dem festgelegten alpha-Niveau von .05 ist. Dies muss für jede einzelne Teilmessung überprüft werden und wird hier anhand des ROI 1 des Hallux valgus-Fußes beispielhaft dargestellt:

#### Mauchly-Test auf Sphärizität<sup>a</sup>

Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Ungefähres Chi-Quadrat	df	Sig.	Greenhouse-Geisser	Epsilon Huynh-Feldt (HF)	Untergrenze
Zeitpunkte	,900	1,888	2	,389	,909	1,000	,500

Prüft die Nullhypothese, dass sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjekt-design: Zeitpunkte

Tabelle 20: Überprüfung des ROI 1 auf Sphärizität anhand eines Mauchly-Tests

Da der p-Wert des Mauchly-Tests nicht signifikant ist (hier .389), ist Sphärizität gegeben. Das bedeutet, dass die Varianzdifferenzen aller Messpaare der Messungen ähnlich groß sind. Daraus leitet sich eine Effektgröße (Eta-Quadrat) von .384 ab.

**Tests der Innersubjekteffekte**

Maß: MASS\_1

Quelle		Typ III Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta- Quadrat
Zeitpunkte	Sphärizität angenommen	,227	2	,113	11,836	<,001	,384
	Greenhouse-Geisser	,227	1,819	,125	11,836	<,001	,384
	Huynh-Feldt (HF)	,227	2,000	,113	11,836	<,001	,384
	Untergrenze	,227	1,000	,227	11,836	,003	,384
Fehler(Zeitpunkte)	Sphärizität angenommen	,364	38	,010			
	Greenhouse-Geisser	,364	34,558	,011			
	Huynh-Feldt (HF)	,364	38,000	,010			
	Untergrenze	,364	19,000	,019			

**Tabelle 21: Ermittlung der Effektgröße Eta-Quadrat**

Die Varianzanalyse kann also durchgeführt werden, ohne dass angenommen werden muss, dass ein erhöhtes Risiko besteht, einen Fehler 1. Art zu begehen.

Im nächsten Schritt werden die einzelnen Paare verglichen und wir stellen fest, dass zwar eine signifikante Änderung vom präoperativen Zeitpunkt zum Zeitpunkt der 6-Wochen-Kontrolle besteht (.002), jedoch nicht zwischen diesem und dem Zeitpunkt der 6-Monatskontrolle (.424).

### Paarweise Vergleiche

Maß: MASS\_1

(I) Zeitpunkte	(J) Zeitpunkte	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.-Fehler	Sig. <sup>b</sup>	95% Konfidenzintervall für Differenz <sup>b</sup>	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	,146 <sup>*</sup>	,035	,002	,054	,238
	3	,105 <sup>*</sup>	,031	,009	,024	,186
2	1	-,146 <sup>*</sup>	,035	,002	-,238	-,054
	3	-,041	,026	,424	-,110	,029
3	1	-,105 <sup>*</sup>	,031	,009	-,186	-,024
	2	,041	,026	,424	-,029	,110

Basiert auf geschätzten Randmitteln

\*. Die Mittelwertdifferenz ist in Stufe ,05 signifikant.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Tabelle 22: Paarweiser Vergleich der Differenzendes ROI 1 zu den verschiedenen Zeitpunkten (präOP = 1, 6-Wochen-Kontrolle = 2 und 6-Monats-Kontrolle = 3)

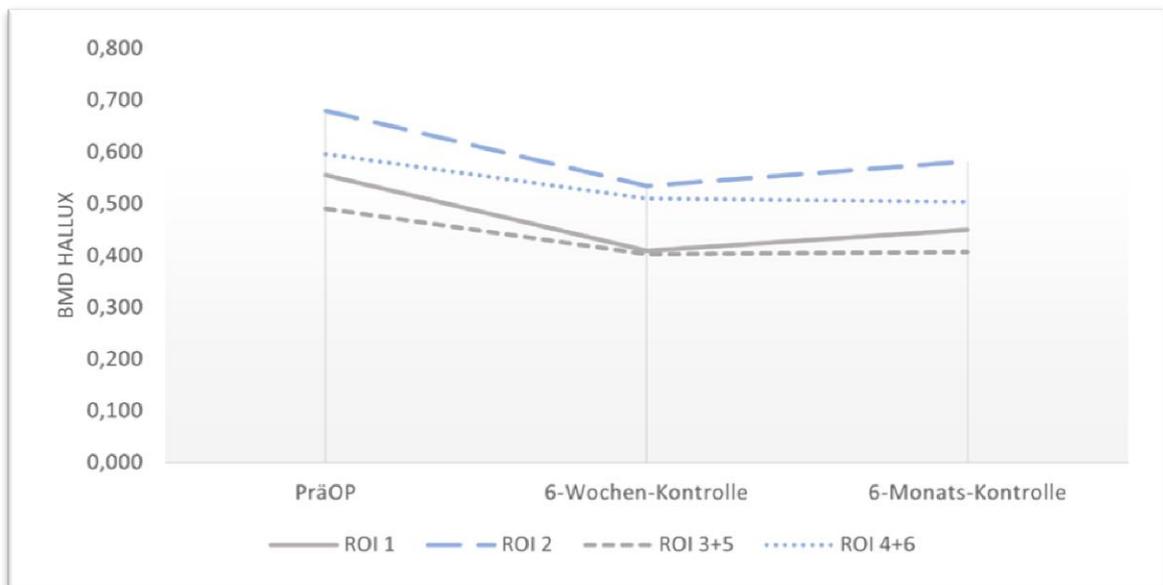


Abbildung 27: Gesamtverlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der operierten Seite

Ausgehend von der Tatsache, dass der Fuß bis zur 6-Wochen-Kontrolle geschont wurde und erst im Anschluss Gelegenheit zur vollständigen Rekonvaleszenz hatte, wird nun überprüft, ob für die einzelnen ROIs eine signifikante Zunahme nachgewiesen werden kann. Hierzu werden zwei Gruppen gebildet. Zum einen werden die medialen,

mittleren und lateralen Metatarsalia zusammen mit den Phalangen gegeneinander verglichen (ROI 1, 3 und 5), zum anderen jeweils nur die Metatarsalia (ROI 2, 4 und 6). Die genaue Einteilung der ROIs ist der Tabelle 6 „Zuordnung der ROIs in enCore“ zu entnehmen. Diesen werden die gleichen Tests des jeweils nicht operierten Fußes gegenübergestellt:

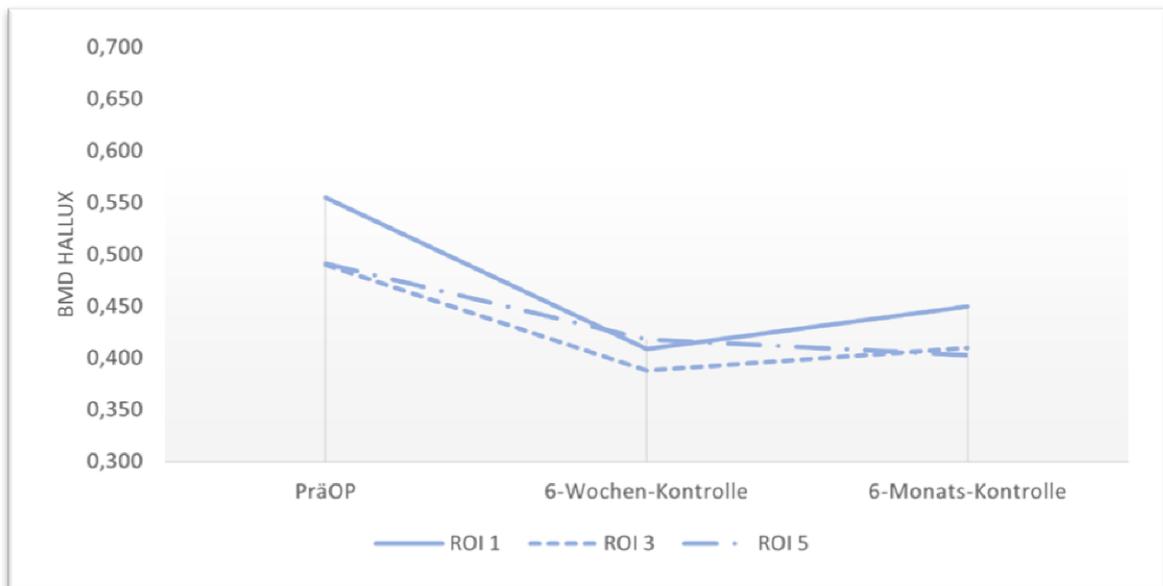


Abbildung 28: Verlauf der BMD der Metatarsalia und der Phalangen des operierten Fußes

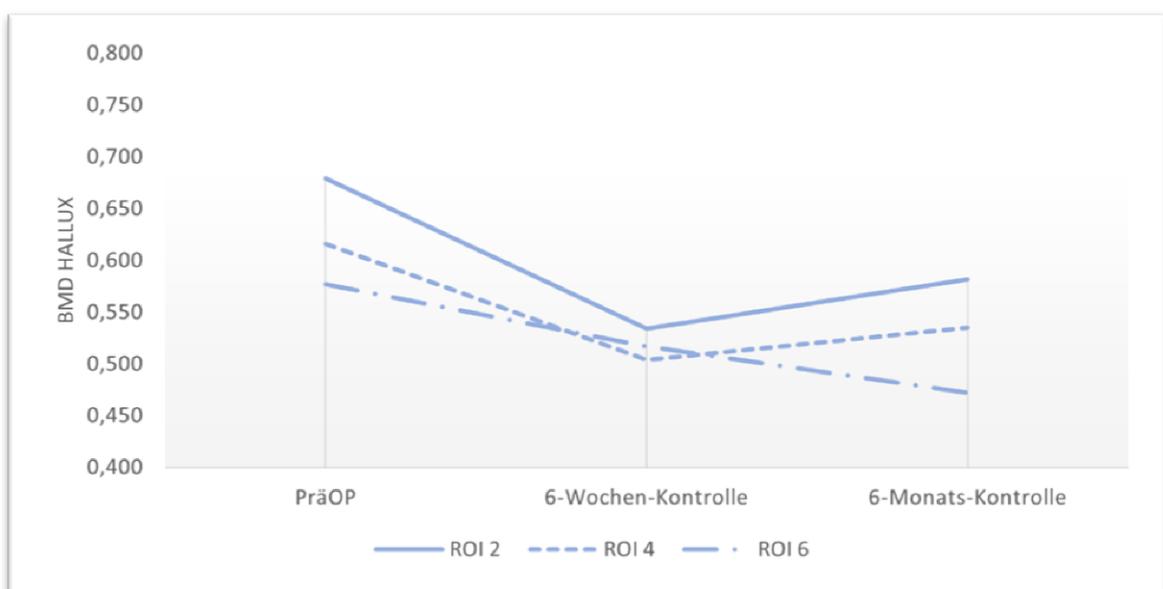


Abbildung 29: Verlauf der BMD der Metatarsalia des operierten Fußes

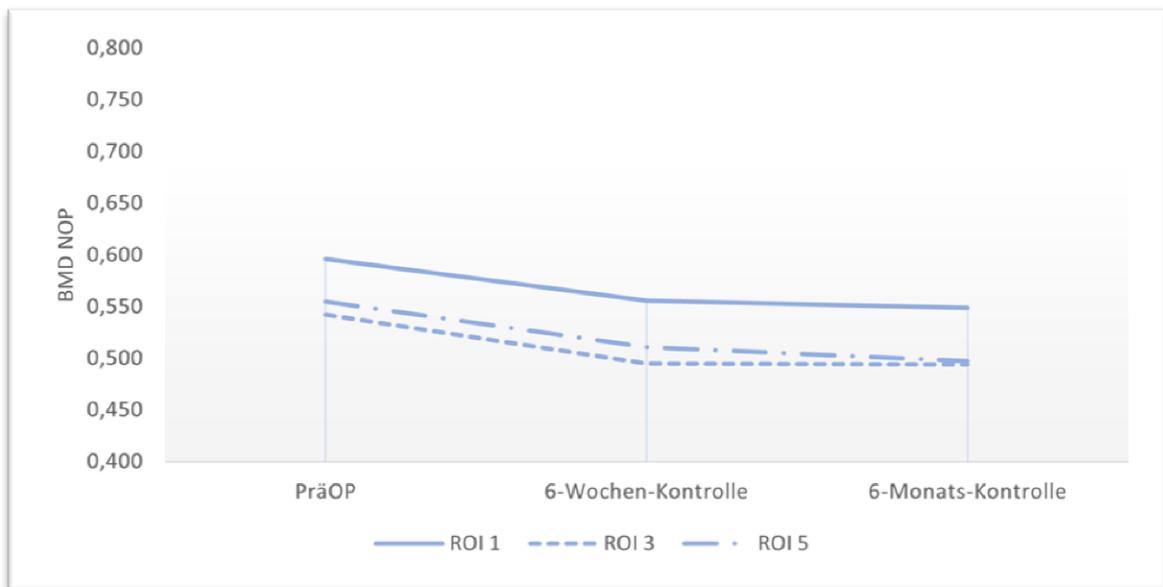


Abbildung 30: Verlauf der BMD der Metatarsalia und der Phalangen des nichtoperierten Fußes

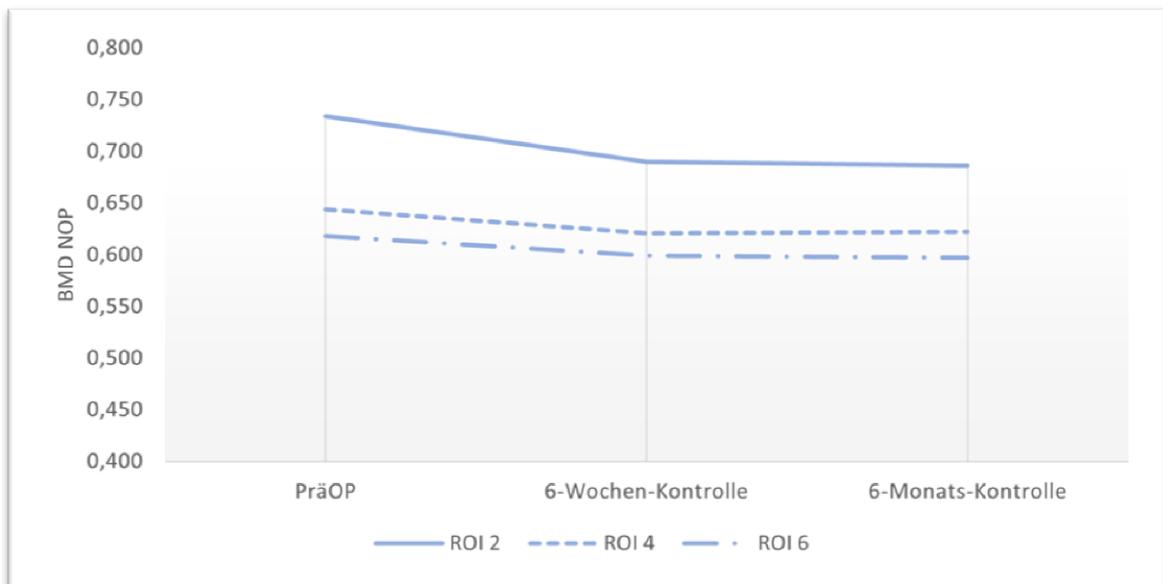


Abbildung 31: Verlauf der BMD der Metatarsalia des nichtoperierten Fußes

Die Werte der medialen und mittleren Strahlen weisen im Vergleich zu den Werten des lateralen Strahls nach der 6-Wochen-Kontrolle auf eine deutliche Kehrtwende hin. Da dies im Kontroll-Fuß nicht der Fall ist, spricht das für eine beginnende Knochendichte-

zunahme in Verbindung mit einer zunehmend nach medial verlagerten Belastung. Dies ist ein Trend im Sinne der Arbeitshypothese, kann aber statistisch nicht signifikant belegt werden:

#### Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Ko6WoHallux_ROI1_MW	,40893	20	,222512	,049755
	Ko6MOHallux_ROI1_MW	,44957	20	,208213	,046558
Paaren 2	Ko6WoHallux_ROI2_MW	,53352	20	,243943	,054547
	Ko6MOHallux_ROI2_MW	,58247	20	,232573	,052005
Paaren 3	Ko6WoHallux_ROI3_MW	,38757	20	,233873	,052296
	Ko6MOHallux_ROI3_MW	,41020	20	,222587	,049772
Paaren 4	Ko6WoHallux_ROI4_MW	,50430	20	,232201	,051922
	Ko6MOHallux_ROI4_MW	,53535	20	,227896	,050959
Paaren 5	Ko6WoHallux_ROI5_MW	,41793	20	,287030	,064182
	Ko6MOHallux_ROI5_MW	,40318	20	,261403	,058451
Paaren 6	Ko6WoHallux_ROI6_MW	,51655	20	,274136	,061299
	Ko6MOHallux_ROI6_MW	,47182	20	,229534	,051325

#### Test bei gepaarten Stichproben

Mittelwert	Std.- Abweichung	Gepaarte Differenzen			T	df	Signifikanz	
		Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
			Unterer Wert	Oberer Wert				
-,040650	,118423	,026480	-,096074	,014774	-1,535	19	,071	,141
-,048950	,132248	,029572	-,110844	,012944	-1,655	19	,057	,114
-,022625	,116959	,026153	-,077363	,032113	-,865	19	,199	,398
-,031050	,119444	,026708	-,086952	,024852	-1,163	19	,130	,259
,014750	,122129	,027309	-,042408	,071908	,540	19	,298	,595
,044725	,129450	,028946	-,015859	,105309	1,545	19	,069	,139

Tabelle 23: Paarweiser Vergleich aller ROIs zwischen der 6-Wochen-Kontrolle und der 6-Monatskontrolle

### Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Ko2TaHallux_ROI1_MW	,40502	25	,212116	,042423
	Ko6MOHallux_ROI1_MW	,39060	25	,218644	,043729
Paaren 2	Ko2TaHallux_ROI2_MW	,53052	25	,226008	,045202
	Ko6MOHallux_ROI2_MW	,51790	25	,241631	,048326
Paaren 3	Ko2TaHallux_ROI3_MW	,34062	25	,227159	,045432
	Ko6MOHallux_ROI3_MW	,35086	25	,227584	,045517
Paaren 4	Ko2TaHallux_ROI4_MW	,45984	25	,225152	,045030
	Ko6MOHallux_ROI4_MW	,47606	25	,232848	,046570
Paaren 5	Ko2TaHallux_ROI5_MW	,36244	25	,272756	,054551
	Ko6MOHallux_ROI5_MW	,33766	25	,265909	,053182
Paaren 6	Ko2TaHallux_ROI6_MW	,45890	25	,267930	,053586
	Ko6MOHallux_ROI6_MW	,41354	25	,238171	,047634

### Test bei gepaarten Stichproben

Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Gepaarte Differenzen		T	df	Signifikanz	
			95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
			Unterer Wert	Oberer Wert				
,014420	,078582	,015716	-,018017	,046857	,918	24	,184	,368
,012620	,086680	,017336	-,023160	,048400	,728	24	,237	,474
-,010240	,075119	,015024	-,041248	,020768	-,682	24	,251	,502
-,016220	,078544	,015709	-,048642	,016202	-1,033	24	,156	,312
,024780	,100189	,020038	-,016576	,066136	1,237	24	,114	,228
,045360	,095592	,019118	,005902	,084818	2,373	24	,013	,026

Tabelle 24: Paarweiser Vergleich aller ROIs zwischen der Postoperativen Kontrolle und der 6-Monatskontrolle

Eine Signifikanz lässt sich an dieser Stelle nicht ableiten da die Ergebnisse auf ein zu kleines Kollektiv schließen lassen. Diese Limitation wird in Kapitel 4 "Diskussion" erörtert.

## 3.2. Barographische Ergebnisse

### 3.2.1. Datenintegrität

Die barographischen Daten wurden bei der präoperativen Untersuchung und bei der Kontrolle nach 6 Monaten erhoben. Es erfolgten jeweils zwei Messungen nach einem standardisierten Verfahren (siehe Kapitel 2.3.2 „Laufbandanalyse“). Die Werte der Mean Peak Pressure (MPP) wurden paarweise gebündelt und deren Mittelwert für die weiteren Auswertungen verwendet. Die Verwendung von Mittelwerten macht an dieser Stelle Sinn, weil die einzelnen Messequenzen von vornherein zwischen 9 und 10 einzelne Standphasen umfassen und beim Auslesen der Rohdaten mittels des eigens modifizierten Matlab-Programms nur die Mittelwerte pro ROI der einzelnen Standphasen erfasst werden konnten.

Entscheidend für eine sinnvolle Auswertung waren auch hier adäquate Messwerte, die sich aufgrund der bereits erwähnten mangelnden Compliance der Probanden, individueller Probleme (Gangunsicherheit, Unregelmäßigkeiten in der Schrittfolge, etc.), aber auch technischer Limitationen auf effektiv acht verwertbare Datensätze reduzierten. Das mediane Alter der Probanden, insgesamt sieben weibliche und ein männlicher, lag bei 47,5 Jahren.

Hinsichtlich der Datenintegrität erfolgte auch hier der Shapiro-Wilk-Test für jedes ROI, jede Seite und jeden Zeitpunkt separat. Exemplarisch betrachten wir im Detail den wichtigsten Bereich: ROI 6 (Einteilung der ROIs siehe Tabelle 7) der präoperativen Hallux valgus-Füße. Die p-Werte der Shapiro-Wilk-Tests aller anderen Messungen werden übersichtshalber in Tabelle 26 zusammengefasst.

Für den ROI 6 konnte präoperativ eine Signifikanz von 0,406 auf (siehe Tabelle 25) ermittelt werden. Eine grafische Darstellung ist in Abbildung 32 in Form eines Histogramms und in Abbildung 33 als QQ-Diagramm zu sehen. Insgesamt konnten für alle relevanten ROIs der Hallux valgus-Füße sowohl prä- als auch postoperativ eine Normalverteilung nachgewiesen werden. Ebenso für die meisten präoperativen ROIs der Gegenseite. Lediglich bei den nicht dezidiert betrachteten postoperierten

ROIs 5, 7 und 8 der nichtoperierten Seite wurde die Hürde der Signifikanz nicht überschritten, sodass die Werte als nicht normalverteilt zu werten sind (Details siehe Tabelle 26).

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
PräOpHalluxROI 6	,242	8	,200	,980	8	,406

Tabelle 25: Shapiro-Wilk-Test des ROI 6 der präoperativen Hallux valgus-FüÙe

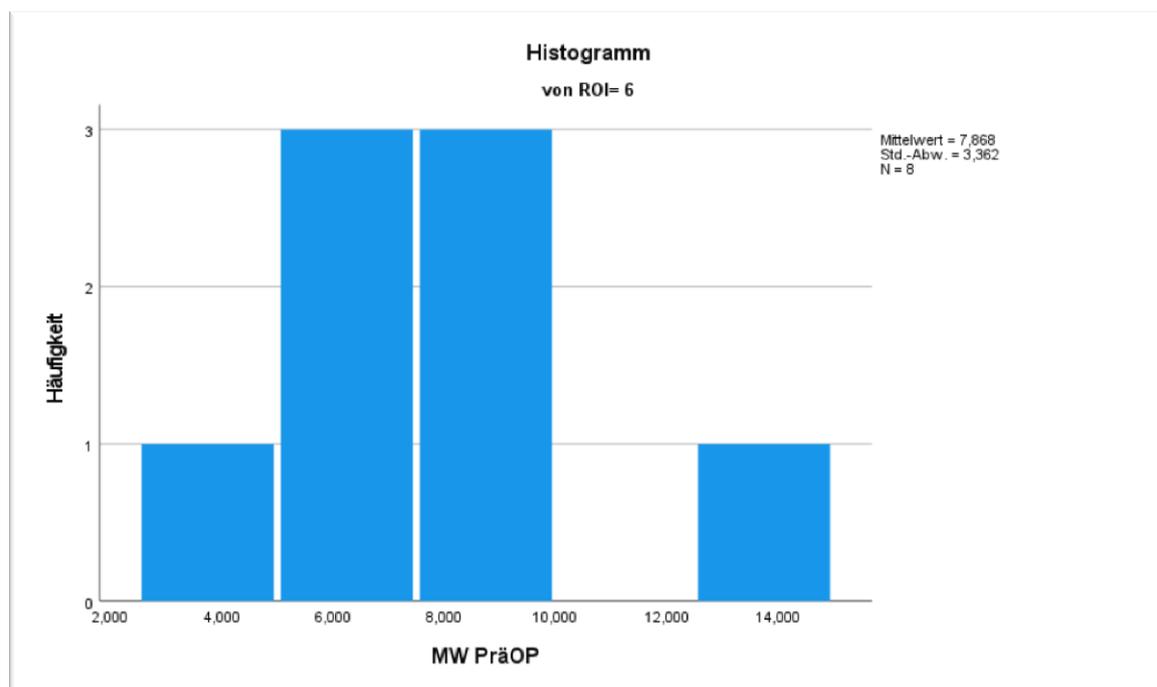


Abbildung 32: Histogramm der Normalverteilung des ROI 6 der präoperativen Hallux-FüÙe

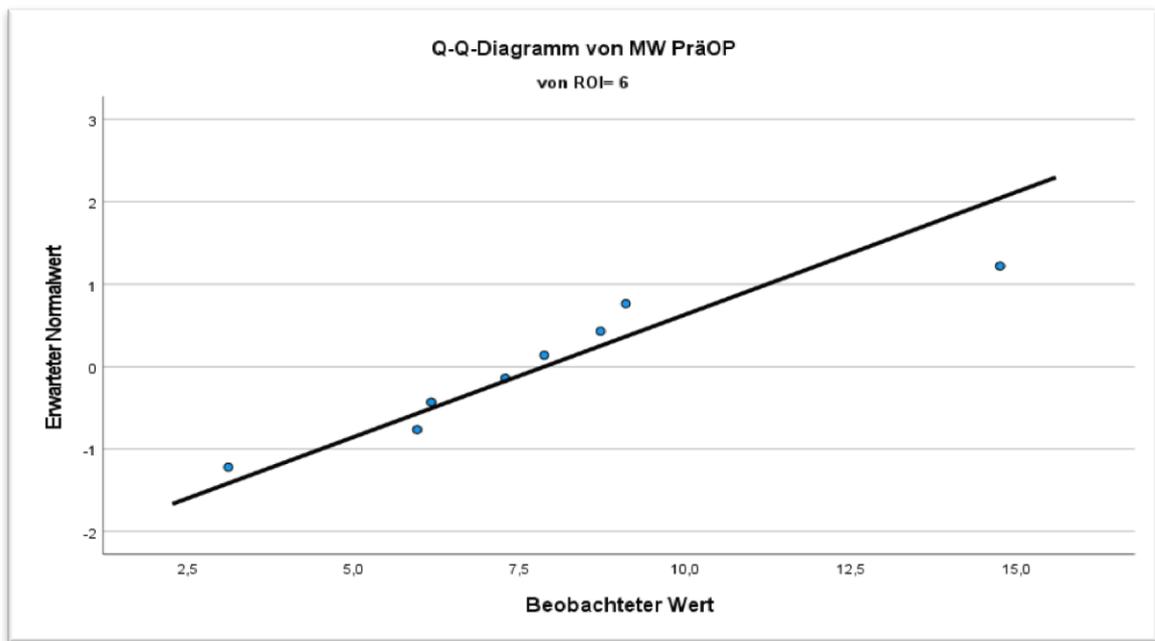


Abbildung 33: Q-Q-Diagramm der Normalverteilung des ROI 6 der präoperativen Hallux-FüÙe

ROI	PräOP-Messung		6-Monate-Kontrolle	
	Hallux	NOP	Hallux	NOP
1	0,079	0,799	0,033	0,727
2	0,125	0,008	0,041	0,042
3	0,143	0,321	0,253	0,445
4	0,589	0,838	0,844	0,893
5	0,906	0,107	0,572	0,002
6	0,406	0,939	0,977	0,157
7	0,259	0,008	0,565	0,017
8	0,102	0,013	0,681	0,014

Tabelle 26: p-Werte nach Shapiro-Wilk für alle ROIs

### 3.2.2. Analyse der Druckbelastungszonen im Seitenvergleich

Im ersten Schritt wurden die MPP pro ROI (eine Einteilung der ROIs findet sich in Tabelle 7) im Seitenvergleich betrachtet, sowohl für den präoperativen als auch den postoperativen Zeitpunkt (bei der 6-Monats-Kontrolle):

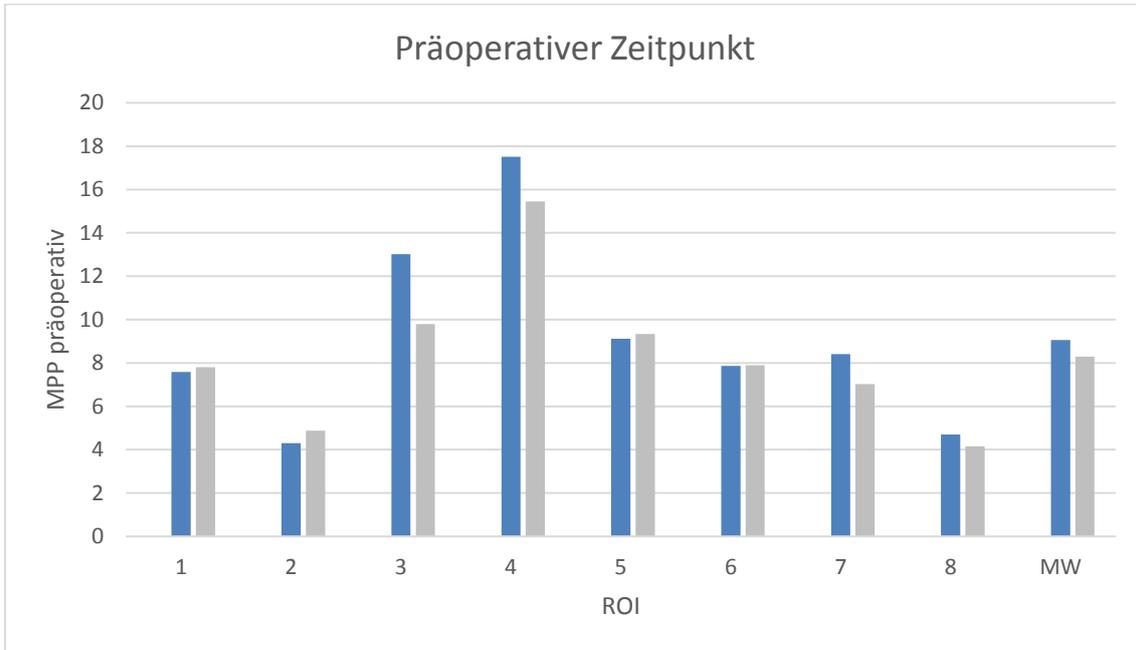


Abbildung 34: Mean Peak Pressure (MPP) aufgelöst nach ROI (1-8) und des Mittelwerts aller ROIs zum präoperativen Zeitpunkt im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierter Fuß)

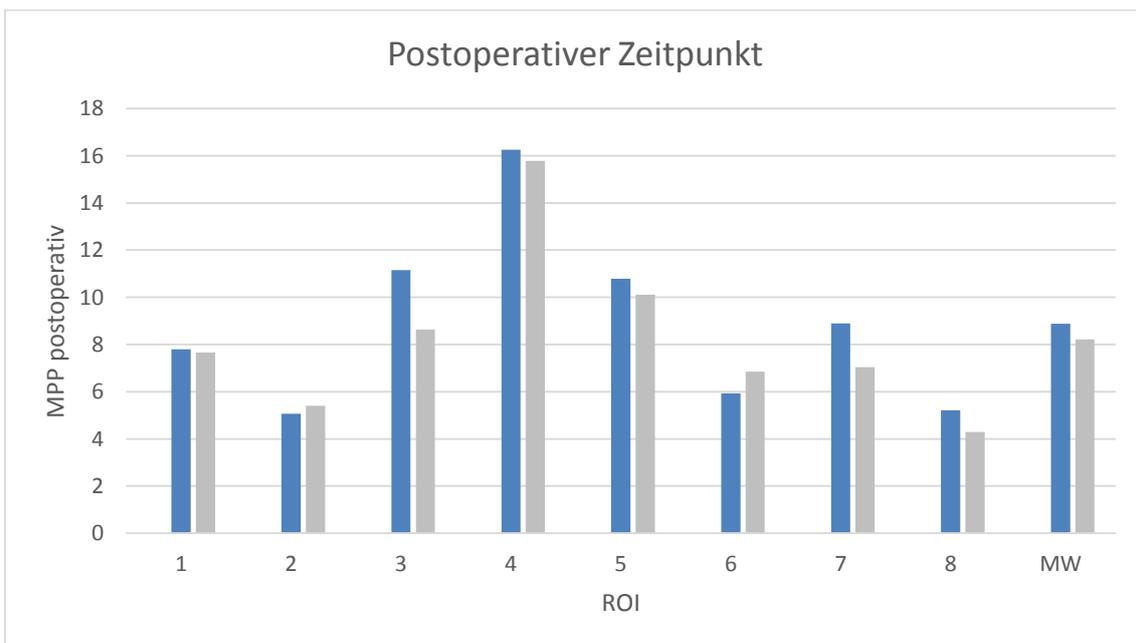


Abbildung 35: Mean Peak Pressure (MPP) aufgelöst nach ROI (1-8) und des Mittelwerts aller ROIs zum postoperativen Zeitpunkt im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierter Fuß)

Es fällt auf, dass der mediale Vorfuß (ROI 3) präoperativ am Hallux valgus-Fuß widererwarten stärker belastet wird als auf der nichtoperierten Seite. Der mediale Zehenbereich (ROI 6) wird postoperativ sogar weniger stark belastet, als dies präoperativ der Fall war. Auch dieses Ergebnis deckt sich nicht mit den Erwartungen.

Betrachtet man die Seitenunterschiede nun statistisch (siehe Tabelle 27 für die präoperativen Werte, Tabelle 28 für die postoperativen Werte und Tabelle 29 für die Mittelwerte der gesamten Füße), so zeigt sich für die relevanten ROIs 3 und 6 (1. Strahl) präoperativ eine deutlich größere Seitendifferenz als postoperativ. Für ROI 3 ist das Signifikanzniveau präoperativ  $t(8) = 3,442$ ,  $p = .011$ , während es postoperativ bei  $t(8) = 1,231$ ,  $p = .258$  liegt.

Zudem lässt sich beobachten, dass der nichtoperierte Fuß zum präoperativen Zeitpunkt ( $t(8) = 4,429$ ,  $p = .003$ ) stärker belastet wird, als dies postoperativ der Fall ist ( $t(8) = 2,532$ ,  $p = .039$ ).

**Test bei gepaarten Stichproben**

	Gepaarte Differenzen					T	df	Signifikanz	
	Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
				Unterer Wert	Oberer Wert				
HV1 Prä - NOP1 Prä	-,219074	1,536627	,543280	-1,503726	1,065579	-,403	7	,349	,699
HV2 Prä - NOP2 Prä	-,574652	1,569828	,555018	-1,887062	,737757	-1,035	7	,167	,335
HV3 Prä - NOP3 Prä	3,218374	2,644993	,935146	1,007104	5,429643	3,442	7	,005	,011
HV4 Prä - NOP4 Prä	2,056966	1,909196	,675003	,460839	3,653094	3,047	7	,009	,019
HV5 Prä - NOP5 Prä	-,211225	1,855558	,656039	-1,762511	1,340061	-,322	7	,378	,757
HV6 Prä - NOP6 Prä	-,021357	1,743261	,616336	-1,478760	1,436045	-,035	7	,487	,973
HV7 Prä - NOP7 Prä	1,377945	1,824673	,645119	-,147519	2,903410	2,136	7	,035	,070
HV8 Prä - NOP8 Prä	,541723	,861592	,304619	-,178586	1,262032	1,778	7	,059	,119

Tabelle 27: Signifikanzniveau der Differenzen der ROIs im Seitenvergleich - präoperativ

**Test bei gepaarten Stichproben**

	Gepaarte Differenzen					T	df	Signifikanz	
	Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p
				Unterer Wert	Oberer Wert				
HV1 Post - NOP1 Post	,134407	1,645732	,581854	-1,241460	1,510273	,231	7	,412	,824
HV2 Post - NOP2 Post	-,344068	1,468161	,519073	-1,571482	,883345	-,663	7	,264	,529
HV3 Post - NOP3 Post	2,520473	5,793226	2,048215	-2,322785	7,363731	1,231	7	,129	,258
HV4 Post - NOP4 Post	,477520	2,375008	,839692	-1,508037	2,463077	,569	7	,294	,587
HV5 Post - NOP5 Post	,664863	2,593200	,916835	-1,503106	2,832833	,725	7	,246	,492
HV6 Post - NOP6 Post	-,920918	2,160220	,763753	-2,726907	,885071	-1,206	7	,134	,267
HV7 Post - NOP7 Post	1,862571	3,499989	1,237433	-1,063492	4,788635	1,505	7	,088	,176
HV8 Post - NOP8 Post	,913238	1,861339	,658083	-,642880	2,469356	1,388	7	,104	,208

Tabelle 28: Signifikanzniveau der Differenzen der ROIs im Seitenvergleich - postoperativ

Test bei gepaarten Stichproben										
	Mittelwert	Std.- Abweichung	Gepaarte Differenzen			T	df	Signifikanz		
			Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				Einseitiges p	Zweiseitiges p	
				Unterer Wert	Oberer Wert					
MW-HV Prä - MW-NOP Prä	,771084	,492405	,174091	,359424	1,182745	4,429	7	,002	,003	
MW-HV Post - MW-NOP Post	,663575	,741260	,262075	,043866	1,283284	2,532	7	,020	,039	

Tabelle 29: Signifikanzniveau der Differenzen der gesamten Füße im Seitenvergleich (prä- und postoperativ)

### 3.2.3. Analyse der Druckbelastungszonen im zeitlichen Verlauf

Neben der Verhältnismäßigkeit der Druckbelastung im Seitenvergleich ist die Bestimmung der Veränderung der Druckbelastung vom präoperativen zum postoperativen Zeitpunkt ebenfalls von entscheidender Bedeutung. Im nächsten Schritt werden deshalb die einzelnen ROIs im zeitlichen Verlauf analysiert:

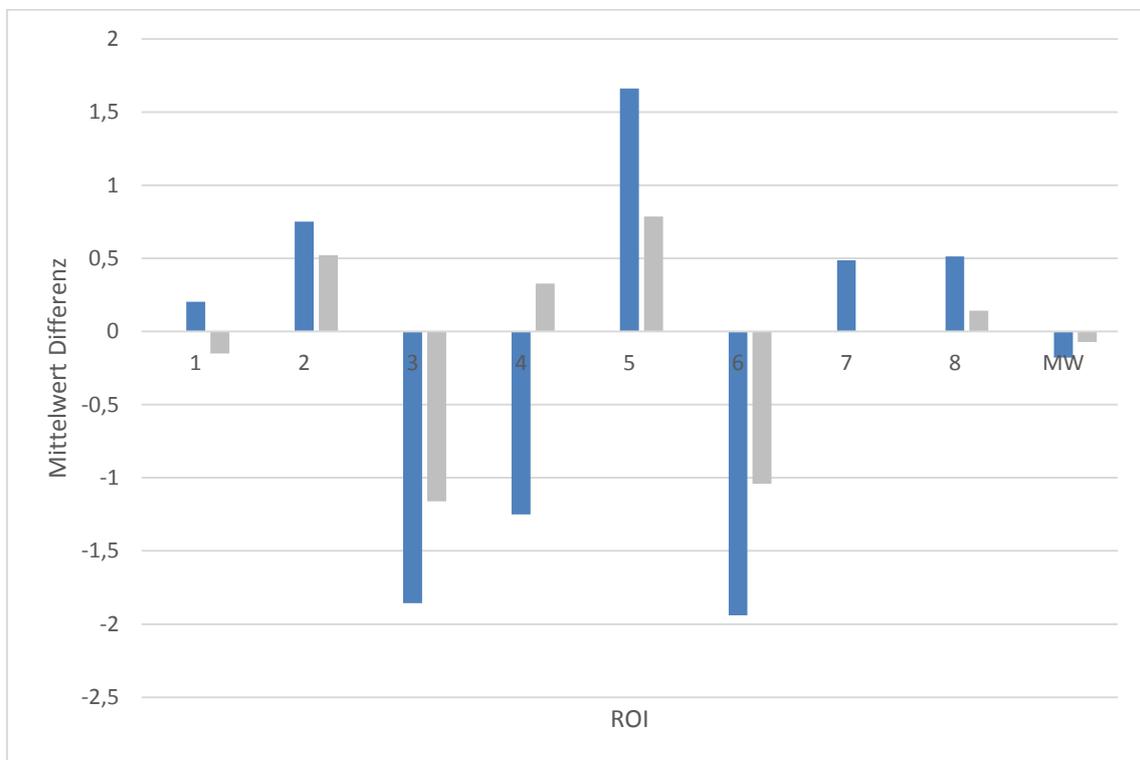


Abbildung 36: Differenzen vom prä- zum postoperativen Zeitpunkt, aufgelöst je nach ROI und im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierte Seite)

Betrachtet man den Mittelwert aller ROIs über die gesamte Standphase so fällt auf, dass der Hallux valgus-Fuß postoperativ insgesamt weniger belastet wird. Es erscheint sinnvoll, diese Tatsache bei der Auswertung zu berücksichtigen, sodass die Veränderungen idealerweise normiert betrachtet werden:

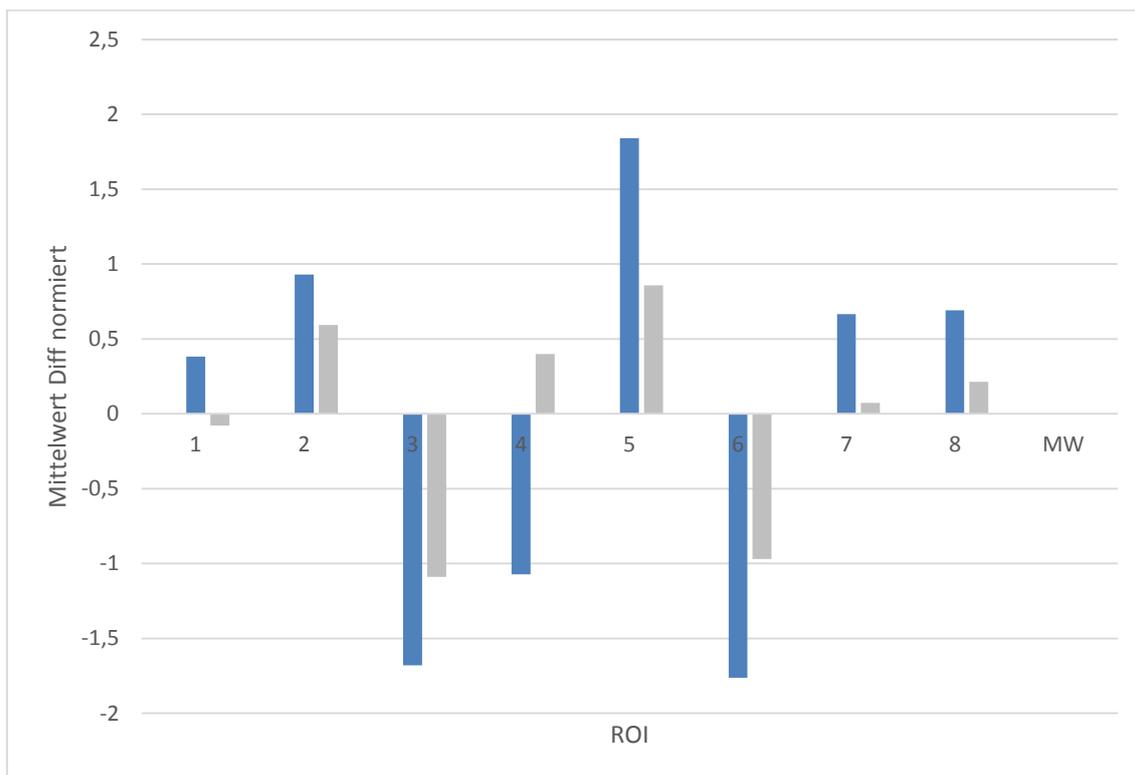


Abbildung 37: Normierte Differenzen vom prä- zum postoperativen Zeitpunkt, je nach ROI und im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierte Seite)

Es zeichnet sich ab, dass sowohl der operierte als auch der nichtoperierte Fuß postoperativ vor allem medial weniger stark belastet werden. Auf der Hallux valgus-Seite findet sich eine deutliche Lateralisierung. Die Verteilung ist in den folgenden Boxplot noch detaillierter dargestellt:

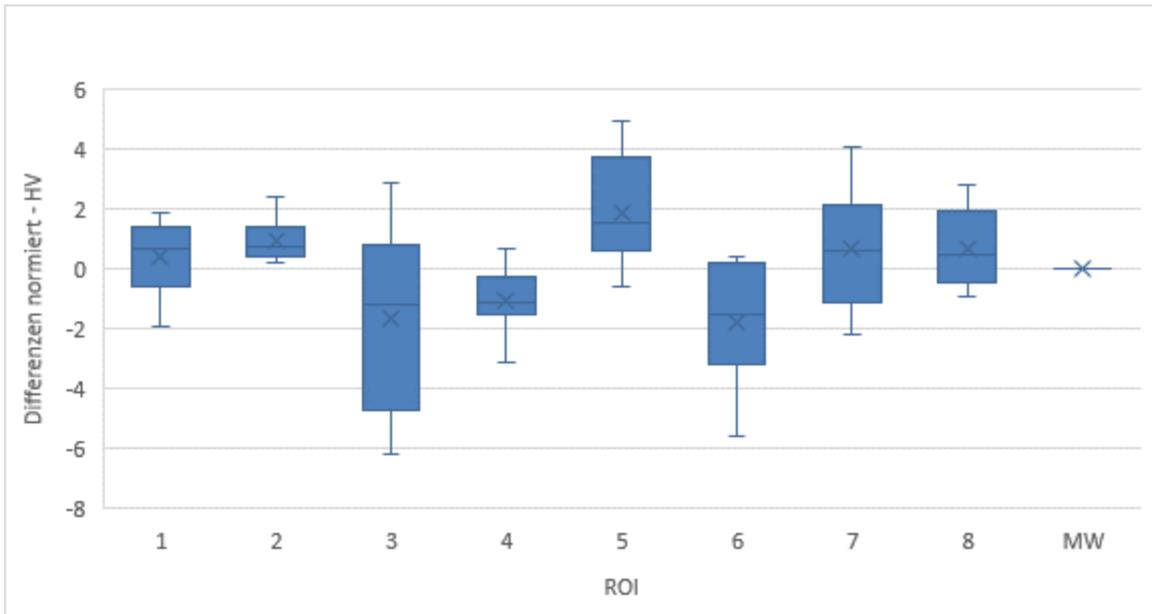


Abbildung 38: Boxplot der prä- zu postoperativen Differenzen der einzelnen ROIs der Hallux valgus-Seite

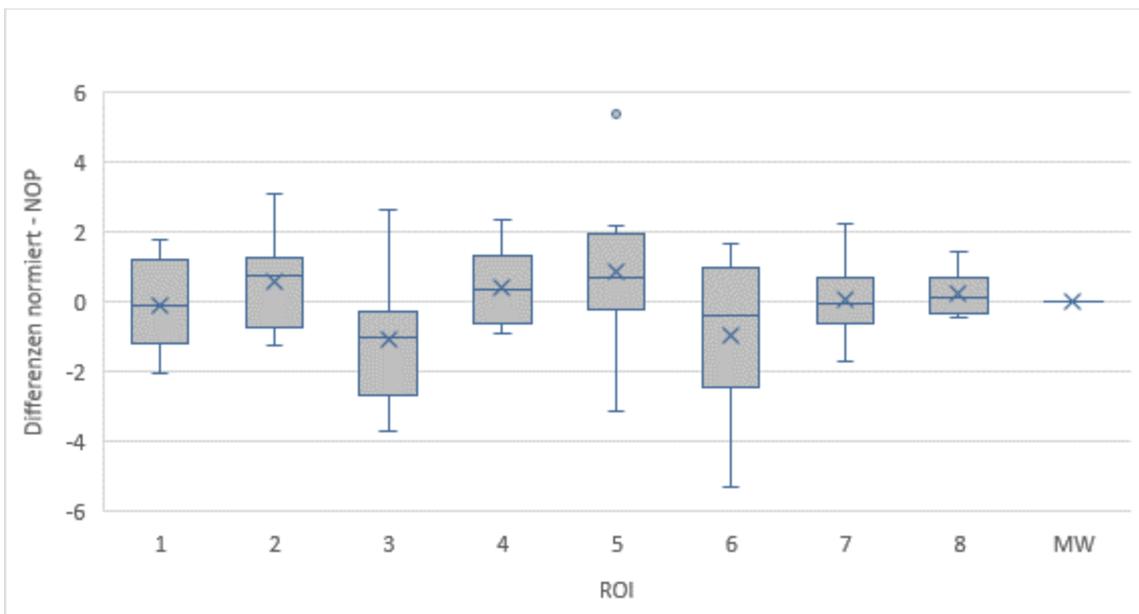


Abbildung 39: Boxplot der prä- zu postoperativen Differenzen der einzelnen ROIs der nichtoperierten Seite

Bestimmt man die Bedeutsamkeit der Differenzen vom präoperativen zum postoperativen Zeitpunkt, so zeigt sich, dass eine signifikante Veränderung weder am operierten Fuß (Tabelle 30) noch am nichtoperierten Fuß (Tabelle 31) nachweisbar ist.

**Test bei gepaarten Stichproben**

	Gepaarte Differenzen					Signifikanz			
	Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		T	df	Einseitiges p	Zweiseitiges p
				Unterer Wert	Oberer Wert				
HV1 Prä - HV1 Post	-,203333	1,030035	,364173	-1,064464	,657798	-,558	7	,297	,594
HV2 Prä - HV2 Post	-,752056	,759739	,268608	-1,387214	-,116899	-2,800	7	,013	,027
HV3 Prä - HV3 Post	1,857633	3,839576	1,357495	-1,352332	5,067599	1,368	7	,107	,213
HV4 Prä - HV4 Post	1,250901	1,780598	,629537	-,237716	2,739519	1,987	7	,044	,087
HV5 Prä - HV5 Post	-1,661432	1,457671	,515365	-2,880076	-,442789	-3,224	7	,007	,015
HV6 Prä - HV6 Post	1,940633	2,968770	1,049619	-,541321	4,422586	1,849	7	,053	,107
HV7 Prä - HV7 Post	-,487073	1,910887	,675601	-2,084614	1,110469	-,721	7	,247	,494
HV8 Prä - HV8 Post	-,512999	1,157739	,409322	-1,480893	,454895	-1,253	7	,125	,250
MW-HV Prä - MW-HV Post	,179025	1,027824	,363391	-,680257	1,038308	,493	7	,319	,637

**Tabelle 30: Signifikanzniveaus der Differenzen zwischen prä- und postoperativer Untersuchung, aufgelistet nach den ROIs der operierten Seite**

**Test bei gepaarten Stichproben**

	Gepaarte Differenzen					Signifikanz			
	Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		T	df	Einseitiges p	Zweiseitiges p
				Unterer Wert	Oberer Wert				
NOP1 Prä - NOP1 Post	,150148	1,088091	,384698	-,759519	1,059814	,390	7	,354	,708
NOP2 Prä - NOP2 Post	-,521472	,708144	,250367	-1,113496	,070551	-2,083	7	,038	,076
NOP3 Prä - NOP3 Post	1,159733	2,810666	,993720	-1,190043	3,509508	1,167	7	,141	,281
NOP4 Prä - NOP4 Post	-,328545	1,701700	,601642	-1,751202	1,094112	-,546	7	,301	,602
NOP5 Prä - NOP5 Post	-,785344	2,228865	,788023	-2,648722	1,078034	-,997	7	,176	,352
NOP6 Prä - NOP6 Post	1,041072	3,044193	1,076285	-1,503937	3,586081	,967	7	,183	,366
NOP7 Prä - NOP7 Post	-,002446	1,451486	,513178	-1,215919	1,211027	-,005	7	,498	,996
NOP8 Prä - NOP8 Post	-,141484	,600763	,212402	-,643735	,360767	-,666	7	,263	,527
MW-NOP Prä - MW-NOP Post	,071516	,993278	,351177	-,758885	,901917	,204	7	,422	,844

**Tabelle 31: Signifikanzniveaus der Differenzen zwischen prä- und postoperativer Untersuchung, aufgelistet nach den ROI der nichtoperierten Seite**

## 4. Diskussion

### 4.1. Problemstellung

Der Hallux Valgus ist eine zunehmend häufige, multikausale Erkrankung, die immer öfter operativ versorgt wird. Es haben sich verschiedene operative Verfahren etabliert, die alle gemein haben, dass sie die einzige Option zur dauerhaften Stellungskorrektur darstellen (Wülker et al., 2015, Stukenborg-Colsman et al., 2017). Auch für eine konservative Therapie stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung, jedoch kann diese nur symptomatisch wirken. So wurde beispielsweise für das Kinesiotaping in der Frühphase der Behandlung eine schmerzlindernde Wirkung nachgewiesen (Karabicak et al., 2015).

Zur Beurteilung der postoperativen Ergebnisse finden sich eine Reihe von Studien, die sich vor allem mit den subjektiven Parametern beschäftigen, also in erster Linie dem Wohlbefinden, dem Schmerz, der Funktionalität, etc. (Dujela et al., 2022, Korwin-Kochanowska et al., 2020, Abdalbary, 2018, Chen et al., 2016).

Es finden sich aber auch Studien, die sich explizit mit den postoperativen Veränderungen hinsichtlich des Gangbildes befassen. Diese beschränken sich jedoch auf den Erfolg physiotherapeutischer Maßnahmen (Schuh et al., 2008) oder auf einzelne Operationstechniken, wie zum Beispiel die Scarf-Osteotomie (Jones et al., 2004) oder die Resektionsarthroplastik nach Keller-Brandes (Nikratowicz et al., 2009).

### 4.2. Testverfahren

Eine vergleichbare Arbeit, die sowohl osteodensitometrische als auch pedobarographische Messverfahren zur Beurteilung des postoperativen Verlaufs nach einer Hallux Valgus-Operation im Rahmen einer prospektiven Studie kombiniert, gibt es bis dato nicht. Es fanden sich aber eine Reihe an vergleichbaren Studien zu einzelnen Fragestellungen dieser Dissertation, deren Ergebnisse zu Vergleichen und

deren Testverfahren zur Validierung der hier verwendeten Messtechniken herangezogen werden können.

#### 4.2.1. Osteodensitometrie

Nach wie vor stellt die *Dual-energy X-Ray Absorptiometrie* (DXA) in der Diagnostik der Osteoporose und damit der Knochendichtemessung den Goldstandard dar. Jedoch ist auch diese Technik nicht frei von potenziellen Fehlerquellen. Da bei der DXA ein Summationsbild erstellt wird, werden auch andere mineralhaltigen Strukturen, die sich im Strahlengang befinden, mit in die Messung eingeschlossen. Dies ist vor allem bei anterior-posterioren Aufnahmen der LWS hinsichtlich möglicher Aortenverkalkung, Spondylophyten, Bandscheibendegeneration etc. von Bedeutung (Franck et al., 1995, Link, 2016). Auch andere Erkrankungen die Einfluss auf den BMD-Wert haben können und die es üblicherweise zu berücksichtigen gilt (Link et al., 1997), insbesondere Morbus Paget, Knochenmetastasierung oder Hämangiome, spielen bei der Untersuchung der Füße aufgrund der geringen Weichteildicke eine sehr untergeordnete Rolle. Insbesondere auch, da es klinisch und radiologisch in diesem Patientenkollektiv hierfür keine Hinweise gab.

Dass die DXA auch hinsichtlich der osteodensitometrischen Beurteilungen eines Hallux valgus-Fußes ein probates Mittel zur Erfassung der Knochendichte des Vorfußes darstellt, konnte erwiesen werden (Viedenz, 2021). Dabei handelt es sich um ein bis zu diesem Zeitpunkt in dieser Form und für diesen Zweck noch nicht angewendetes Verfahren. Es finden sich zwar Studien zur Beurteilung der Knochendichte von Handgelenken und der Fingerknochen (Bae et al., 2007, Brownbill and Ilich, 2002a, Deodhar et al., 1994), jedoch nicht einer Hallux valgus-Deformität. Ebenfalls konnte er eine signifikante Korrelation zwischen dem Osteoporosegrad der LWS und der Dichte der Fußknochen nachweisen. Die Studie beschränkt sich auf Messungen von Hallux valgus-Füße und die kontralateralen Füße von symptomatischen, jedoch nicht operierten Patienten. Sie zeigt, dass das Verfahren auch für postoperative Vergleiche durchaus geeignet ist.

So wurde im ersten Schritt die Knochendichte des Hallux valgus-Fußes im Verhältnis zu den vier lateralen Strahlen und zudem im Seitenvergleich betrachtet. Es konnte sowohl für die Basis als auch für den gesamten Strahl eine signifikant reduzierte BMD am Hallux valgus-Fuß nachgewiesen werden (Basis:  $p = .004$ , ganzer Strahl:  $p = .041$ ). Dieses eindeutige Ergebnis ist vor allem vor dem Hintergrund interessant, dass bei der häufig hereditär bedingten, multikausalen Erkrankung des Hallux valgus überproportional oft beide Großzehen betroffen sind (Crooks et al., 2022, Coughlin and Jones, 2007). In diesem Patientenkollektiv ( $n = 46$ ) war das bei 78% der Probanden ( $n' = 36$ ) der Fall und deckt sich somit mit den Ergebnissen aus früheren Studien. Da ausschließlich der symptomführende Fuß für die Operation infrage kam, darf angenommen werden, dass sich die Minderung der Knochendichte aufgrund der in der Hypothese angenommenen schmerzbedingten Entlastung des betroffenen Strahls entwickelt hat. Leider war aufgrund des Ethikvotums keine Röntgenuntersuchung des kontralateralen Fußes zur Evaluation des Schweregrades durchführbar. Gleiches gilt, trotz erheblich geringerer Strahlung, für die Vergleichsmessungen an fußgesunden Probanden. Beides wäre an dieser Stelle wünschenswert und sinnvoll gewesen.

Im weiteren Schritt wurde überprüft, ob der Hallux valgus-Fuß *insgesamt* weniger belastet wurde, was die Knochendichteabnahme des ersten Strahls ebenfalls erklären könnte. Doch diese Hypothese muss bei einem Signifikanzniveau von  $p = .183$  für den Vorfuß und  $p = .159$  für die Metatarsalia verworfen werden. An dieser Stelle wäre auch der subjektive Eindruck der Probanden interessant und könnte bei zukünftigen Studien zu dieser Thematik um einen Fragebogen ergänzt werden. Hier würde sich im Rahmen der besseren Vergleichbarkeit mit anderen Studien die Anwendung des AOFAS-Score anbieten, der zu den gängigsten Fragebögen zur Beurteilung fußchirurgischer Maßnahme zählt und sich bereits bei der pedobarographische Analyse operativ behandelte Patienten mit Hallux valgus bewährt hat (Wallek, 2019).

Da der Hallux valgus-Fuß zwar nicht weniger belastet wurde, die Knochendichte des ersten Strahls aber signifikant niedriger ist, wurde sodann überprüft, ob es zu einer konsekutiven Zunahme der BMD-Werte der vier lateralen Digiti gekommen ist. Diese

Hypothese muss bei einem Signifikanzniveau von  $p = .957$  für die Basen und  $p = .532$  für die jeweils gesamten Strahlen verworfen werden. Entscheidend ist hier wohl, dass sich die signifikant reduzierte BMD des ersten Strahls auf gleich vier laterale Strahlen verteilt und so die Schwelle zur Signifikanz nicht erreicht wird. Es wäre zu diskutieren, ob diesbezüglich eine Messung aller vier einzelnen Metatarsale bzw. der einzelnen Digiti einen Vorteil erbracht hätte. Dies müsste hinsichtlich der Signifikanz in Einzeltests überprüft werden und kann mit den hier verwendeten ROIs, welche die mittleren drei Digiti nur gemäß der longitudinalen Ausdehnung (Metatarsale versus ganzer Strahl) und nicht nach der transversalen Gliederung (Digiti II, III und IV) unterteilt, nicht rückwirkend überprüft werden.

Eine große Bedeutung kommt der Auswertung des postoperativen, individuellen Verlaufs zu. Es ist wenig sinnvoll, an dieser Stelle einfach die Kohorten in Bezug auf die BMD-Werte der einzelnen ROIs zu überprüfen. Daher wurde der Verlauf jedes einzelnen Probanden über drei Zeitpunkte (unmittelbar postoperativ, nach 6 Wochen und nach 6 Monaten) hinweg gemessen. Es konnte gezeigt werden, dass die Knochendichte beider Füße zwischen dem Zeitpunkt der Operation und der 6 Wochen-Kontrolle signifikant abnimmt. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der Fuß - und vor allem der operierte mediale Strahl - postoperativ zwar voll belastet werden darf, aufgrund des Verbandsschuhs aber nicht korrekt abgerollt werden kann und durch die hieraus resultierende reduzierte Biegekraft auch weniger Belastung auf die Zehen erfolgt. Hinzu kommt eine generelle Schonung nach der Operation und somit eine konsekutive Minderbelastung der unteren Extremitäten, was auch am gesunden Fuß nachgewiesen werden konnte und darauf schließen lässt, dass es postoperativ auch längerfristig zu einer Minderbelastung der unteren Extremitäten gekommen ist.

Der Effekt, dass die Knochendichte bei ausbleibender Beanspruchung abnimmt, konnte bereits in anderen Studien nachgewiesen werden (Yamada, 2022, Sibonga et al., 2015). Eine Normalisierung des Gangbildes und damit die Restitution der Knochendichte ist somit vor allem für den Zeitraum zwischen der 6 Wochen- und der 6 Monatskontrolle zu erwarten. Hier zeigt sich für den medialen Teil des operierten

Fußes im Verhältnis zum lateralen Teil eine Zunahme der Knochendichte, welche auf der kontralateralen, nicht operierten Seite, nicht nachgewiesen werden konnte. Ebenso fand sich im Bereich des isoliert betrachteten Digni V der operierten Seite keine Zunahme des BMD-Werts, sodass sich der Trend einer Knochendichtezunahme von lateral nach medial mit zunehmender Deutlichkeit zeigte und somit auf eine Dichtezunahme vor allem im Bereich des Hallux valgus hindeutet. Doch auch hier kann das Signifikanzniveau nicht für alle Teilmessungen erreicht werden, was für ein deutlich zu kleines Patientenkollektiv spricht und leider auch der Tatsache geschuldet ist, dass es im Rahmen prospektiver Studien über diesen Zeitraum immer wieder zum Ausschluss einzelner Probanden kommt, entweder weil sie nicht zu den Kontrollterminen erschienen sind oder weil es zu gesundheitlichen Beeinträchtigungen kam, die einen Ausschluss erforderten. Erschwerend kommt hinzu, dass für eine zuverlässige Aussage über den postoperativen Verlauf jeder einzelne Termin wahrgenommen werden musste und der Wegfall nur einer einzigen Kontrollmessung zum Ausschluss des Probanden führte. Hierdurch reduzierte sich erzwungenermaßen das Probandenkollektiv auf 20 Personen, was die Aussagekraft leider deutlich einschränkt. Die erfolgten Auswertungen liefern aber interessante Hinweise und lassen darauf schließen, dass mit einem größeren Kollektiv sicherlich auch signifikante Ergebnisse erzielt werden können. Es muss an dieser Stelle auch diskutiert werden, wie die Compliance der Probanden bezüglich der Teilnahme an den Verlaufskontrollen gesteigert werden kann. So wäre zu überlegen, ob es nicht sinnvoller gewesen wäre, die 6-Monats-Kontrolle erst nach 12 Monaten durchzuführen. Zum einen wäre die Aussagekraft sowohl der osteodensitometrischen als auch der pedobarographischen Messungen höher, zum anderen hätte der Kontrolltermin dann zeitgleich mit einer möglichen Metallentfernung erfolgen können, was eine zusätzliche Vorstellung in der Klinik überflüssig gemacht und die Compliance somit vermutlich gesteigert hätte.

#### 4.2.2. Pedobarographie

Hinsichtlich der pedobarographischen Messungen konnte bereits von Hofmann et al für nichtoperierte Hallux valgus-Füße ein Maximum der MPP im Bereich des Metatarsale II und III nachgewiesen werden (Hofmann et al., 2019). Dieses Ergebnis deckt sich sowohl mit den Ergebnissen der hier erfolgten Messungen als auch mit Erkenntnissen andere Studien (Nyska et al., 1998, Kernozek et al., 2003, Wen et al., 2012).

Ziel dieser Dissertation war es, neben dem Schwerpunkt der osteodensitometrischen Analyse der postoperativen Veränderungen, auch pedobarographisch Veränderungen des Gangbildes nachweisen zu können. Entgegen der Erwartung, und unter Punkt III) in der Zielsetzung formulierten Hypothese, kann keine *Entlastung*, sondern vielmehr eine verstärkte *Belastung* des ersten Strahls festgestellt werden. Dies kann mehrere Ursachen haben. So kann die anatomische Veränderung beim Hallux valgus dazu führen, dass in der softwareseitigen Auswertung dem ersten Strahl mehr Messpunkte zugeordnet wurden, als das beim normalen Gang – und somit dem postoperativen Gang – üblicherweise der Fall ist. Eine weitere Ursache kann darin begründet sein, dass der Mittelwert über die gesamte Standphase ermittelt wurde und der mediodistale Fuß im Bereich des ROI 6 unverhältnismäßig stark gewichtet wurde.

Bezüglich der Beobachtung, dass auch in der Kontrollmessung nach 6 Monaten am operierten Fuß eine Minderbelastung besteht, ist eine ergänzende Befragung der Patienten hinsichtlich des erfolgten Trainings, Physiotherapie und evtl. noch bestehender Schmerzen als sinnvoll zu erachten. Entsprechende Vorstudien konnten hierzu nicht gefunden werden. Es findet sich lediglich eine multizentrische prospektive Studie der *American Orthopaedic Foot and Ankle Society*, welche sich zwar mit dem subjektiven Empfinden und den Fragen nach Steifheit, Schwellung, Gehfähigkeit, Schmerzen, Aussehen, Gleichgewicht, Beeinträchtigung von Aktivitäten, der Art der getragenen Schuhe und deren Tragekomfort gestellt und hierfür unter anderem den AOFA-Score verwendet, jedoch keine Fragen bezüglich der oben genannten Punkte stellt (Thordarson et al., 2001).

Ein weiterer Punkt, der bei zukünftigen Studien mit ähnlichem Aufbau beachtet werden sollte, ist die Tatsache, dass es in den sechs Monaten zwischen der prä- und der postoperativen Messung auch zu Gewichtsschwankungen kommen kann, die bei der Ermittlung der Mittelwerte des MPP berücksichtigt werden und entsprechend mit einberechnet werden sollten. Auch dieser Punkt kann mittels eines Fragebogens oder einer kurzen Messung schnell und unkompliziert erfasst werden.

Die vorliegenden Messungen zeigen des Weiteren eine postoperative Lateralisierung der Belastung, und zwar sowohl des Hallux valgus-Fußes als auch des nichtoperierten Fußes. Es ist anzunehmen, dass aufgrund der Symmetrie der menschlichen Konstitution und der Bewegungen auch die Füße gleichseitig belastet werden, sofern es keine anatomische Limitierung gibt. Aufgrund fehlender Studien dazu ist jedoch nicht bekannt, ob im Rahmen der Rekonvaleszenz automatisch auch eine Adaptation der Gegenseite stattfindet. Auch dies könnte Bestandteil weiterer Studien werden und damit einen besseren Aufschluss und eine bessere Vorhersage über die postoperativen Veränderungen ermöglichen.

### **4.3. Limitationen dieser Studie**

Diese Studie befasste sich hauptthematisch mit der Frage nach osteodensitometrischen Veränderungen nach einer Hallux Valgus-Operation. Das angewendete Verfahren – die *Dual-Röntgen-Absorptiometrie* (DXA) – stellt bis dato den Goldstandard bei der Untersuchung der Knochendichte dar. Dieses Verfahren wird jedoch hauptsächlich zur Bestimmung des Osteoporosegrades angewendet, sodass das zur Verfügung gestandene Gerät Lunar PRODIGY Primo von GE-Healthcare nur für die Messung an LWS und Hüfte geeicht und für die Verwendung an den Extremitäten nicht vorgesehen war. So musste die individuelle Auswertung der einzelnen Bilder händisch erfolgen, was trotz größter Sorgfalt keine abweichungsfreie Reproduktion der Werte zulässt. Die Entwicklung eines automatisierten Auswertungsverfahrens wäre

wünschenswert gewesen, hätte jedoch seitens des Herstellers erfolgen müssen und stellte für diese Studie somit keine realistische Option dar.

So wurde mit der erstmaligen Anwendung dieses Verfahrens am Fuß Pionierarbeit geleistet und es konnte gezeigt werden, dass die Anwendung der DXA an den Fußknochen verwertbare Ergebnisse liefert. Ein entscheidender Benefit wäre auch durch das Einbeziehen von postoperativen Röntgen-Vergleichsaufnahmen der Probanden beziehungsweise von DXA-Untersuchungen an Fußgesunden entstanden. Beides konnte jedoch aufgrund des Ethikvotums nicht durchgeführt werden. Letzteres wäre vor allem vor dem Hintergrund interessant gewesen, dass die meisten Hallux valgus-Patienten beidseitig Veränderungen aufweisen und ein Vergleich mit Fußgesunden weitere hilfreiche Informationen hätte liefern können.

Hinsichtlich der pedobarographischen Messung ergaben sich Einschränkungen insbesondere durch die Anwendung einer einheitlichen Gehgeschwindigkeit. Dies gewährleistete einerseits zwar eine einheitliche Auswertung, führte aber andererseits zu unnatürlichen Bewegungsprofilen, da für einige Probanden die Geschwindigkeit zu hoch, für andere unnatürlich langsam schien. So mussten – trotz Eingewöhnungsphase bei der Laufbandmessung und ausdrücklichem Hinweis der Probanden, möglichst natürlich zu Gehen – viele Messungen aussortiert werden, da sie keine repräsentativen Ergebnisse zugelassen hätten.

Eine weitere Limitation besteht in der Auswahl der Patienten selbst. Auch hier war das Einbeziehen eines repräsentativen Querschnitts verschiedener Ausprägungsformen des Hallux valgus aufgrund des Ethikvotums nicht möglich. So konnten nur symptomatische Patienten mit eindeutiger Operationsindikation eingeschlossen werden. Ein Vergleich mit Patienten mit einem geringgradig ausgeprägtem Hallux valgus ohne Operationsindikation wäre eine sinnvolle Ergänzung gewesen.

#### 4.4. Ergebnisse

Es handelt sich bei der vorliegenden Arbeit um eine prospektive Studie, die – gemäß den Zielsetzungen – zu mehreren, relevanten Ergebnissen kommt.

Zunächst konnte für die osteodensitometrischen Messungen trotz der relativ kleinen Kohorte im Rahmen der Datenintegrationstests eine Normalverteilung und somit eine solide Grundlage für konsekutive Tests belegt werden.

Die Anwendung der DXA am Fuß wurde in Verbindung mit einer Vorstudie, deren Datenerhebung aber zeitgleich stattfand, erstmalig angewendet. Sowohl in der Vorstudie, welche sich im Schwerpunkt mit den osteodensitometrischen Veränderungen der Füße bei symptomatischen Hallux valgus-Patienten beschäftigte (Viedenz, 2021), als auch in dieser Studie, die sich vor allem mit dem postoperativen Verlauf der osteodensitometrischen Veränderungen befasst, konnten durch die Anwendung der DXA am Fuß verwertbare Ergebnisse generiert werden. Andere Studien konnten zeigen, dass sie DXA auch an den Händen zuverlässige und reproduzierbare Daten liefern konnten. Aufgrund der morphologischen und anatomischen Ähnlichkeit standen somit zumindest Vergleichswerte zur Verfügung (Brownbill and Ilich, 2002b, Haugeberg et al., 2007, Patel et al.).

Es konnte gezeigt werden, dass die Knochendichte des 1. Strahls des Hallux valgus-Zehs signifikant niedriger ist, als dies beim Zeh der Gegenseite der Fall ist. Eine Lateralisierung der Belastung auf die anderen Strahlen konnte aufgrund der geringen Kohortengröße hingegen nicht zweifelsfrei nachgewiesen werden. Auch hier fehlen Vergleichswerte zu früheren Studien. Jedoch konnte eine Lateralisierung bei zunehmender Hallux valgus-Deformität zumindest bei der Messung der Druckpunkte schon in früheren Studien gezeigt werden (Koller et al., 2014, Waldecker, 2002). Dieses Erkenntnis deckt sich mit den Erwartungen dieser Studie, setzt aber in Folgestudien eine größere Kohortengröße voraus.

In der postoperativen Entwicklung konnte nach der 6-Wochen-Kontrolle zudem eine Kehrtwende der initialen Abnahme der Knochendichte des 1. Strahls und der mittleren

Strahlen des Hallux valgus-Fußes beobachtet werden. Diese positive Veränderung, die sonst weder an den lateralen ROIs des Hallux valgus-Fußes und ebenso auch nicht an der Gegenseite nachweisen lies, entspricht exakt der Erwartung der Hypothese. Vergleichen lässt sich dieses Ergebnis auch hier wieder nur mit Studien, die andere Messverfahren gewählt haben, jedoch zu vergleichbaren Ergebnissen kommen. So kamen Opsomer et al. anhand verschiedener Vergleichsmessungen der Kortikalisdicken und deren Verhältnismäßigkeiten im normalen Röntgenbild zu dem Ergebnis, dass die isolierte Hallux valgus-Korrektur zu einer Umverteilung der Belastungen auf den ersten Strahl führt (Opsomer et al., 2010). Auch hier zeigte sich jedoch wieder die Schwäche der Verwendung normaler Röntgenbilder. Neben der fehlenden Reproduzierbarkeit der Messungen und mangelnden Aussagefähigkeit über die tatsächliche Knochendichte, lag das Problem vor allem darin, dass aufgrund der höheren Strahlenbelastung keine Vergleichsbilder zur fußgesunden Seite zur Verfügung standen. Stattdessen mussten die Strahlen des Hallux valgus-Fußes untereinander verglichen werden. Die DXA, wie sie in der vorliegenden Arbeit angewendet und deren Zuverlässigkeit erwiesen wurde, hätte hier viele Vorteile gebracht (siehe Kapitel 2.3.1 „Densitometrie“).

Die pedobarographischen Auswertungen kommen hinsichtlich der angenommenen, präoperativen Schonhaltung zu anderen Ergebnissen, als dies bei der Zielsetzung erwartet worden wäre. Doch auch diese Ergebnisse sind – verglichen mit den postoperativen Werten – in sich schlüssig und reproduzierbar. Um die Signifikanz der Ergebnisse zu steigern, ist jedoch eine größere Probandenanzahl erforderlich.

Betrachtet man die osteodensitometrischen zusammen mit den pedobarografischen Ergebnissen so kann festgestellt werden, dass sich hinsichtlich der postoperativen Belastung der verschiedenen ROIs eine nahezu vollständige Korrelation der beiden Messmethoden ergibt. Einzig die positive Trendwende der osteodensitometrisch erfassten postoperativen Entwicklung der medialen und mittleren Strahlen des operierten Fußes zwischen der 6-Wochen- und der 6-Monatskontrolle kann pedobarographisch nicht differenziert nachgewiesen werden. Dies begründet sich im

Versuchsaufbau, der eine pedobarographische Zwischenmessung zum Zeitpunkt der 6-Wochen-Kontrolle nicht vorsah. Eine positive Entwicklung hin zur „normalen“ Fußbelastung, wie es bei Fußgesunden der Fall ist, konnte Tsujinaka et al. zeigen. Die Studie war jedoch auf die Proximal Crescentic-Osteotomie (PCO) beschränkt und zeigte in der Testgruppe bei der im Schnitt 22 Monate nach Operation erfolgten Messung eine signifikante Zunahme der Druckwerte unter der Hallux valgus-Zehe. Die anderen Vorfußparameter waren nicht signifikant verändert. Im Vergleich der postoperativen Testgruppe zu einer fußgesunden Kontrollgruppe konnte am Hallux valgus-Fuß zwar noch eine erhöhte Druckbelastung des mittleren Vorfußes gemessen werden, jedoch konnte kein signifikanter Unterschied mehr am operierten Hallux valgus-Zeh nachgewiesen werden (Tsujinaka et al., 2019). Grundsätzlich lässt die Limitierung auf nur eine Operationstechnik an dieser Stelle auch nur einen eingeschränkten Vergleich zu, jedoch konnte in einer aktuellen Metaanalyse gezeigt werden, dass die positiven Ergebnisse der postoperativen Verläufe im Allgemeinen nicht mit einer bestimmten Technik korrelieren (Wong et al., 2023).

Aus den Ergebnissen und den Vergleichen mit anderen Arbeiten und Metaanalysen lässt sich ableiten, dass es für Folgestudien ratsam wäre, bezüglich der postoperativen Messungen insgesamt mehrere Zeitpunkte und insbesondere für die letzte Kontrolle einen deutlich größeren zeitlichen Abstand zu wählen.

## 5. Zusammenfassung

Die demografische Entwicklung in Deutschland zeigt eine Zunahme an Patienten, die sich mit einem ein- oder beidseitigen Hallux valgus präsentieren. Die Prävalenz liegt schon heute bei 23% der Erwachsenen zwischen 18-65 Jahren (CI: 16.3 bis 29.6) und 35.7% bei Personen über 65 Jahren (CI: 29.5 bis 42.0). Der unter anderem hereditär bedingte aber auch durch falsches Schuhwerk deutlich begünstigte Hallux valgus stellt somit die häufigste Vorfußdeformität dar (Wülker et al., 2015, Nix et al., 2010, Michael J. Coughlin, 2007).

Ziel dieser Dissertation ist es, mithilfe eines bis dato noch nicht etablierten Verfahrens, eine Reduzierung der Knochendichte des 1. Strahls eines Hallux Valgus-Fußes nachzuweisen. Dies erfolgte unter der Annahme, dass der mediale Fuß schmerzbedingt entlastet wird und es zu einer Lateralisierung der Belastung auf die äußeren Strahlen mit einer konsekutiven Zunahme der Knochendichte führt. Hierzu wurden insgesamt 2758 osteodensitometrische Messwerte an insgesamt 46 Probanden ausgewertet.

Es konnte für die Metatarsalia des jeweils 1. Strahls ein Knochendichteunterschied mit einer Signifikanz von  $t(46) = -3,044$  ,  $p = .004$  und für den gesamten Strahl mit einer Signifikanz von  $t(46) = -2,104$  ,  $p = .041$  nachgewiesen werden.

Hinsichtlich des postoperativen Verlaufs ist auch eine möglicherweise generelle Schonung der betroffenen Extremität von Bedeutung. Dies wurde ebenfalls überprüft, mit dem Ergebnis, dass zwischen den beiden Füßen weder im Bereich des Vorfußes noch im Bereich der Metatarsalia ein relevanter Unterschied der Knochendichte bestand (Vorfuß:  $t(46) = -1,351$  ,  $p = .183$  ; Metatarsalia:  $t(46) = -1,1432$  ,  $p = .159$ ).

Der postoperative Verlauf wurde jeweils nach sechs Wochen und nach 6 Monaten erfasst. Es konnte für die Metatarsalia des 1. Strahls zwischen dem präoperativen Zeitpunkt und der 6-Wochen-Kontrolle eine signifikante Abnahme der Knochendichte nachgewiesen werden ( $n(20)$ ,  $p = .002$ ). Im weiteren Verlauf, zwischen der 6-Wochen- und der 6-Monats-Kontrolle, war dieser jedoch nicht mehr signifikant ( $n(20)$ ,  $p = .424$ ).

Vermutlich bedingt durch die zu zeitnahen Kontrollen und der noch nicht abgeschlossenen Rekonvaleszenz, aber auch aufgrund der Kohortengröße, kann eine langfristige Zunahme der Knochendichte des 1. Strahls des Hallux valgus-Fußes nicht zweifelsfrei nachgewiesen werden. Jedoch zeichnete sich in den Auswertungen diesbezüglich ein eindeutig positiver Trend ab, sodass an dieser Stelle Folgestudien mit einer größeren Probandenzahl und einem modifizierten Testaufbau sinnvoll wären.

Die pedobarographischen Auswertungen der Laufbandanalyse zeigten, dass im Bereich der Metatarsalia des ersten Strahls im Seitenvergleich ein signifikanter Belastungsunterschied vorlag ( $t(8) = 3,442$ ,  $p = .011$ ), der postoperativ nicht mehr nachgewiesen werden konnte ( $t(8) = 1,231$ ,  $p = .258$ ). Interessant ist hier der Vergleich mit den osteodensitometrischen Ergebnissen, die zwar eine Mehrbelastung einer Extremität nicht ausschließt, aber auch keinen belastungsinduzierten Unterschied der Knochendichte nachweisen konnte. Eine signifikante Veränderung des Gangbildes insgesamt konnte in der 6-Monats-Kontrolle nicht nachgewiesen werden.

Ziel dieser Arbeit war es in erster Linie, verschiedene Messverfahren und -methoden auf ihre Eignung bezüglich der Erfassung und Auswertung der postoperativen Verläufe nach Hallux valgus-Operationen hin zu überprüfen. Es konnte erfolgreich gezeigt werden, dass sowohl die verwendeten Techniken als auch die entwickelten Verfahren gute Ergebnisse liefern und sich als Basis für zukünftige Studien eignen. Zudem konnten Schwächen im Studiendesign aufgezeigt und Modifizierungen für Folgestudien benannt werden. Hierzu konnten viele Informationen gewonnen werden, die zwar zum Ausschluss einiger Probanden führten, letztlich aber für zukünftige an dieses Thema anknüpfende Studien auch viele wegweisende Erkenntnisse erbringen konnten.



# I. Quellenverzeichnis

## I.I. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: AP-Röntgenbild des rechten Vorfußes .....	9
Abbildung 2: Pathogenese Hallux valgus (Beschriftung siehe Text) .....	20
Abbildung 3: Dorso-plantare Röntgenaufnahme mit eingezeichnetem IMTA und HA (links) und DMAA (rechts).....	21
Abbildung 4: verschiedene Lokalisationen der Hallux valgus-Operationen: am Großzehengrundglied (orange), retrokapital (rot), diaphysär (grün), proximal (gelb) und im Talo-Metatarsalgelenk 1 (TMT 1, in blau). .....	23
Abbildung 5: Densitometer mit Patienten und Würfel.....	29
Abbildung 6: Messung des rechten Fußes .....	30
Abbildung 7: Laufband mit Druckmessplatte (rechts), Auswertungseinheit (links) und Kamera (vorne).....	30
Abbildung 8: Osteodensitometer „Lunar Prodigy Primo“ mit Kalibrierinstrument und Steuerungseinheit .....	36
Abbildung 9 (links): Zwischen Reisbeuteln eingebetteter Fuß.....	36
Abbildung 10 (rechts): Einzelner, desinfizierbarer Reisbeutel.....	36
Abbildung 11 (links): Laufband Ergo-Run 8.....	38
Abbildung 12 (rechts): Videokamera Canon MD216 .....	38
Abbildung 13: Screenshot der Mess- und Analysesoftware enCore von GE Healthcare .....	40
Abbildung 14: Maske zur Selektion von Knochen (links), Gewebe (mittig) und Artefakten (rechts) .....	40
Abbildung 15: Darstellung der basisnahen ROIs (links) und aller ROIs (rechts) in enCore .....	41
Abbildung 16: Exemplarische Darstellung der Aufteilung der ROIs einer Druckmessung des linken Fußes .....	43
Abbildung 17: Barographische Aufzeichnung der Standphase eines Einzelschritts .....	44
Abbildung 18: Vollständige Einzelanalyse mit je zwei Messsequenzen prä- und postoperativ .	45
Abbildung 19: Altersverteilung zum Zeitpunkt der jeweiligen OP.....	46
Abbildung 20: Histogramm der Normalverteilung des ROI 1 der präoperativen Hallux-Füße ...	49
Abbildung 21: Q-Q-Diagramm der Normalverteilung des ROI 1 der präoperativen Hallux-Füße .....	49
Abbildung 22: Vergleich der ganzen Strahlen (in der Abbildung links, ROI 1, 3 und 5) und der basisnahen ROIs (in der Abbildung rechts, ROI 2, 4 und 6) beider Füße hinsichtlich der zum Durchschnitt relativen BMD.....	52
Abbildung 23:Vergleich der ROIs beider Füße hinsichtlich der absoluten BMD.....	53
Abbildung 24: 6-Wochen-Verlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der operierten Seite .....	57
Abbildung 25: 6-Monats-Verlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der operierten Seite .....	58
Abbildung 26: 6-Monats-Verlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der nichtoperierten Seite .....	59

Abbildung 27: Gesamtverlauf der BMD des 1. Strahls im Vergleich zum lateralen Fuß der operierten Seite .....	62
Abbildung 28: Verlauf der BMD der Metatarsalia und der Phalangen des operierten Fußes ....	63
Abbildung 29: Verlauf der BMD der Metatarsalia des operierten Fußes .....	63
Abbildung 30: Verlauf der BMD der Metatarsalia und der Phalangen des nichtoperierten Fußes .....	64
Abbildung 31: Verlauf der BMD der Metatarsalia des nichtoperierten Fußes .....	64
Abbildung 32: Histogramm der Normalverteilung des ROI 6 der präoperativen Hallux-Füße ...	68
Abbildung 33: Q-Q-Diagramm der Normalverteilung des ROI 6 der präoperativen Hallux-Füße .....	69
Abbildung 34: Mean Peak Pressure (MPP) aufgelöst nach ROI (1-8) und des Mittelwerts aller ROIs zum präoperativen Zeitpunkt im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierter Fuß).....	70
Abbildung 35: Mean Peak Pressure (MPP) aufgelöst nach ROI (1-8) und des Mittelwerts aller ROIs zum postoperativen Zeitpunkt im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierter Fuß).....	70
Abbildung 36: Differenzen vom prä- zum postoperativen Zeitpunkt, aufgelöst je nach ROI und im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierte Seite) .....	72
Abbildung 37: Normierte Differenzen vom prä- zum postoperativen Zeitpunkt, je nach ROI und im Seitenvergleich (blau = Hallux valgus-Fuß, grau = nichtoperierte Seite) .....	73
Abbildung 38: Boxplot der prä- zu postoperativen Differenzen der einzelnen ROIs der Hallux valgus-Seite .....	74
Abbildung 39: Boxplot der prä- zu postoperativen Differenzen der einzelnen ROIs der nichtoperierten Seite .....	74

Es wurden ausschließlich selbst erstellte Abbildungen, Screenshots, Fotos sowie Grafiken meiner Ergebnisauswertung verwendet. Es erfolgt daher keine Quellenangabe.

Für die Erstellung der Abbildung 2 und Abbildung 4 dienten entsprechende Abbildungen aus dem Lernatlas PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem (SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U., VOLL, M. & WESKER, K. H. 2018; Stuttgart, Georg Thieme Verlag) als Vorlage.

## I.II. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung der Segmente des Fußes nach Jenkyn und Nicol, 2007 .....	10
Tabelle 2: Aktive und passive Verspannungen des Quer- und Längsgewölbes des Fußes .....	10
Tabelle 3: Stand- (grau) und Schwungphase (blau) nach Perry und Burnfield, 2010. Teil 1: Begriffe und Illustration .....	16
Tabelle 4: Stand- (grau) und Schwungphase (blau) nach Perry und Burnfield, 2010. Teil 2: Beschreibung.....	17
Tabelle 5: Schweregradeinteilung des Hallux valgus (Trnka et al., 2000).....	22
Tabelle 6: Zuordnung der ROIs in enCore .....	41
Tabelle 7: Longitudinale und transversale Ausdehnung der ROIs .....	43
Tabelle 8: Anzahl der Probanden, welche an den entsprechenden Kontrollen teilgenommen haben.....	47
Tabelle 9: Shapiro-Wilk-Test des ROI 1 der präoperativen Hallux valgus-Füße.....	48
Tabelle 10: p-Werte nach Shapiro-Wilk für relevante ROIs .....	50
Tabelle 11: Präoperativer Vergleich der ROIs 1 und 2 .....	51
Tabelle 12: Gepaarte Differenzen der präoperativen ROIs 1 und 2.....	51
Tabelle 13: Mittlerer BMD je Fuß, aufgeteilt nach Vorfuß (ROI 1, 3 und 5) und Metatarsalia (ROI 2, 4 und 6) .....	54
Tabelle 14: Vergleiche der mittleren BMD-Werte zwischen beiden Füßen .....	54
Tabelle 15: Präoperativer Vergleich der lateralen Digiti (Einzelbetrachtung lateralen ROIs) ....	55
Tabelle 16: Präoperative Unterschiede der lateralen Digiti (gepaarte Differenzen) .....	55
Tabelle 17: Vergleich der PräOP- und der 6-Wochen-Kontrolle der Hallux valgus-Füße .....	57
Tabelle 18: Vergleich der PräOP- und der 6-Monats-Kontrolle der Hallux valgus-Füße.....	58
Tabelle 19: Vergleich der PräOP- und der 6-Monats-Kontrolle der nichtoperierten Füße.....	59
Tabelle 20: Überprüfung des ROI 1 auf Sphärizität anhand eines Mauchly-Tests.....	60
Tabelle 21: Ermittlung der Effektgröße Eta-Quadrat .....	61
Tabelle 22: Paarweiser Vergleich der Differenzendes ROI 1 zu den verschiedenen Zeitpunkten (präOP = 1, 6-Wochen-Kontrolle = 2 und 6-Monats-Kontrolle = 3) .....	62
Tabelle 23: Paarweiser Vergleich aller ROIs zwischen der 6-Wochen-Kontrolle und der 6- Monatskontrolle.....	65
Tabelle 24: Paarweiser Vergleich aller ROIs zwischen der Postoperativen Kontrolle und der 6- Monatskontrolle.....	66
Tabelle 25: Shapiro-Wilk-Test des ROI 6 der präoperativen Hallux valgus-Füße.....	68
Tabelle 26: p-Werte nach Shapiro-Wilk für alle ROIs.....	69
Tabelle 27: Signifikanzniveau der Differenzen der ROIs im Seitenvergleich - präoperativ.....	71
Tabelle 28: Signifikanzniveau der Differenzen der ROIs im Seitenvergleich - postoperativ.....	71
Tabelle 29: Signifikanzniveau der Differenzen der gesamten Füße im Seitenvergleich (prä- und postoperativ).....	72
Tabelle 30: Signifikanzniveaus der Differenzen zwischen prä- und postoperativer Untersuchung, aufgelistet nach den ROIs der operierten Seite .....	75
Tabelle 31: Signifikanzniveaus der Differenzen zwischen prä- und postoperativer Untersuchung, aufgelistet nach den ROI der nichtoperierten Seite.....	75

### I.III. Literaturverzeichnis

- ABDALBARY, S. A. 2018. Foot Mobilization and Exercise Program Combined with Toe Separator Improves Outcomes in Women with Moderate Hallux Valgus at 1-Year Follow-up A Randomized Clinical Trial. *J Am Podiatr Med Assoc*, 108, 478-486.
- BAE, D. C., LEOCADIO, D. E. & STEIN, B. S. 2007. 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 and Prostatic Diseases*, 10, 94-96.
- BAKER, R. 2013. *Measuring Walking – a Handbook of clinical Gait Analysis*, London, Mac Keith Press.
- BARBETA, C. J. O., GONCALVES, E. M., RIBEIRO, K. D. S., RIBEIRO, R., ROMAN, E. P. & GUERRA-JUNIOR, G. 2017. Bone Mass by Quantitative Ultrasound of Finger Phalanges in Young Karate Practitioners. *Rev Paul Pediatr*, 35, 436-442.
- BENDA, B. J., RILEY, P. O. & KREBS, D. E. 1994. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2, 3-10.
- BINOTTO, M. A., LENARDT, M. H. & RODRIGUEZ-MARTINEZ, M. D. C. 2018. Physical frailty and gait speed in community elderly: a systematic review. *Rev Esc Enferm USP*, 52, e03392.
- BISI, M. C. & STAGNI, R. 2016. Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: From development to decline. *Gait Posture*, 47, 37-42.
- BLAKE, G. M. & FOGELMAN, I. 2009. The clinical role of dual energy X-ray absorptiometry. *Eur J Radiol*, 71, 406-14.
- BROWNBILL, R. A. & ILICH, J. Z. 2002a. Validation of the Use of the Hand for Estimating Bone Mineral Density in Other Skeletal Sites by DXA in Healthy and Osteoarthritic Women. *Journal of Clinical Densitometry*, 5, 273-282.
- BROWNBILL, R. A. & ILICH, J. Z. 2002b. 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*, 5, 273-82.
- CALDAS, R., MUNDT, M., POTTHAST, W., BUARQUE DE LIMA NETO, F. & MARKERT, B. 2017. A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. *Gait & Posture*, 57, 204-210.
- CAMERON, J. R. & SORENSON, J. 1963. Measurement of Bone Mineral in Vivo: An Improved Method. *Science*, 142, 230-2.
- CANSECO, K., LONG, J., SMEDBERG, T., TARIMA, S., MARKS, R. M. & HARRIS, G. F. 2012. Multisegmental foot and ankle motion analysis after hallux valgus surgery. *Foot Ankle Int*, 33, 141-7.
- CARSON, M. C., HARRINGTON, M. E., THOMPSON, N., O'CONNOR, J. J. & THEOLOGIS, T. N. 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech*, 34, 1299-307.
- CESERACCIU, E., SAWACHA, Z. & COBELLI, C. 2014. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. *PLoS One*, 9, e87640.
- CHEN, J. Y., ANG, B. F., JIANG, L., YEO, N. E., KOO, K. & SINGH RIKHRAJ, I. 2016. Pain Resolution After Hallux Valgus Surgery. *Foot Ankle Int*, 37, 1071-1075.
- CHOPRA, S., MOERENHOUT, K. & CREVOISIER, X. 2015. Characterization of gait in female patients with moderate to severe hallux valgus deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30, 629-35.

- CHOU, S. W., CHENG, H. Y., CHEN, J. H., JU, Y. Y., LIN, Y. C. & WONG, M. K. 2009. The role of the great toe in balance performance. *J Orthop Res*, 27, 549-54.
- COUGHLIN, M. J. & JONES, C. P. 2007. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot Ankle Int*, 28, 759-77.
- COUTTS, F. 1999. Gait analysis in the therapeutic environment. *Manual Therapy*, 4, 2-10.
- CROOKS, S. A., LEWIS, T. L., RAY, R. & GORDON, D. J. 2022. Symmetry of bilateral hallux valgus deformity: A radiographic study. *Clinical Anatomy*, 35, 414-420.
- D'AOUTAB, K., PATAKYC, T., CLERCQD, D. & AERTSAD, P. 2009. The effects of habitual footwear use: Foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1, 81-94.
- DAUM-ELECTRONIC 2010. Daum Eletronic - Ergo\_run medical - Gebrauchsanweisung. Daum Electronic GmbH.
- DEODHAR, A., BRABYN, J., JONES, P., DAVIS, M. & WOOLF, A. 1994. 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. *Annals of the rheumatic diseases*, 53, 685-90.
- DESTEPHE, M., MARUYAMA, T., ZECCA, M., HASHIMOTO, K. & TAKANISHI, A. 2013. The influences of emotional intensity for happiness and sadness on walking. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2013, 7452-7455.
- DICHARRY, J. 2010. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clin Sports Med*, 29, 347-64.
- DÖDERLEIN, L. 2015. Der normale Gang. *Infantile Zerebralparese: Diagnostik, konservative und operative Therapie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- DUJELA, M. D., LANGAN, T., COTTOM, J. M., DECARBO, W. T., MCALISTER, J. E. & HYER, C. F. 2022. Lapidus Arthrodesis. *Clin Podiatr Med Surg*, 39, 187-206.
- ENDO, I. & MATSUMOTO, T. 2012. [Space flight/bedrest immobilization and bone. Bisphosphonate and the loss of bone mineral due to space flight or prolonged bed rest]. *Clin Calcium*, 22, 1863-70.
- EXTON-SMITH, A. N., MILLARD, P. H., PAYNE, P. R. & WHEELER, E. F. 1969. Method for measuring quantity of bone. *Lancet*, 2, 1153-4.
- FLIEßBACH, T. 2014. *Mechanik: Lehrbuch zur Theoretischen Physik I*, Springer Berlin Heidelberg.
- FORSSBERG, H. 1992. Evolution of plantigrade gait: is there a neuronal correlate? *Developmental Medicine & Child Neurology*, 34, 920-925.
- FRANCK, H., MUNZ, M. & SCHERRER, M. 1995. Evaluation of dual-energy X-ray absorptiometry bone mineral measurement--comparison of a single-beam and fan-beam design: the effect of osteophytic calcification on spine bone mineral density. *Calcif Tissue Int*, 56, 192-5.
- FUKUCHI, C. A., FUKUCHI, R. K. & DUARTE, M. 2019. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev*, 8, 153.
- GROBE, S., KAKAR, R. S., SMITH, M. L., MEHTA, R., BAGHURST, T. & BOOLANI, A. 2017. Impact of cognitive fatigue on gait and sway among older adults: A literature review. *Prev Med Rep*, 6, 88-93.
- GURNEY, J. K., KERSTING, U. G. & ROSENBAUM, D. 2009. Dynamic foot function and morphology in elite rugby league athletes of different ethnicity. *Appl Ergon*, 40, 554-9.
- HAUGEBOG, G., GREEN, M. J., CONAGHAN, P. G., QUINN, M., WAKEFIELD, R., PROUDMAN, S. M., STEWART, S., HENSOR, E. & EMERY, P. 2007. Hand bone densitometry: a more sensitive standard for the assessment of early bone damage in rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*, 66, 1513-7.

- HENNIG, E. M. & MILANI, T. L. 1993. The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 131, 279-84.
- HOFMANN, U. K., GOTZE, M., WIESENREITER, K., MULLER, O., WUNSCHHEL, M. & MITTAG, F. 2019. Transfer of plantar pressure from the medial to the central forefoot in patients with hallux valgus. *BMC Musculoskelet Disord*, 20, 149.
- HUNT, A. E., SMITH, R. M., TORODE, M. & KEENAN, A. M. 2001. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16, 592-600.
- ITO, I. H., KEMPER, H. C. G., AGOSTINETE, R. R., LYNCH, K. R., CHRISTOFARO, D. G. D., RONQUE, E. R. & FERNANDES, R. A. 2017. Impact of Martial Arts (Judo, Karate, and Kung Fu) on Bone Mineral Density Gains in Adolescents of Both Genders: 9-Month Follow-Up. *Pediatr Exerc Sci*, 29, 496-503.
- JENKYN, T. R. & NICOL, A. C. 2007. A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *J Biomech*, 40, 3271-8.
- JONES, S., AL HUSSAINY, H. A., ALI, F., BETTS, R. P. & FLOWERS, M. J. 2004. Scarf osteotomy for hallux valgus. A prospective clinical and pedobarographic study. *J Bone Joint Surg Br*, 86, 830-6.
- JÜRGENS, D.-I. A. 2016. *Entwicklung von Verfahren für den praktischen Einsatz von Inertialsensoren in der instrumentellen Ganganalyse*. Universität Duisburg-Essen.
- KARABICAK, G. O., BEK, N. & TIFTIKCI, U. 2015. Short-Term Effects of Kinesiotaping on Pain and Joint Alignment in Conservative Treatment of Hallux Valgus. *J Manipulative Physiol Ther*, 38, 564-71.
- KARABICAK GO, B. N., TIFTIKCI U. 2015. PubMed. Available: PMID: 26435086, DOI: 10.1016/j.jmpt.2015.09.001 [Accessed 10].
- KERMOIAN, R., JOHANSON, M., BUTLER, E. & SKINNER, S. 2006. Development of gait. *Human walking*, 119-30.
- KERNOZEK, T. W., ELFESSI, A. & STERRIKER, S. 2003. Clinical and biomechanical risk factors of patients diagnosed with hallux valgus. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93, 97-103.
- KIDDER, S. M., ABUZZAHAB, F. S., JR., HARRIS, G. F. & JOHNSON, J. E. 1996. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4, 25-32.
- KIRTLEY, C. 2006. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, Elsevier Health Sciences.
- KOLLER, U., WILLEGGER, M., WINDHAGER, R., WANIVENHAUS, A., TRNKA, H. J. & SCHUH, R. 2014. Plantar pressure characteristics in hallux valgus feet. *J Orthop Res*, 32, 1688-93.
- KORWIN-KOCHANOWSKA, K., POTIE, A., EL-BOGHDADLY, K., RAWAL, N., JOSHI, G., ALBRECHT, E. & COLLABORATION, P. E. W. G. 2020. PROSPECT guideline for hallux valgus repair surgery: a systematic review and procedure-specific postoperative pain management recommendations. *Reg Anesth Pain Med*, 45, 702-708.
- LEARDINI, A., BENEDETTI, M. G., CATANI, F., SIMONCINI, L. & GIANNINI, S. 1999. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14, 528-36.
- LEES, B. & STEVENSON, J. C. 1992. An evaluation of dual-energy X-ray absorptiometry and comparison with dual-photon absorptiometry. *Osteoporos Int*, 2, 146-52.
- LINK, T. M. 2016. Radiology of Osteoporosis. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 67, 28-40.
- LINK, T. M., MAJUMDAR, S., KONERMANN, W., MEIER, N., LIN, J. C., NEWITT, D., OUYANG, X., PETERS, P. E. & GENANT, H. K. 1997. Texture analysis of direct magnification radiographs of vertebral specimens: correlation with bone mineral density and biomechanical properties. *Acad Radiol*, 4, 167-76.

- LUDWIG O., C. M. 2012. *Ganganalyse in der Praxis – Anwendung in Prävention, Therapie und Versorgung*, C. Maurer Fachmedien GmbH & Co. KG.
- LUO, T., CHUNG, R. H. Y. & CHOW, K. P. A Novel Object Segmentation Method for Silhouette Tracker in Video Surveillance Application. 2014 International Conference on Computational Science and Computational Intelligence, 10-13 March 2014 2014. 103-107.
- MACHADO, A. S., BOMBACH, G. D., DUYSSENS, J. & CARPES, F. P. 2016. Differences in foot sensitivity and plantar pressure between young adults and elderly. *Arch Gerontol Geriatr*, 63, 67-71.
- MADSEN, M., PEPPLER, W. & MAZESS, R. B. 1976. Vertebral and total body bone mineral content by dual photon absorptiometry. *Calcified Tissue Research*, 21, 361-364.
- MAILLANE-VANEGAS, S., AGOSTINETE, R. R., LYNCH, K. R., ITO, I. H., LUIZ-DE-MARCO, R., RODRIGUES-JUNIOR, M. A., TURI-LYNCH, B. C. & FERNANDES, R. A. 2020. Bone Mineral Density and Sports Participation. *J Clin Densitom*, 23, 294-302.
- MAZESS, R. B., BARDEN, H. S., BISEK, J. P. & HANSON, J. 1990. Dual-energy x-ray absorptiometry for total-body and regional bone-mineral and soft-tissue composition. *Am J Clin Nutr*, 51, 1106-12.
- MICHAEL J. COUGHLIN, C. P. J. 2007. Hallux Valgus: Demographics, Etiology, and Radiographic Assessment. *AO FAS*.
- MOERENHOUT, K., CHOPRA, S. & CREVOISIER, X. 2019. Outcome of the modified Lapidus procedure for hallux valgus deformity during the first year following surgery: A prospective clinical and gait analysis study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 61, 205-210.
- NIK RATOWICZ, P., WOZNAK, W., LAPAJ, L., WIERUSZ-KOZŁOWSKA, M. & LAWNICZAK, D. 2009. [Pedobarographic evaluation of the foot after Keller's procedure for Hallux valgus and Hallux rigidus]. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*, 74, 224-7.
- NILAS, L., BORG, J., GOTFREDSEN, A. & CHRISTIANSEN, C. 1985. Comparison of single- and dual-photon absorptiometry in postmenopausal bone mineral loss. *Journal of nuclear medicine*, 26, 1257-1262.
- NIX, S., SMITH, M. & VICENZINO, B. 2010. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res*, 3, 21.
- NORDIN, B. E. 1971. Clinical significance and pathogenesis of osteoporosis. *Br Med J*, 1, 571-6.
- NYSKA, M., LIBERSON, A., MCCABE, C., LINGE, K. & KLENERMAN, L. 1998. Plantar foot pressure distribution in patients with Hallux valgus treated by distal soft tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy. *Foot and Ankle Surgery*, 4, 35-41.
- OPPELT, K., HOGAN, A., STIEF, F., GRUTZNER, P. A. & TRINLER, U. 2020. Movement Analysis in Orthopedics and Trauma Surgery - Measurement Systems and Clinical Applications. *Z Orthop Unfall*, 158, 304-317.
- OPSOMER, G., DELEU, P. A., BEVERNAGE, B. D. & LEEMRIJSE, T. 2010. Cortical thickness of the second metatarsal after correction of hallux valgus. *Foot Ankle Int*, 31, 770-6.
- PATEL, R., BLAKE GM FAU - PANAYIOTOU, E., PANAYIOTOU E FAU - FOGELMAN, I. & FOGELMAN, I. Clinical evaluation of a phalangeal bone mineral density assessment system.
- PERRY, J. & BURNFIELD, J. 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*.
- PETER J. FERNÁNDEZ, C. S. M., LOUISE LEAKEY, DANIEL J. PROCTOR, CALEY M. ORR, BIREN A. PATEL, SERGIO ALMÉCIJA, MATTHEW W. TOCHERI, AND WILLIAM L. JUNGERS. 2018. PNAS. Available: <https://doi.org/10.1073/pnas.1800818115> [Accessed 08 13].
- PIETROBELLI, A., FORMICA, C., WANG, Z. & HEYMSFIELD, S. B. 1996. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. *Am J Physiol*, 271, E941-51.

- ROLIAN, C., LIEBERMAN, D. E., HAMILL, J., SCOTT, J. W. & WERBEL, W. 2009. Walking, running and the evolution of short toes in humans. *J Exp Biol*, 212, 713-21.
- ROSENBAUM, D. & BECKER, H. P. 1997. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3, 1-14.
- SCHUH, R., HOFSTAETTER, S. G., KRISTEN, K. H. & TRNKA, H. J. 2008. [Effect of physiotherapy on the functional improvement after hallux valgus surgery - a prospective pedobarographic study]. *Z Orthop Unfall*, 146, 630-5.
- SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U., VOLL, M. & WESKER, K. H. 2018. *PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem : : LernAtlas der Anatomie*, Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- SIBONGA, J. D., SPECTOR, E. R., JOHNSTON, S. L. & TARVER, W. J. 2015. Evaluating Bone Loss in ISS Astronauts. *Aerosp Med Hum Perform*, 86, A38-A44.
- STEIN, J. A., LAZEWATSKY, J. L. & HOCHBERG, A. M. 1987. *Dual-energy x-ray bone densitometer incorporating an internal reference system*, United States, Radiological Society of North America Inc.
- STONEHAM, R., PHD, G., BSC, L. & WILKINSON, M. 2020. The influence of great toe valgus on pronation and frontal plane knee motion during running. *The Foot and Ankle Online Journal*.
- STUKENBORG-COLSMAN, C., CLAAßEN, L., ETTINGER, S., YAO, D., LERCH, M. & PLAAß, C. 2017. Distale Korrekturosteotomie zur Behandlung des Hallux valgus (Chevron-Osteotomie). *Der Orthopäde*, 46, 402-407.
- THORDARSON, D. B., RUDICEL, S. A., EBRAMZADEH, E. & GILL, L. H. 2001. Outcome study of hallux valgus surgery--an AOFAS multi-center study. *Foot Ankle Int*, 22, 956-9.
- TRNKA, H. J., ZEMBSCH, A., EASLEY, M. E., SALZER, M., RITSCHL, P. & MYERSON, M. S. 2000. The chevron osteotomy for correction of hallux valgus. Comparison of findings after two and five years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 82, 1373-8.
- TSUJINAKA, S., SHIMA, H., YASUDA, T., MORI, K., KIZAWA, M., TOGEI, K. & NEO, M. 2019. Comparison of Plantar Pressure Distribution Between Postoperative Hallux Valgus Feet and Healthy Feet. *Foot Ankle Int*, 40, 578-585.
- VIEDENZ, A. 2021. *Osteodensitometrische Veränderungen der Füße bei symptomatischen Hallux-Valgus-Patienten - Untersuchung anhand von Laufbandanalyse und Osteodensitometrie*. University Tuebingen.
- VINT, P. 2003. LAB: Center of Mass (Center of Gravity) of the Human Body.
- VIVEK V. VENKATARAMAN, T. S. K., AND NATHANIEL J. DOMINY. 2013. PNAS. Available: <https://doi.org/10.1073/pnas.1208717110> [Accessed 01 22].
- WAIZY, H., PANAH, B., DOHLE, J. & STUKENBORG-COLSMAN, C. 2019. The Current S2e Guideline for Hallux valgus - Evidence-based Guideline Development Using Meta-analysis. *Z Orthop Unfall*, 157, 75-82.
- WALDECKER, U. 2002. Metatarsalgia in hallux valgus deformity: a pedographic analysis. *J Foot Ankle Surg*, 41, 300-8.
- WALLEK, H. 2019. *Pedobarographische Analyse operativ behandelter Patienten mit Hallux valgus*. Universität Tübingen.
- WEN, J., DING, Q., YU, Z., SUN, W., WANG, Q. & WEI, K. 2012. Adaptive changes of foot pressure in hallux valgus patients. *Gait Posture*, 36, 344-9.
- WONG, D. W., CHEUNG, J. C., ZHAO, J. G., NI, M. & YANG, Z. Y. 2023. Forefoot Function after Hallux Valgus Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis on Plantar Load Measurement. *J Clin Med*, 12.
- WÜLKER, N., KLUBA, T., ROETMAN, B. & RUDERT, M. 2015. *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*, Thieme.

- XIANG, L., MEI, Q., WANG, A., FERNANDEZ, J. & GU, Y. 2022. Gait biomechanics evaluation of the treatment effects for hallux valgus patients: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, 94, 67-78.
- YAMADA, S. M. 2022. Changes in bone mineral density in unconscious immobile stroke patients from the acute to chronic phases of brain diseases. *Osteoporosis and Sarcopenia*, 8, 106-111.
- YAVUZ, M., HETHERINGTON, V. J., BOTEK, G., HIRSCHMAN, G. B., BARDSLEY, L. & DAVIS, B. L. 2009. Forefoot plantar shear stress distribution in hallux valgus patients. *Gait Posture*, 30, 257-9.
- ZEBRIS-MEDICAL 2013. Zebris FDM-T System - Technische Daten und Gebrauchsanweisung. Zebris Medical GmbH.

## II. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Orthopädischen Universitätsklinik mit Poliklinik zu Tübingen unter Betreuung meines Doktorvaters Herrn PD Dr. Christian Walter durchgeführt. Die Studienkonzeption erfolgte durch Herrn Prof. Dr. Ulf Leichtle, Dr. Philipp Dalheimer, Dr. Katrin Vogt in Zusammenarbeit mit meinem Studienkollegen Herrn Dr. Andreas Viedenz.

Die Rekrutierung der Probanden, die Organisation der Abläufe sowie die osteodensitometrischen und pedobarographischen Messungen erfolgten durch mich und Herrn Dr. Andreas Viedenz.

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 Herrn Dr. Philipp Dalheimer und Frau Dr. Sandra Frantz verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben. Es wurden ausschließlich selbst erstellte Abbildungen, Screenshots, Fotos sowie Grafiken meiner Ergebnisauswertung verwendet. Es erfolgt daher keine Quellenangabe.

Die Durchsicht und Korrektur erfolgten durch Frau Dr. Sandra Frantz und Herrn PD Dr. Christian Walter.

Tamm, den 03.10.2023

---

Felix Friederich

### III. Danksagung

Ich bedanke mich bei Herrn Privatdozent Dr. C. Walter für die Betreuung während meiner Dissertation und bei Herrn Professor Dr. U. Leichtle für die Themenauswahl.

Für die Beratung in fachlichen Fragen, zu Konzeption und Durchführung der Datenerhebung und in organisatorischen Belangen bedanke ich mich bei Dr. P. Dalheimer.

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

Bei Herrn Lennart Wunderlich vom Biomechaniklabor der Universität Tübingen bedanke ich mich für die Programmierung der Anwendungen zur Auswertung der Rohdaten der Laufbandanalysen mit MATLAB.

Herrn Dr. Johann Jacoby vom Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie danke ich für die Beratung zu statistischen Fragen.

Ein großer Dank gilt meiner Betreuerin Frau Dr. S. Frantz, die mir stets bei praktischen und theoretischen Fragen mit viel Engagement zur Seite stand.

Außerdem danke ich Herrn Dr. Andreas Viedenz für die Zusammenarbeit bei der Datenerhebung.

Vor allem möchte ich mich aber bei meiner Familie und insbesondere bei meinen Eltern bedanken, die mich während des Studiums und während der Dissertation stets unterstützt und ermutigt haben.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner lieben Frau Maria, die mich zu jeder Zeit und in jeglicher Hinsicht unermüdlich bestärkt und motiviert hat, mir mit ihrer Unterstützung stets den Rücken frei hielt und mir mit ihrer positiven Einstellung immer den richtigen Weg gezeigt hat und bis heute zeigt!