

**Vergleichende biomechanische Studie zur Primärstabilität der geraden vs.
v-förmigen minimalinvasiven Osteotomie am Kalkaneus**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Kenny Lucas Haase

Betreuer*in:

Frau apl. Prof. Dr. med. Natalia Gutteck

Gutachter*innen:

Prof. Georg Matziolis, Eisenberg

Prof. Stefan Rammelt, Dresden

Datum der Verteidigung: 25.08.2025

Referat

Die Kalkaneusverschiebeosteotomie ist eine etablierte Methode in der operativen Therapie von Rückfußfehlstellungen. Sie richtet die Tuberositas calcanei neu aus und rezentriert den Achillessehnenzug. Perkutane minimalinvasive Techniken gehen dabei mit einer geringeren Komplikationsrate einher. Die Osteotomie kann als Gerade oder V-Osteotomie mit einer Shannon-Fräse durchgeführt werden. In der Literatur fehlen vergleichende biomechanische Studien zur Stabilität der geraden und V-Osteotomie im minimalinvasiven Setting. Wir nehmen an, dass die V-Osteotomie unter zyklischer Belastung zu einer höheren Steifigkeit als die gerade Osteotomie führt.

In der vorliegenden Studie wurden an 18 fresh-frozen Fußpräparaten jeweils paarweise die gerade und die V-Osteotomie durchgeführt. Das Tuber calcanei wurde 10 mm medialisiert. Eine 6,5mm spongiöse Kompressionsschraube diente der Osteosynthese in beiden Gruppen. Die Proben wurden in einer hydraulischen Universalprüfmaschine zyklisch in aufsteigenden Kraftintervallen axial belastet. Es erfolgte eine Vorkonditionierung mit 100 N über 100 Zyklen, um fehlerhafte Werte durch Setzungsvorgänge zu detektieren. Im Vorfeld wurde der Knochenmineralgehalt mittels Dual-Röntgen Absorptiometrie in standardisierter Weise gemessen.

Wir führten zwei Messzyklen durch. Der erste Messzyklus sah vor, die Präparate stufenweise, um jeweils 100 N bis zu einer Kraft von 500 N zu belasten. Nach jedem Kraftanstieg erfolgten 100 sinusförmige Zyklen mit einer Frequenz eines Hertz. Darauf folgte im zweiten Messzyklus eine zyklische Belastung mit 500 Zyklen bei 600 N.

Der erste Messzyklus zeigte zu keinem Kraftintervall einen signifikanten Unterschied zwischen der geraden und der V-Osteotomie hinsichtlich der Steifigkeit. Obwohl der zweite Messzyklus auf höhere mittlere Steifigkeiten der V-Osteotomie hindeutete, ergab der statistische Vergleich keinen signifikanten Unterschied. Trotz höherer Versagensraten der geraden Osteotomie konnte keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden. Eine höhere Stabilität der V-Osteotomie gegenüber der geraden Osteotomie konnte in der vorliegenden Studie statistisch nicht aufgezeigt werden. Jedoch geben die niedrigere Ausfallrate ohne sekundäre Dislokationen in der Röntgenkontrolle, tendenziell höhere Steifigkeiten im zweiten Messzyklus und die höhere Gesamtzyklusanzahl einen Hinweis auf die Überlegenheit der V-Osteotomie.

Haase, Kenny Lucas: Vergleichende biomechanische Studie zur Primärstabilität der geraden vs. v-förmigen minimalinvasiven Osteotomie am Kalkaneus, Halle (Saale), Univ., Med. Fak.; Diss., 69 Seiten, 2024

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	I
Tabellenverzeichnis.....	III
Abkürzungsverzeichnis.....	IV
1 Einleitung	1
1.1 Anatomische und biomechanische Aspekte des Rückfußes	1
1.2 Varische und valgische Rückfußdeformitäten.....	6
1.2.1 Pes planovalgus	6
1.2.2 Der Hohlfuß.....	9
1.2.3 Der Klumpfuß	9
1.2.4 Posttraumatische Rückfußdeformitäten	10
1.2.5 Arthrose des oberen Sprunggelenkes.....	11
1.3 Konservative Prinzipien am Rückfuß	11
1.4 Die offene Kalkaneusosteotomie	12
1.5 Die minimalinvasive Kalkaneusosteotomie	15
2 Zielsetzung	17
3 Material und Methodik.....	18
3.1 Spenderpräparate.....	18
3.2 Präparation	18
3.3 Operationstechniken	19
3.4 Einbettung.....	21
3.5 Prüfvorrichtung	23
3.6 Versuchsablauf	25
3.7 Versagenskriterien.....	26
3.8 Auswertung der Messverfahren.....	26
3.9 Knochendichtemessung.....	29
4 Ergebnisse	30
4.1 Allgemeine Daten Spenderpräparate	30
4.2 Knochendichtemessung (Bone mineral density).....	30

4.3	Steifigkeiten	31
4.3.1	Erster Messzyklus	31
4.3.2	Zweiter Messzyklus.....	32
4.4	Auslenkungszunahme (Range of Motion).....	32
4.5	Präparatversagen	33
4.5.1	Versagensraten.....	33
4.5.2	Absolvierte Zykluszahl	34
4.5.3	Versagensgrund.....	35
5	Diskussion	37
5.1	Literaturübersicht und aktuelle Studienlage.....	37
5.1.1	Experimentelle Studien.....	37
5.2	Methodendiskussion	38
5.2.1	Präparate	38
5.2.2	Knochendichtemessung.....	39
5.2.3	Versuchsvorrichtung.....	40
5.2.4	Belastungsmodus	41
5.2.5	Osteosyntheseverfahren.....	42
5.3	Ergebnisdiskussion.....	44
5.3.1	Knochendichtemessung.....	44
5.3.2	Ergebnisse der biomechanischen Belastung.....	45
5.4	Limitation der Studie und Ausblick.....	47
6	Zusammenfassung.....	48
	Literaturverzeichnis	49
	Thesen	58
	Selbstständigkeitserklärung	V
	Erklärung über frühere Promotionsversuche.....	VI

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Offener Zugang nach einer Open-wedge-Osteotomie mit Allograft-Augmentation (Colo et al., 2021).....	14
Abbildung 2: Stichinzision für die perkutane Osteotomie und Shannon-Fräse (Gutteck et al., 2020)	15
Abbildung 3: Postoperatives Röntgenbild im seitlichen Strahlengang nach minimal-invasiver Kalkaneusosteotomie mit eingebrachter Schraubenosteosynthese (Gutteck & Schilde, 2022) .	16
Abbildung 4: Drill-Saw und Shannon-Fräse (eigene Photographie)	19
Abbildung 5: Die röntgenologische Durchleuchtung nach linearer und V-Osteotomie	20
Abbildung 6: Die röntgenologische Durchleuchtung nach Einbringen der Schraubenosteosynthese	20
Abbildung 7: Form für die Einbettung der Trochlea tali (eigene Photographie).....	21
Abbildung 8: Formen für die Einbettungen der plantaren Positionen mit höhenverstellbarer Form (oben links) und konvexen Halbkugeln entsprechend der Prüfvorrichtung (oben rechts) (eigene Fotografie).....	22
Abbildung 9: Einbettungsvorgang in anatomischer Ausrichtung (eigene Photographie)	22
Abbildung 10: Präparat nach Abschluss der Einbettung (eigene Photographie)	23
Abbildung 11: Materialprüfmaschine Zwick Roell Z010 (eigene Photographie).....	23
Abbildung 12: Haltevorrichtung der plantaren Befestigung mit höhenverstellbaren Halbkugeln (eigene Photographie).....	24
Abbildung 13: Das Einspannen des Präparates in die Universalprüfmaschine (eigene Photographie)	24
Abbildung 14: Versuchsvorrichtung während eines Messzyklus (eigene Photographie).....	25
Abbildung 15: Erster Messzyklus mit Zunahme der Belastungsstufen bis 500 N und Wegzunahme in mm	25
Abbildung 16: Zweiter Messzyklus mit 500 Zyklen bei 600 N und Wegzunahme in mm	26
Abbildung 17: Grafische Darstellung der Steifigkeitsentwicklung mit Proportionalitätsgrenze [aus eigenem Archiv]	27
Abbildung 18: Ausschnitt der Messgrafik mit Darstellung des Kraft-Weg-Diagramms zur Steifigkeitsermittlung.....	28
Abbildung 19: Darstellung der Messzeitpunkte zur Ableitung der Auslenkungszunahme	28
Abbildung 20: Vergleich Steifigkeiten [N/mm] der Zyklusintervalle in der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert $MW \pm$ Standardabweichung und Signifikanzwert	31

Abbildung 21: Vergleich Steifigkeiten [N/mm] in der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert $MW \pm$ Standardabweichung und p-Wert.....	32
Abbildung 22: Vergleich Auslenkungszunahme [mm] der Zyklusintervalle in der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert $MW \pm$ Standardabweichung und Signifikanzwert.....	33
Abbildung 23: Vergleich Versagensraten der Zyklusintervalle in der Linearen- und V-Gruppe als Stückzahl und Signifikanzwert.....	34
Abbildung 24: Vergleich erfolgte Zyklenanzahl der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert $MW \pm$ Standardabweichung und Signifikanzwert.....	34
Abbildung 25: Darstellung Ausriss des Präparates aus der Einbettung (eigene Photographie) ...	35
Abbildung 26: Grafische Darstellung eines Kraftabfalls bei Präparat 3.1 der linearen Gruppe während des Messzyklus bei 445 N.....	36
Abbildung 27: Grafische Darstellung eines Kraftabfalls bei Präparat 7.1 der linearen Gruppe während des Messzyklus bei 420 N.....	36

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation der Insuffizienz der Tibialis-posterior-Sehne nach Johnson und Storm, modifiziert durch Bluman und Myerson (Johnson, 1989; Myerson, 1997)	8
Tabelle 2: Allgemeine Daten der linearen und V-Gruppe.....	30
Tabelle 3: Ergebnisse Bone mineral density (BMD, Knochenmineralgehalt) in der linearen und V-Gruppe	31

Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
BMD	Bone mineral density
cm ²	Quadratcentimeter
DXA	Dual-Röntgen-Absorptiometrie
FDL	Flexor digitorum longus
FHL	Flexor hallucis longus
g	Gramm
Kg	Kilogramm
kN	Kilonewton
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
mm	Millimeter
N	Newton
OSG	oberes Sprunggelenk
RPM	Umdrehungen pro Minute
Tab.	Tabelle

1 Einleitung

Osteotomien des Kalkaneus werden in einer Reihe von Studien als erfolgreiche Verfahren zur Korrektur von Rückfußfehlstellungen beschrieben. Seit 1893 kamen zahlreiche Methoden bzw. Modifikationen zur Anwendung. Der Grund hierfür liegt in der hohen Komplikationsrate der traditionell offenen Technik, die in 5-28% der Fälle mit postoperativen Komplikationen, wie Wundheilungsstörungen oder neurovaskulären Verletzungen assoziiert ist (Abbasian et al., 2013; Kendal et al., 2015; Konan et al., 2012; Ray et al., 2010). In den letzten zwei Jahrzehnten etablierten sich minimal-invasive Methoden, um die Komplikationsraten zu senken. In der Literatur sind verschiedene perkutane Osteotomietechniken beschrieben (Bai et al., 2018; Tennant et al., 2013; Veljkovic et al., 2017; Walther et al., 2016). Auf eine zunehmende Popularität stößt die Verwendung einer modifizierten Shannon-Fräse, die bereits in der Vorfußchirurgie erfolgreich eingesetzt werden konnte (Durston et al., 2015; Kendal et al., 2015; Kheir et al., 2015; Sherman und Guyton, 2018; Vernois, 2011; Walker und Redfern, 2012). Der Knochenschnitt kann hierbei als gerade oder winkelförmige (V)-Osteotomie durchgeführt werden. Neben einem vergleichbaren klinischen Outcome blieb die Frage nach dem biomechanischen Einfluss der geraden und V-Osteotomie auf die Primärstabilität bisher offen (Walther et al., 2016).

1.1 Anatomische und biomechanische Aspekte des Rückfußes

Topographisch umfasst der Rückfuß den Skelettabschnitt vom oberen Sprunggelenk bis zur Chopart-Gelenklinie und damit den Talus sowie den Kalkaneus (Tillmann, 1977). Die phylogenetische Entwicklung des aufrechten Ganges hatte dabei einen wesentlichen Einfluss auf die anatomischen Gegebenheiten des Rückfußes. Um einen aufrechten Gang mit hoher Belastbarkeit der Fußsohle zu erreichen, muss der Fuß gegen den Unterschenkel abgewinkelt sein. So liegen Kalkaneus und Talus nicht, wie die knöchernen Analoga in der Hand nebeneinander, sondern untereinander.

Der Talus als zentraler Knochen zwischen Fuß und Unterschenkel zeigt in anatomischen Analysen einen sich veränderten Krümmungsradius von ventral nach dorsal sowie einen größeren Krümmungsradius am medialen gegenüber dem lateralen Rand (Kapandji, 2009). Ein weiteres auffälliges Merkmal der superioren Gelenkfläche ist deren frontaler Breitenunterschied. Sie ist ventral und mittig bis zu 9 mm breiter als posterior. Der gesamte Talus ist frei von Muskelinsertionen und zu 60% mit Knorpel überzogen. Er fungiert als Vermittler zwischen dem unteren und oberen Sprunggelenk (Kapandji, 2009; Koebeke, 2011; Sabo et al., 2018).

Um die Übertragung hoher mechanischer Kräfte vom Bein auf den Fuß sicherzustellen, ist der Talus von entscheidender Bedeutung. Die spongiöse Struktur mit dicht stehenden Knochen trabekeln sowie die davon rechtwinklig abgehenden Trabekeln zum Taluskopf und Subtalargelenk vermitteln die Aufnahme und Weiterleitung in die nachfolgenden drei Richtungen (Kapandji, 2009):

1. Über das Subtalargelenk zum Kalkaneus
2. Über das Talonavikulargelenk zum medialen Vorfuß
3. Über das Talocalcaneargelenk zum lateralen Vorfuß

Das obere und das untere Sprunggelenk bilden ein funktionelles System, welches die einwirkenden Kräfte des Gangzyklus abfangen und auf den Fuß übertragen. Das obere Sprunggelenk stellt in einer groben Vereinfachung ein Scharniergelenk zwischen der von distaler Tibia sowie distaler Fibula gebildeten Malleolengabel und der Trochlea tali dar. Die Innenfläche der Malleolengabel ist vorwiegend durch hyalinen Knorpel bedeckt, was bedeutet, dass allseits Druckbelastungen übertragen werden (Kapandji, 2009; Koebeke, 2011). Zusätzlich stabilisieren kräftige Bandverbindungen im Bereich des Außenknöchels (Lig. fibulotalare anterius, Lig. fibulotalare posterius, Lig. fibulocalcaneare) und des Innenknöchels (Lig. deltoideum mit Pars tibionavicularis, Pars tibiocalcanearis, Pars tibiotalaris anterior et posterior) das obere Sprunggelenk passiv. Weitere Stabilisatoren werden von der Muskulatur gebildet, die das Gelenk überspannen. Hierbei sind insbesondere der Musculus triceps surae, Musculus peroneus brevis et longus und Musculus tibialis posterior et anterior zu nennen (Pretterklieber, 1999).

Dem oberen Sprunggelenk kommen zwei wesentliche Aufgaben zu. Zum einen die Bewegung des gesamten Fußes in Dorsalflexion und Plantarflexion und zum anderen die Übertragung hoher mechanischer Kräfte. Die Gelenkachse verläuft durch die Malleolenspitzen. Detaillierte anatomische Analysen zeigen eine individuelle Schwankung der Achsenlage und keinesfalls eine feste Lokalisation (Kapandji, 2009; Lundberg et al., 1989).

Bei der durch den M. tibialis anterior sowie den langen Zehenextensoren bewirkten Dorsalflexion kommt es durch die nach ventral breiter werdende Talusrolle zu einer geringgradigen Außenrotation und posteriorer Bewegung der Fibula. Dabei wird die Syndesmose unter Spannung gesetzt und der Talus fixiert (Standbeinphase).

Bei der durch den M. triceps surae, M. tibialis posterior, der Peronealmuskulatur und den langen Zehenbeugern bewirkten Plantarflexion bewegt sich die Fibula nach anterior mit gleichzeitiger Innenrotation (Zwipp und Rammelt, 2014). Der Talus erhält somit ein höheres Maß an Beweglichkeit, wobei zusätzlich Bewegungen durch unterschiedliches Zusammenwirken der Muskulatur in der Frontal- und Horizontalebene möglich sind (Spielbeinphase) (Zwipp und Rammelt, 2014).

Das untere Sprunggelenk liegt als Gesamtheit zwischen dem Talus und den übrigen Ossa tarsalia. Das untere Sprunggelenk wird weiterhin in ein vorderes (im weiteren VUSG) und hinteres unteres Sprunggelenk (im weiteren HUSG) eingeteilt. Das HUSG (Art. subtalaris) entsteht zwischen dem Corpus tali und dem unter ihm gelegenen Corpus calcanei. Das VUSG (Art. talocalcaneonaviculare) wird vom Caput tali, dem Sustentaculum tali et Proc. anterior calcanei und der konkaven Fläche des Os naviculare gebildet (Aumüller et al., 2010). Nach ventral bildet der Kalkaneus mit dem Os cuboideum das Art. calcaneocuboideum. Hier beginnt die funktionell wichtige Chopart- Gelenklinie. Sie findet sich zwischen Rück- und Mittelfuß, entsteht zwischen mediodorsal gelegenem Talus und Navikulare sowie lateroplantar gelegenem Kalkanues und Kuboid (Tillmann, 1977).

Im Sinus tarsi befindet sich das kräftige Ligamentum talocalcaneum interosseum, welches von großer stabilisierender Bedeutung bei statischer und dynamischer Belastung ist. Wesentliche stabilisierende Bedeutungen haben auch das Ligamentum calcaneonaviculare plantare (Pfannenband) als Teil der Gelenkpfanne und das Ligamentum bifurcatum, welches das Kalkaneus mit dem Os cuboideum und dem Os naviculare verbindet sowie das Chopart Gelenk stabilisiert (Koebke, 2011; Tillmann, 1977).

Funktionell bildet das untere Sprunggelenk eine Kombination aus einem Kugel- und Zapfengelenkes, wodurch Bewegungen der Inversion und Eversion ermöglicht werden. Das Zapfengelenk setzt sich aus dem subtalaran Gelenk und der posterioren Gelenkfläche des Kalkaneus zusammen. Die Gelenkpfanne des Kugelgelenkes bestehend aus dem Os naviculare, dem anterioren Teil des Kalkaneus sowie dem Pfannenband, artikuliert mit dem Caput tali (Koebke, 2011).

Daraus resultiert ein einachsiges Gelenk, dessen Achse 40° nach dorsal aus der Horizontalebene abweicht und 20° schräg zur Sagittalebene verläuft. Die entstehende Gelenkachse tritt kranial sowie ventral am Os naviculare in den Tarsus ein und erreicht dorsolateral das Tuber calcanei (Aumüller et al., 2010).

Für die Durchführung des Gangzyklus ist eine funktionierende kinematische Kette zwischen Unterschenkel und Fuß essenziell. Besondere Bedeutung haben dabei die zahlreichen Bandverbindungen, die sich über die Gelenke verspannen. Deutlich wird diese Rolle am oberen Sprunggelenk, welche seine dynamische Stabilität neben dem Syndesmosekomplex auch durch die Außen und Innenbänder erhält. Das Lig. deltoideum und der laterale Bandkomplex stabilisieren den Talus in der Malleolengabel bei Innen- und Außenrotationsbewegungen des unbelasteten Fußes (Takao et al., 2006-2014).

Während das Lig. deltoideum den Talus in Neutralstellung und Dorsalflexion und das Lig. fibulotalare anterius den Talus in Plantarflexion gegen eine Innenrotation stabilisiert, wirkt das Lig. fibulocalcaneare einer Außenrotation entgegen. Daraus lässt sich annehmen, dass sowohl der mediale als auch der laterale Bandkomplex zur Rotationsstabilität beitragen (Hintermann et al., 2016; Stormont et al., 1985).

Auf die komplexe Anatomie und Biomechanik des medialen Bandapparates muss aufgrund der pathomechanischen Relevanz der valgischen Rückfußfehlstellungen näher eingegangen werden. Der oberflächliche Anteil des Lig. deltoideum besteht aus dem Lig. tibionaviculare, dem Tibiospring-Ligament, dem Lig. tibioalcaneare und oberflächlichen Lig. tibiotalare posterius. Den tiefen Anteil bilden das Lig. tibiotalare anterius und das tiefe Lig. tibiotalare posterius. Allerdings sind weitere anatomische Variationen beschrieben (Boos und Hintermann, 2002; Milner und Soames, 1998).

Das Spring-Ligament umfasst das Lig. calcaneonaviculare superius (nachfolgend SMCNL genannt) und das Lig. calcaneonaviculare inferius (nachfolgend ICNL genannt). Das SMCNL erstreckt sich vom Sustentaculum tali zum Os naviculare, das zusammen mit dem Tibiospring-Ligament eine schlingenförmige Aufhängung des Caput tali bildet. Die artikulierenden Flächen des SMCNL mit dem Caput tali sind von Faserknorpel überzogen. Mit zwei Zügeln, dem medioplantaren schrägen Band und dem inferoplantaren Längsband, zieht das ICNL weiter lateral des Kalkaneus zum Os naviculare (Taniguchi et al., 2003).

Das Spring-Ligament trägt vorwiegend zur Stabilisierung der talocalcaneonavicularen Gelenke bei. Darüber hinaus wirkt das Spring-Ligament durch seine Verbindungen zum oberflächlichen Lig. deltoideum einer Pronation entgegen und stabilisiert den medialen Sprunggelenkskomplex sowie die mediale Längswölbung des Fußes (Hintermann und Ruiz, 2016). Dieser Bandkomplex ist Teil der passiven Stabilisatoren und wird durch aktive Stabilisatoren unterstützt (Tillmann, 1977; Valderabano et al., 2009). Für die aktive Unterstützung der Längswölbung hat der Musculus tibialis posterior unter den extrinsischen Muskeln eine essenzielle Bedeutung (Kapandji, 2009). Er entspringt an der Unterfläche der Membrana interossea cruris, unterkreuzt im Verlauf die Sehne des Musculus flexor digitorum longus am Chiasma crurale, bevor er mit fünf Hauptzügeln an der Tuberositas ossis navicularis ansetzt. Einige Faserzüge heften zusätzlich an das Os cuneiforme mediale und an die Basen der Ossa metatarsalia II bis IV (Tillmann, 1977). Durch seinen Ansatz an der medialen Fußsäule sowie den Zug unter dem Pfannenband kann er die Taluskopfposition kontrollieren (Ouzounian, 1989). Als Gegenspieler der Peronäalmuskulatur stabilisiert der M. tibialis posterior invertierend des Rückfuß. Kommt es zu einer progredienten Insuffizienz dieser Muskel-Sehnen-Ein-

heit kann der Fuß nicht mehr aktiv in die Inversion geführt werden und verbleibt in einer Eversionsstellung. Bei Insuffizienz des Spring-ligament-Komplexes reicht jedoch die isolierte aktive Stabilisation des M. tibialis posterior nicht aus, um den Fuß gegen eine progressive Plattfußentwicklung zu schützen (Deland et al., 2005; Gutteck et al., 2020; Hamel, 2019).

Neben dem Musculus tibialis posterior spielen auch die Peronealsehnen eine wichtige Rolle als laterale aktive Stabilisatoren. Zu den Peronealsehnen zählen der Musculus peroneus longus, der Musculus peroneus brevis und der Musculus peroneus tertius (Tillmann, 1977). Dabei übernehmen vorwiegend der Musculus peroneus longus und der Musculus peroneus brevis die Funktion als starke Pronatoren. Eine Insuffizienz dieser Sehnen führt zu einer lateralen Instabilität und einer Fixierung des unteren Sprunggelenkes in Inversion (Fick, 1911; Tillmann, 1977). Zusätzlich trägt der M. peroneus longus in Zusammenarbeit mit dem M. tibialis anterior neben der intrinsischen Muskulatur zur Verspannung der Querwölbung bei (Schad, 2000).

Der Fuß lässt sich aus biomechanischer Sicht in zwei Pfeiler gliedern (Götz-Neumann, 2006). Zum einen der rigide, für die Propulsion verantwortliche Sprungbeinfuß (mediale, stabile Säule) und zum anderen der flexible, für die Anpassung in der Standphase zuständige Fersenbeinfuß (laterale, dynamische Säule). Entscheidende Merkmale, um den einwirkenden Kräften standzuhalten, sind die Konstruktionen der Wölbungen und die Dämpfungsfunktionen. Die Dämpfung findet vorwiegend in dem septiert gekammerten Subkutangewebe und den elastischen Komponenten der Fußmuskulatur statt. Somit können hohe Flächendrücke standgehalten werden (Tillmann, 2016).

Das Skelettsystem des Fußes begünstigt in seiner Anordnung die Bildung einer bogenförmigen Längs- und Querwölbung. In Kombination mit Muskeln und Bändern zur Aufrechterhaltung der Wölbungen entsteht eine funktionelle Einheit aus passiven und aktiven Stabilisatoren. Die dorsoventral verlaufende Wölbung wird durch die effektive Längsverspannung von Pfannenband, Ligamentum plantare longum und Plantaraponeurose gesichert. Während diese passive Unterstützung im plantigraden Stand zum Aufrechterhalten der medialen Wölbung ausreicht, müssen im Gangzyklus zusätzlich aktive Stabilisatoren in Form von Muskeln rekrutiert werden (Pery, 2003). Die dynamische Stabilisierung der Längswölbung wird durch den Windlass-Mechanismus realisiert. In der terminalen Belastungsphase führt die Dorsalflexion der Großzehe über den Mittelfußkopf des ersten Strahls zu einer Anspannung der Plantaraponeurose. Dadurch kann eine Kraftübertragung auf die Plantaraponeurose stattfinden und so auftretende Zugkräfte von bis zu 50% des Körpergewichtes während eines Gangzyklus vermittelt werden (Fick, 1911; Hicks, 1954; Tillmann, 1977).

Für den Abrollvorgang ist ein weiterer Mechanismus für die Fußfunktion bedeutend, der sogenannte Locking Mechanismus im Chopart-Gelenk. Er beschreibt eine bandgebremste Blockade des

Chopart-Gelenkes im Rahmen einer pronatorischen Verdrehung, welche aktiv durch den pronierenden Sehnenzug des M. tibialis posterior gesteuert wird. Voraussetzung ist die Morphologie und Anatomie der beteiligten Gelenke. So liegen die Achsen des Talonavikular- und des Kalkaneokuboidgelenkes in Neutralstellung parallel, nicht jedoch in einer Pronationsstellung. Daraus ergibt sich eine Übertragung der über den Rückfuß einwirkenden Kräfte auf den Mittel- und Vorfuß.

Dieses komplexe System aus Skelett, Muskel- und Bandkräften resultiert in Bewegung und Gleichgewicht in den beteiligten Gelenken. Kommt es zu Störungen dieses Gesamtkomplexes resultieren diese oft in Instabilitäten, Funktionseinschränkungen und Deformitäten verbunden mit einer progredienten Schmerzsymptomatik. Kenntnisse über Anatomie und Biomechanik sind von entscheidender Relevanz für operative Eingriffe am Rückfuß (Hintermann und Knupp, 2010).

1.2 Varische und valgische Rückfußdeformitäten

Achsfehlstellungen des Rückfußes resultieren in einer Vielzahl von Pathologien. Hierzu gehören posttraumatische Veränderungen (z.B. Kalkaneusfrakturen oder chronisch ligamentäre Instabilitäten), muskuläre Dysbalancen des M. tibialis posterior oder des M. peroneus brevis (degenerativer oder neuropathischer Genese) sowie angeborene (Klumpfuß, Koalitionen) oder neurologisch determinierte Fehlstellungen (z.B. Charcot-Marie-Tooth-Erkrankung). In Folge kann es mittel- und langfristig die Entwicklung von Gelenkinstabilitäten, Deformitäten und/oder Arthrosen begünstigen.

Man unterscheidet zwischen flexiblen und kontrakten Deformitäten in der Sagittal-, Frontal- und Horizontalebene sowie deren zahlreiche Kombinationen.

1.2.1 Pes planovalgus

Der erworbene Pes planovalgus ist eine häufig vorkommende Fußdeformität, bei welcher es zu einer kombinierten Valgusstellung des Rückfußes, einer Abflachung des medialen Längsgewölbes und einer Abduktionsstellung des Vorfußes kommt.

Es wird geschätzt, dass circa 20 % bis 37% der Bevölkerung einen gewissen Grad einer Knick-Senkfußfehlstellung aufweisen (Cass und Camasta, 2010; Munro und Steele, 1998; Otsuka et al., 2003). Diese Fehlstellung ist durch ihren stadienhaften Verlauf gekennzeichnet und verursacht in 10 % der Fälle behandlungsbedürftige Beschwerden. Ein juveniler Knick-Senkfuß ist mit einer Prävalenz von 97% bei unter Zweijährigen typischerweise häufiger und zunächst physiologisch. Die meisten Kinder entwickeln bis zum Abschluss des 10. Lebensjahres eine regelrechte Längswölbung (Dare und Dod-

well, 2014). Wie bereits 1957 von Morley festgestellt, sinkt die Prävalenz des kindlichen Knick-Senkfuß von 97% bei unter Zweijährigen auf 4% bei Zehnjährigen. Bei einem Anteil von 4% persistiert der Knick-Senkfuß und wird progredient (Morley, 1957; Pfeiffer et al., 2006).

Die Ursache liegt in einer Insuffizienz statischer (Spring-ligament-Komplex) sowie dynamischer Stabilisatoren (Tibialis-posterior-Sehne). Hier ist vor allem das Spring-Ligament als wichtigster passiver Stabilisator des Talonavikulargelenks zu nennen. Bei Ruptur oder Insuffizienz des Spring-Ligaments kommt es zu einer Subluxation im Talonavikulargelenk. Der Taluskopf migriert relativ zum Calcaneus nach medial und plantar, im Sinne einer Rotationsfehlstellung (Deland et al., 2005).

Diese Prozesse führen bei Fortschreiten zu einem symptomatischen Knick-Senkfuß mit Einbruch der medialen Wölbung sowie Deformitäten im Rück-, Mittel- und Vorfuß. Folglich kommt es zu einer Eversionsstellung des unteren Sprunggelenkes mit einer valgischen Rückfußachse und einer Vorfußabduktion. Ein Knick-Senkfuß ist dadurch biomechanisch weniger effektiv und führt zu einer chronisch mechanischen sowie degenerativen Überlastung der beteiligten Gelenke (Radl et al., 2012). Im Spätstadium resultieren sekundäre Arthrosen im oberen und unteren Sprunggelenk, die die Gehfähigkeit beeinträchtigen (Swoboda, 2001).

Es existieren weitere seltenere Ursachen, die die Bildung und Progredienz des Pes planovalgus beeinflussen können wie z.B. eine rheumatoide Arthritis, seronegative Arthropathien, eine Charcot – Neuroosteoarthropathie (bei Diabetes, Lepra, peripherer Polyneuropathie) sowie zerebrale oder periphere Paresen (Myerson et al., 1989; Schade und Andersen, 2015). Infolge von genetischen Erkrankungen wie z.B. das Marfan-Syndrom, das Ehlers-Danlos-Syndrom oder die Trisomie 21 verursachen hochgradige Bandlaxitäten die Entstehung von Deformitäten (Lindsey et al., 1998; Perotti et al., 2018; Shirley et al., 2012).

Eine rechtzeitige stadiengerechte Therapie der Rückfußdeformität ist entscheidend (Funk et al., 1986). Die weltweit gängigste Klassifikation des Pes Planovalgus respektive der Tibialis-posterior-Insuffizienz wurde von Johnson und Strom erstmals beschrieben (Johnson und Strom, 1989). Später wurde durch Myerson et al. ein viertes Stadium erweitert (Myerson, 1997). Stadium I und II können dabei grundsätzlich nach Versagen der konservativen Therapie gelenkerhaltend rekonstruiert werden. Im Stadium III und IV kommt es zu fixierten Deformitäten, die korrigierende Arthrodesen benötigen. Die medialisierende Kalkaneusosteotomie ist häufiger Bestandteil eines rekonstruktiven Eingriffs, vor allem in den früheren Stadien, kann aber auch in späteren Stadien ergänzend zur Korrektur angewendet werden (Hix et al., 2007).

Stadium	Substadium	Anatomisches Korrelat
I	-	Sehnenkontinuität erhalten
	A	Tendinitis bei entzündlicher Grunderkrankung
	B	Partialruptur der Tibialis-posterior-Sehne
	C	Partialruptur der Tibialis-posterior-Sehne mit leichtem Rückfußvalgus (5° oder weniger)
II	-	Mechanische Insuffizienz der Sehne
	A1	Rückfußvalgus, flexibler Vorfußvarus, Schmerzen über Tibialis-posterior-Sehne
	A2	Rückfußvalgus, kontrakter Vorfußvarus, Schmerzen über Tibialis-posterior-Sehne
	B	Rückfußvalgus, Vorfußabduktion
	C	Rückfußvalgus, fixierter Vorfußvarus, Instabilität mediale Säule, Vorfußsupination, Schmerzen Sinus tarsi
III	-	Degeneration des Subtalargelenkes mit kontrakter Fehlstellung
	A	Rigider Rückfußvalgus, Schmerzen Sinus tarsi
	B	Rigider Rückfußvalgus, Schmerzen Sinus tarsi, Vorfußabduktion
IV	-	Valgusfehlstellung des oberen Sprunggelenkes
	A	Flexible Valgusdeformität des Sprunggelenkes
	B	Rigide Valgusdeformität des Sprunggelenkes

Tabelle 1: Klassifikation der Insuffizienz der Tibialis-posterior-Sehne nach Johnson und Storm, modifiziert durch Bluman und Myerson (Johnson, 1989; Myerson, 1997)

Additiv werden zusätzlich zur Kalkaneusosteotomie vor allem im Stadium II A Weichteileingriffe, wie etwa eine Raffung/Naht der Talonavikularkapsel, des Spring-Ligamentes oder des Ligamentum deltoideum durchgeführt. Des Weiteren kommen Augmentationsverfahren der Tibialis posterior Sehne mittels Sehnentransfer der FHL-, FDL-, oder Tibialis-anterior-Sehne zum Einsatz. Dadurch soll die Dysfunktion durch intakte Sehnen kompensiert werden (Losier-LaClair et al., 2001; Myerson et al., 2004). Alleinige Weichteil- und Sehneneingriffe sind nach dem aktuellen Kenntnisstand obsolet. Sie können zu einer initialen Schmerzlinderung führen, die fehlerhafte Fußachse aber bleibt bestehen, in dessen Folge es zur Progredienz der zugrundeliegenden Fehlstellung kommt (Jahss, 1991).

1.2.2 Der Hohlfuß

Üblicherweise geht diese Deformität mit einer Plantarflexionsstellung des Vorfußes im Verhältnis zum Rückfuß einher und kann sekundär (belastungsbedingt) zu einer Varusstellung des Rückfußes, einer Adduktion des Vorfußes und Krallenstellung der Zehen führen (Koebke, 2011).

Der Hohlfuß tritt bei etwa 8 bis 15% der Allgemeinbevölkerung auf (Walker und Fan, 1998). Es gibt zahlreiche Variationen sowie Ausprägungen, die mit erworbenen, erblichen und angeborenen neurologischen oder muskuloskelettalen Erkrankungen in Verbindung gebracht werden können. Zu einem Anteil von 30 % treten Hohlfußdeformitäten idiopathisch auf (Lee und Sucato, 2008; Younger und Hansen, 2005). Zu den häufigsten neurologischen Erkrankungen zählen das Charcot-Marie-Tooth-Syndrom und die infantile Zerebralparese (Bariteau et al., 2013).

Der Hohlfuß kann das Ergebnis einer Vorfuß-bedingten Pathologie, einer Deformität des Rückfußes oder einer Kombination beider Pathologien sein. Ein vorfußbedingter Hohlfuß wird häufig durch neurologische Erkrankungen verursacht und ist das Ergebnis muskulärer Dysbalancen. Insuffizienzen des M. tibialis anterior, M. peroneus brevis und der intrinsischen Fußmuskulatur führen zu einem Überwiegen der Antagonisten (M. peroneus longus und M. tibialis posterior). Daraus resultiert eine Plantarflexion des ersten Strahls und eine Vorfußpronation. Im weiteren Verlauf führt die Kontraktur der Achillessehne, der Tibialis-Posterior-Sehne und der Peroneus-Longus-Sehne zu einer Inversion des Subtalargelenkes. Unter Belastung kommt es folglich zum kompensatorischen Rückfußvarus, der unbehandelt in eine kontrakte Deformität übergeht (Koebke, 2011).

Nach frustranter konservativer Therapie ist die Korrektur der Rückfußdeformität mit einer lateralisierenden Kalkaneusverschiebeosteotomie mit additiven Weichteileingriffen indiziert. Zu den begleitenden Weichteileingriffen zählen Rekonstruktionen der Peronealsehnen, Transfers der Sehne des Musculus tibialis posterior und zusätzliche Bandplastiken am oberen Sprunggelenk (Hamel, 2019).

1.2.3 Der Klumpfuß

Der Klumpfuß ist nach der Hüftdysplasie die häufigste orthopädische Skelettfehlbildung im Säuglingsalter mit einer Prävalenz von 0,1% der Neugeborenen. Dabei zeigt sich eine erbliche Komponente in mehreren Studien für relevant. Ist bereits ein Elternteil mit einem Klumpfuß zur Welt gekommen, erhöht sich die Wahrscheinlichkeit für ein Neugeborenes auf 3 bis 4% (Dietz, 2002; Weimann-Stahlschmidt et al., 2010; Wynne-Davies, 1964).

Die Ursache der Klumpfußdeformität liegt in einer dynamischen und strukturellen Kontraktur der Weichteile der dorsomedialen Fußregion, die von einer konsekutiven Medialisierung der Subtalar-gelenke begleitet wird. Folglich kommt es zu einer medialen Rotation der subtalaren Fußplatte, gefolgt von einer Medialisierung der Chopart-Gelenklinie und einer Adduktion sowie Plantarisierung des ersten Strahles. Entsprechend führt die Inversion des Rückfußes zu einer varisierenden Zugrichtung der Achillessehne. Neben einer Vorfußadduktion und -supination resultiert am Rückfuß eine ausgeprägte Varus- sowie Spitzfußdeformität (Weimann-Stahlschmidt et al., 2010; Wynne-Davies, 1964).

Die Ponseti-Methode hat die Klumpfußbehandlung revolutioniert, sodass etwa 90% aller Klumpfüße innerhalb von 8 Wochen vollständig konservativ korrigiert werden können. Jedoch besteht bei residualen Klumpfußdeformitäten in den meisten Fällen und in fortschreitendem Alter die Indikation zur operativen Behandlung der kontrakten Deformität (Duffy et al., 2013; Zwick et al., 2009).

1.2.4 Posttraumatische Rückfußdeformitäten

Vorwiegend Folgezustände nach Frakturen (Distale Tibia, Kalkaneus, Talus), Nervenverletzungen (N. peroneus), Verbrennungen, vaskulären Läsionen, ligamentären Rupturen und Kompartmentsyndrome können Ursache für die Ausbildung von Rückfußdeformitäten sein (Krähenbühl et al., 2016).

Posttraumatische Fehlheilungen des Kalkaneus, Talus und distaler Tibia entstehen entweder nach konservativer Therapie dislozierter Frakturen oder nach insuffizienter Reposition bzw. Retention von Frakturen. Die typische posttraumatische Deformität am Beispiel der Kalkaneusfraktur besteht in einer Höhenminderung und Verbreiterung des Rückfußes, die sich durch eine nachfolgend auftretende dorsale Kippung des Talus in eine Deformität der Frontal- und/oder Horizontalebene im Sinne einer varischen oder valgischen Rückfußachse entwickeln kann (Kwon et al., 2015; Yu et al., 2013; Zwipp und Rammelt, 2014).

Die Verletzungen des ausführlich erläuterten Deltoid-Springligament-Komplexes treten häufig in Kombinationen mit weiteren Verletzungen wie Sprunggelenksfrakturen oder Rupturen der Syndes-mose und lateralen Bandstrukturen auf (Hintermann und Ruiz, 2021). Eine isolierte Verletzung des Komplexes wird in der Literatur mit 5-15% angegeben (Waterman et al., 2011). Durch eine insuffiziente Behandlung kann eine mediale Sprunggelenksinstabilität entstehen, die zur Abflachung der medialen Wölbung führt. Daraus manifestieren sich im Verlauf alle genannten Merkmale eines Knick-Senkfußes, so auch die Entstehung einer valgischen Rückfußdeformität (Hintermann und Ruiz, 2021).

1.2.5 Arthrose des oberen Sprunggelenkes

Ca 1% der Bevölkerung leidet an einer symptomatischen Arthrose des oberen Sprunggelenkes. Die primäre Arthrose ist selten und bildet mit 9% der Patienten einen geringen Anteil (Valderrabano et al., 2009). 78 % der Patienten haben eine posttraumatische Genese, am häufigsten in Folge einer Malleolar- oder Pilonfraktur (Swoboda, 2001). Zusätzlich erhöhen chronische Bandinstabilitäten das Risiko einer Osteoarthrose. Des Weiteren bilden in 13% der Patienten systemische Erkrankungen (z.B. Hämophilie, rheumatoide Arthritis) die Grundlage der Arthrose Entstehung (Valderrabano et al., 2009).

Die chirurgische Behandlung der OSG-Arthrose gliedert sich in gelenkerhaltende und gelenkersetzende Verfahren. Kann ein Gelenk nicht mehr erhalten werden, kommen Arthrodesen oder die Implantation einer OSG-Prothese zum Einsatz. Ziel der gelenkerhaltenden Behandlung ist eine ursächliche Fehlstellung im distalen Unterschenkel und im Rückfuß zu korrigieren und somit die Gelenkdestruktion zu verlangsamen. Neben supramalleolären Osteotomien haben auch Verschiebeosteotomien des Kalkaneus Einfluss auf die Kraftübertragung im OSG und werden als gelenkerhaltene Methoden angewendet (Hintermann et al., 2016; Krähenbühl et al., 2016).

1.3 Konservative Prinzipien am Rückfuß

Die konservative Therapie von Rückfußpathologien mit dem Ziel einer Schmerzlinderung sowie der Reduktion von Bewegungseinschränkungen sollte immer der erste Schritt einer Behandlung sein. Vor dem Behandlungsbeginn müssen bestehende Pathologien beziehungsweise Fehlstellungen diagnostiziert und analysiert werden. Je nach bestehender Deformität kommen orthopädiestechnische Maßnahmen in Frage. Dazu gehören neben individuell angefertigten Einlagen und Orthesen auch eine Vielzahl von konfektionierten Orthesen und Maßschuhen (Radl et al., 2012).

Einlagen weisen ein breites Behandlungsspektrum auf. Sie können den Fuß lokal entlasten und flexible Deformitäten stützen. Bei rigiden Deformitäten führen Bettungen zur Entlastung überlasteter Strukturen und können die Ausbildung von Spitzendrücken vermindern (Plaaß et al., 2018). Bisherige Studien zeigen, dass die Einlagenversorgung zu einer Beschwerdereduktion bei Überlastungssyndromen und bestimmten Fußfehlstellungen führen (Andreasen et al., 2013; Richter et al., 2011). Aktuell existiert jedoch keine Evidenz dafür, dass durch eine Einlage die Entwicklung einer Fehlstellung kurativ behandelt werden kann.

Als weitere konservative Therapieoption können orthopädische Schuhzurichtungen positive Effekte auf den Fuß, die gesamte untere Extremität und das Gangbild ausüben. Häufige Anpassungen sind

neben Puffer- und Abrollabsätzen die Sohlenrollen, die das Gangbild modifizieren und gezielt bestimmte Regionen des Fußes entlasten (Plaaß et al., 2018).

Darüber hinaus nehmen physiotherapeutische Maßnahmen einen wichtigen Teil der konservativen Behandlung ein. Generell haben sich im Bereich der unteren Extremitäten Übungen zur Verbesserung der Beweglichkeit, Kraft und Ausdauer etabliert. Additiv werden begleitende Maßnahmen wie Kälte-/Wärmeanwendungen, Ultraschall, Iontophorese oder Elektrotherapien angewendet. Für den bestmöglichen Effekt sollte die Therapie individualisiert auf den Patienten angepasst werden. Ein evidenzbasierter Wirkungsnachweis fehlt jedoch bei den genannten Verfahren. Hauptsächlich wird die Physiotherapie zur Verbesserung der Propriozeption und zum gezielten Training der Muskulatur eingesetzt. So kann beispielsweise durch gezieltes Training eine Insuffizienz des Musculus tibialis posterior kompensiert werden (Alvarez et al., 2006).

1.4 Die offene Kalkaneusosteotomie

Als zentraler Bestandteil zur Korrektur pathologischer Varus- oder Valgusfehlstellungen der Rückfußachse ist die Kalkaneusosteotomie eine der häufigsten operativen Eingriffe des Fersenbeins. Zu unterscheiden sind die jeweiligen Osteotomien in ihrer Lokalisation (Tuberositas, Processus anterior calcanei), ihrer Korrekturrichtung (medial, lateral, rotierend, verlängernd), ihrer Form (gerade, V-förmig, open-/ closed-wedge) und in der Technik der Durchführung (offen, minimalinvasiv) (Guttek und Schilde, 2022).

Der Gedanke, durch Osteotomien des Kalkaneus Rückfußdeformitäten zu behandeln, beschäftigte Ärzte bereits Ende des 19. Jahrhunderts. Eine Pes Planovalgus - Korrektur wurde erstmals 1893 von Gleich beschrieben (Gleich, 1893). Nach medialem Zugang entnahm er einen Keil mit plantarer Basis aus dem Kalkaneus. Das distale Fragment nach Keilentnahme wurde nach anterior, inferior und medial verlagert. Daraus ergab sich eine Vergrößerung des Kalkaneus Inklinationswinkels zwischen der langen Achse des Kalkaneus und dem Boden, der bei valgischen Deformitäten typischerweise flacher verläuft (DiGiovanni und Smith, 1976).

Im 20. Jahrhundert gewann die Kalkaneusosteotomie mehr an Bedeutung. Lord behandelte 1923 13 Patienten mit Knick-Senkfüßen mit der Technik nach Gleich. Dabei führte er nur bei einem Patienten die Osteotomie allein durch, die weiteren Operationen erforderten zusätzliche Verfahren (Lord, 1923).

In den 70-er Jahren beschrieben Dwyer (Dwyer, 1960) und Silver (Silver et al., 1967) Verfahren mit medialen und lateralen Keilentnahmen in open als auch in Closing-wedge-Technik, um die valgische

Rückfußachse zu korrigieren. Silver brachte dabei zusätzlich allogenenes Knochenmaterial in den Osteotomiespalt ein.

Koutsogiannis popularisierte 1971 erstmals die mediale Kalkaneusverschiebeosteotomie als routinemäßige Anwendung zur Korrektur des Rückfußvalgus im Rahmen einer flexiblen Pes planovalgus Deformität (Koutsogiannis, 1971). Diese Operationstechnik erlaubt eine Revision in 3 Ebenen (Thordarson et al., 1998). Nach erfolgreicher Osteotomie im Bereich des Tuber calcanei kann die Tuberositas in der Sagittalebene nach medial oder lateral verschoben werden und so den Achillessehnenansatz rezentrieren. Bei Abflachung des Kalkaneusinklinationswinkels kann das Tuber calcanei nach plantar verschoben werden. Zusätzlich sind Rotationen möglich (Steffensmeier et al., 1996).

Nicht nur valgische Deformitäten fanden Beachtung in der Entwicklung der Rückfußchirurgie. Steindler publizierte 1921 eine Methode zur Behandlung varischer Rückfußdeformitäten mit Resektion eines lateralen Keils in Closing-wedge-Technik durch den Talushals, den Processus anterior des Kalkaneus und des Kuboids in Verbindung mit einem Plantarfaszien-Release (Steindler, 1921). Hohe Raten an Talusnekrosen führten jedoch zum schnellen Verlassen dieser Methode (Huber et al., 2002).

Dwyer beschäftigte sich in den 1950er Jahren intensiv mit Cavovaruskorrekturen. Die ursprüngliche Beschreibung war die Entfernung eines lateralen Knochenkeils in Closing-wedge-Technik mit Plantarfaszienrelease (Dwyer, 1959). Er zeigte in einer eigenen Follow-Up Studie gute bis exzellente Ergebnisse in 109 von 170 Osteotomien (Dwyer, 1975). Auch heute noch ist die Dwyer-Osteotomie Bestandteil der Therapie von Cavovarusdeformitäten. Kraus et al. modifizierte die laterale Closing-wedge-Methode und kombinierten diese mit einer lateralen Verschiebeosteotomie des Kalkaneus, um die Verkürzung des Fersenbeins durch die Keilentnahme zu minimieren (Kraus et al., 2014).

Zu den häufig verwendeten Methoden gehören aktuell die medialisierende und lateralisierende Translation, das Closing-wedge-Verfahren nach Dwyer, rotierende Korrekturen nach Evans und Z-förmige Osteotomien. Die traditionell offene Technik wird dabei mit einer schräg-linearen Inzision von ca. 5 cm posterior der Peronealsehnen und unter Verwendung einer oszillierenden Säge durchgeführt. Nach Verschiebung des Kalkaneusfragmentes erfolgt die Osteosynthese zur Stabilisierung der Osteotomie. Neben Platten und Staples kommen Schraubenosteosynthesen zum Einsatz (Abbasian et al., 2013; Dull und DiDomenico, 2004; Durston et al., 2015; Kendal et al., 2015; Kheir et al., 2015; Sahranavard et al., 2019; Sayres et al., 2015; Sherman und Guyton, 2018).

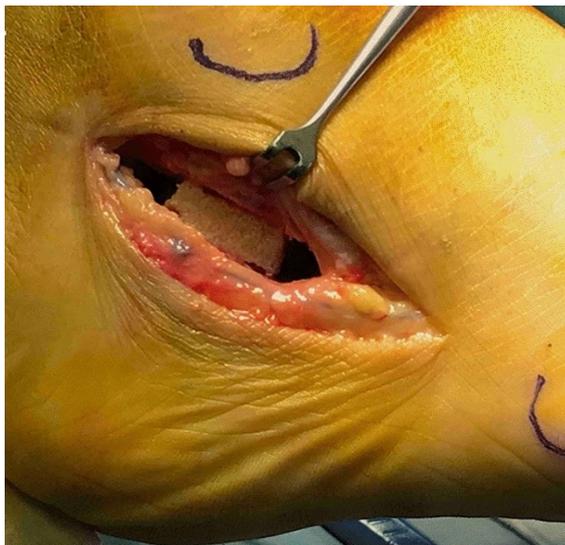


Abbildung 1: Offener Zugang nach einer Open-wedge-Osteotomie mit Allograft-Augmentation (Colo et al., 2021)

Die allgemeinen Kontraindikationen umfassen Infekte, Hautschädigungen, eine schlechte Knochenqualität, Durchblutungsstörungen, Arthrose im Subtalargelenk und kontrakte Fehlstellungen des Subtalargelenkes (Walther et al., 2016).

Die traditionelle offene Operationstechnik ist mit zahlreichen postoperativen Komplikationen verbunden. Unter Anderem treten Wundinfektionen, Verletzungen des Nervus suralis, weitere mediale und laterale Nervenirritationen, vaskuläre Läsionen, Dysästhesien und Wundheilungsstörungen auf [90]. Durch die subkutane Lage des lateralen Tuber calcanei resultiert eine dünne Weichteildeckung mit kritischer Gefäßversorgung. Somit stellen Wundheilungsstörungen eine häufige Komplikation mit bis zu 20% bei offenen Verfahren dar (Gutteck et al., 2019; Kendal et al., 2015; Kheir et al., 2015; Waizy et al., 2018). Neben der Wundheilungsproblematik wird eine hohe Rate an Nervenverletzungen bei offenen Kalkaneusosteotomien mit 43,5 % aufgezeigt (González-Martín et al., 2021). Die hohe Lagevariabilität des Nervus suralis ist zu beachten, wodurch eine entsprechende Gefährdung des lateralen Zuganges resultiert (Smyth et al., 2018). An der medialen Seite des Tuber calcanei ist insbesondere der N. plantaris und lateralis des N. tibialis in diesem Bereich besonders gefährdet. Da die Osteotomie grundsätzlich durch additive Knochen- und Weichteileingriffe an Sehnen, Kapseln und Ligamenta erweitert wird, besteht ein allgemein hohes Risiko an postoperativen Komplikationen (Durstun et al., 2015).

1.5 Die minimalinvasive Kalkaneusosteotomie

In den letzten zwei Jahrzehnten etablierten sich minimalinvasive Methoden in der Rückfußchirurgie. Kleinere Zugänge sollen postoperative Komplikationen reduzieren. Dull und DiDomenico beschrieben 2004 erstmals eine perkutane Kalkaneus-Verschiebeosteotomie mit insgesamt 4 Inzisionen, dabei jeweils 2 Inzisionen medial und lateral. Zwischen den Zugängen wurde ein subperiostaler Tunnel geschaffen, indem eine flexible Gigli-Säge eingebracht und die Osteotomie durchgeführt wurde. Es erfolgte je nach Bedarf eine mediale oder laterale Verschiebung des Tuber calcanei (Dull und DiDomenico, 2004).

Tennant et al. stellten 2013 ein perkutan endoskopisch-assistiertes Verfahren vor, das vor der Einbringung der Gigli-Säge einen Faden unter arthroskopischer Führung in den subperiostalen Tunnel um den Kalkaneus einbringt. Der Faden berührt das Periost des dorsalen, medialen und plantaren Kalkaneus, wobei jedes Ende durch zwei kleine laterale Inzisionen austritt. Die Gigli-Säge wurde mit dem Faden in die gleiche Position gezogen und sollte Verletzungen der Weichteile und neurovaskulärer Strukturen bei der Einbringung der Säge verhindern (Tennant et al., 2013).

Mehrere Autoren publizierten ein operatives Verfahren mit einer modifizierten Shannon Fräse (Durstun et al., 2015; Kendal et al., 2015; Kheir et al., 2015; Sherman und Guyton, 2018; Walther et al., 2016), die bereits in der minimalinvasiven Vorfußchirurgie erfolgreich eingesetzt wurde (Vernois, 2011; Walker und Redfern, 2012). Für dieses Verfahren ist nur eine kleine laterale Stichinzision von 3-5 mm notwendig.



Abbildung 2: Stichinzision für die perkutane Osteotomie und Shannon-Fräse (Gutteck et al., 2020)

Die Osteotomie erfolgt durch den Einsatz einer speziellen Fräse mit hohem Drehmoment, niedriger Geschwindigkeit und einem Durchmesser von 2,5-3 mm. Durch die Festlegung der Osteotomieverlaufs ist eine Verlängerung, eine Verkürzung, eine Plantarisierung oder Dorsalisierung des Tuber calcanei möglich. In aller Regel erfolgt die Osteotomie gerade in einem Winkel von 45° zur Auftrittsfläche (Gutteck et al., 2019; Kendal et al., 2015; Kheir et al., 2015; Sherman und Guyton, 2018). Walther et al. empfehlen die Verwendung einer V-Osteotomie, bestehend aus einem dorsalen und plantaren Schenkel, die im Zentrum des Kalkaneus in einem 60°-Winkel aufeinandertreffen. So soll eine höhere Primärstabilität erreicht und die dorsale Translation des Tuber calcanei verhindert werden (Walther et al., 2016).

Im Anschluss der Osteotomie ist eine Verschiebung des Tuber calcanei nach medial und lateral um bis zu 50% der Kalkaneusbreite möglich (Walther et al., 2016). Die Osteosynthese erfolgt typischerweise durch perkutan eingebrachte Schrauben. In der Literatur sind sowohl Osteosynthesen mit einer einzelnen Schraube (Abbasian et al., 2013; Kheir et al., 2015; Sahranavard et al., 2019) als auch mit zwei Schrauben beschrieben (Didomenico et al., 2011; Sahranavard et al., 2019; Sayres et al., 2015; Walther et al., 2016). Die postoperative Nachbehandlung gestaltet sich idem zur offenen Technik mit in der Regel Anlage eines Walkers oder Unterschenkelgips und Mobilisation mit Bodenkontakt für ca. 6 Wochen (Walther et al., 2016).



Abbildung 3: Postoperatives Röntgenbild im seitlichen Strahlengang nach minimal-invasiver Kalkaneusosteotomie mit eingebrachter Schraubenosteosynthese (Gutteck & Schilde, 2022)

Durch die Verwendung minimalinvasiver Methoden konnte das Risiko neurovaskulärer Verletzungen insbesondere des Nervus suralis gesenkt werden (Kheir et al., 2015). Nach Etablierung und Manifestation der Technik können signifikant kürzere Operationszeiten realisiert werden (Waizy et al., 2018). Das minimale Weichteiltrauma resultiert in einem geringeren postoperativen Ödem und Schmerzstatus und der daraus entstehenden schnelleren Mobilisations- sowie Rehabilitationsfähigkeit (Gutteck et al., 2019).

2 Zielsetzung

Um sowohl optimale Bedingungen für die Knochenheilung zu schaffen als auch den Patienten eine frühzeitige Mobilisation zu ermöglichen, spielt die biomechanische Stabilität des Konstruktes nach einer Kalkaneusverschiebeosteotomie eine entscheidende Rolle. Obwohl die Bedeutung der primären postoperativen Stabilität hoch ist, finden sich keine Studien, welche den biomechanischen Einfluss des Osteotomiedesigns auf die Primärstabilität nach minimalinvasiven Kalkaneusosteotomien untersucht haben. Dazu wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, welcher die Untersuchung unter annähernd physiologischen und reproduzierbaren Bedingungen ermöglichte.

Ziel dieser biomechanischen in-vitro Untersuchung am anatomischen fresh-frozen Präparat war es, zwei verschiedene Osteotomietechniken hinsichtlich ihrer Primärstabilität nach der minimalinvasiven Kalkaneusosteotomie und Osteosynthese mittels einer Kompressionsschraube vergleichend zu untersuchen.

Die daraus resultierenden (Null-) Hypothesen lassen sich wie folgt formulieren:

- Im Vergleich zur geraden Osteotomie bietet die V – Osteotomie unter zyklischer Krafteinwirkung eine höhere Steifigkeit.
- Nach längerer zyklischer Belastung zeigt die Gruppe der V – Osteotomie weniger plastische Verformung als die lineare Osteotomiegruppe.
- Die V-Osteotomiegruppe kann gegenüber der linearen Osteotomiegruppe mit mehr Kraftzyklen bis zum Versagen der Osteosynthese belastet werden.
- Nach Ablauf der Messzyklen zeigt die V-Osteotomiegruppe eine geringere Versagensrate.

3 Material und Methodik

Für die dargestellten Hypothesen ist zunächst eine Präsentation der verwendeten Materialien und Methoden notwendig. In den folgenden Kapiteln werden die verwendeten Spenderpräparate inklusive Präparation, Operationstechnik und Einbettung beschrieben. Anschließend wird der Versuchsaufbau mit der eingesetzten Materialprüfmaschine sowie die Mess- und Auswertungsverfahren vorgestellt.

3.1 Spenderpräparate

In der vorliegenden Studie wurden 18 fresh-frozen humane Fußpräparate kürzlich verstorbener, nicht fixierter Körperspender aus dem Institut für Anatomie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg untersucht. Die Körperspender bestätigten zu Lebzeiten ihren Körper nach dem Tod für wissenschaftliche Untersuchungen zur Verfügung zu stellen und dokumentierten dies schriftlich. Das entsprechende Ethik-Votum liegt der Fakultät vor.

Die Füße wurden nach dem Tod des Körperspenders mit Erhalt des Kapsel-Bandapparates, der Muskulatur sowie aller bindegewebigen Strukturen und Hautschichten entnommen. Die Präparate wurden daraufhin doppelt in Plastiktüten verpackt, einer Identifikationsnummer zugeordnet und tiefgefroren. Die verwendete Gefriertemperatur wurde mit -20 °C festgelegt. Am Vorabend der Präparation wurden die Präparate für mindestens 12 Stunden über Nacht aufgetaut. Die Präparation und Versuchsdurchführung wurden anschließend unter Raumtemperatur durchgeführt.

3.2 Präparation

Die Präparation beinhaltete die Resektion der Tibia und Fibula am oberen Sprunggelenk. Die Talusrolle wurde an der kranialen Gelenkfläche für die spätere Einbettung mit einer oszillierenden Säge planar abgesetzt. Die Facies articularis cuboidea des Kalkaneus wurde in gleicher Weise präpariert und dient der späteren anterioren plantaren Einbettung. Zur Vorbereitung der posterioren plantaren Einbettungen wurde der inferiore Aspekt des Tuber calcanei vom Weichteilgewebe freipräpariert. Der Vor- und Mittelfuß wurde zuvor entlang der Chopart-Gelenklinie abgesetzt. Die weitere Präparation gestaltete sich sehr sparsam, um den Gegebenheiten einer minimalinvasiven Kalkaneusosteotomie möglichst nahe zu kommen. Es wurde daher darauf geachtet den Weichteilmantel sowie die Kapsel- und Bandstrukturen im Bereich des Subtalargelenkes und des Osteotomieverlaufs am Kalkaneus nicht zu verletzen.

3.3 Operationstechniken

Die Zuordnung der Proben erfolgte paarweise per Randomisierung auf die beiden Studiengruppen (gerade und V-Osteotomie), so dass die Proben innerhalb desselben Spenders mit gleichen biomechanischen Eigenschaften verglichen wurden. Die Einteilung in die Gruppen erfolgte anhand von Randomisierungslisten.

Zu Beginn wurde eine 5 mm Inzision am lateralen Kalkaneus im Bereich der von Talusan et al. postulierten Safe Zone durchgeführt. Die Weichteile wurden stumpf mittels Raspatoriums subperiostal im Verlauf der geplanten Osteotomie abgehoben. Die Osteotomie erfolgte unter Zuhilfenahme des Drill-saw Highspeed 200 Systems der Fa. Arthrex (München, Deutschland). Dieses System wurde speziell für die minimalinvasive Fußchirurgie entwickelt. Für die Osteotomie wurde eine Shannon Fräse mit der Länge von 20 mm und einem Durchmesser von 3 mm verwendet. Es wurde eine Drehzahl von 3000 RPM und ein Drehmoment von ca. 80 N/cm eingestellt. Die Festlegung der Drehzahl kann sich je nach System und der vorgegebenen Übersetzung unterscheiden. Bei der Osteotomieplanung war ein Knochenverlust, bedingt durch die Dicke der Fräse von 3 mm, zu berücksichtigen (Talusan et al., 2015).



Abbildung 4: Drill-Saw und Shannon-Fräse (eigene Fotografie)

Die Fräse wurde zunächst über die Stichinzision in den Knochen eingebracht und die Osteotomie mittels der nachfolgenden zwei Techniken schrittweise durchgeführt.

Die gerade Osteotomie erfolgte in einem Winkel von 45° zur Auftrettsfläche in folgender Schnittrihenfolge: dorsaler lateraler Schnitt, plantarer lateraler Schnitt, dorsaler medialer Schnitt und plantarer medialer Schnitt. Die v-förmige Osteotomie wurde unterteilt in einen dorsalen und plantaren Schenkel, die im Mittelpunkt der Osteotomie in einem 60° Winkel zusammentreffen. Zuerst erfolgte

die Präparation des dorsalen Schenkels von der lateralen Kortikalis ausgehend. Anschließend wurde der plantare Schenkel gefräst.

Nach erfolgreicher Osteotomie wurde das Tuber calcanei um 10 mm nach medial versetzt und zunächst mit einem Kirschnerdraht stabilisiert.

Für die Osteosynthese wurden in beiden Gruppen 6,5 mm Teilgewindeschrauben der Fa. Intercus (Bad Blankenburg, Deutschland) verwendet. Die Schraubenlänge wurde individuell in den einzelnen Präparaten bestimmt und die geeignete Schraube in den subchondralen Knochen der posterioren Facette des Calcaneus eingesetzt. Die Osteotomie und die Osteosynthese wurden mit Hilfe der Fluoroskopie kontrolliert.

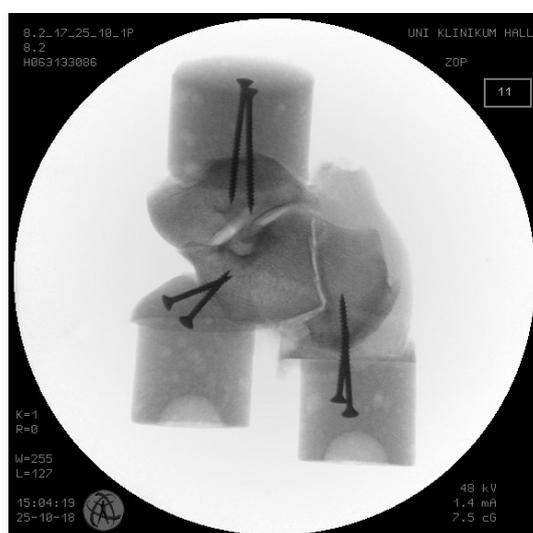
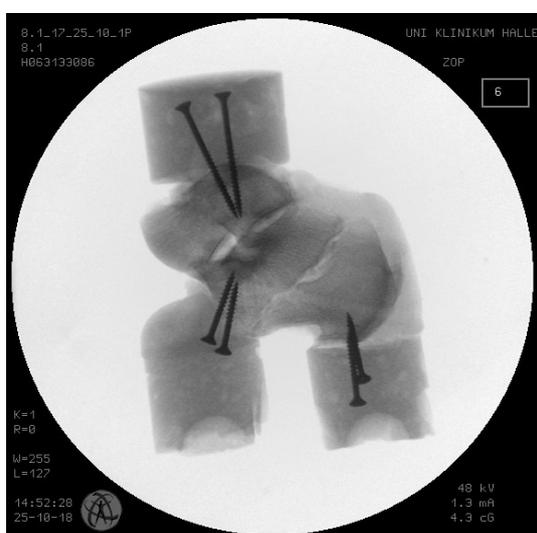


Abbildung 5: Die röntgenologische Durchleuchtung nach linearer und V-Osteotomie



Abbildung 6: Die röntgenologische Durchleuchtung nach Einbringen der Schraubenosteosynthese

3.4 Einbettung

Direkt im Anschluss an die Durchführung der Osteotomien erfolgte die Einbettung. Dieser Vorgang war notwendig, um eine Verbindung des Präparates und der Einspanneinrichtung herzustellen. Die Formen für die Einbettung wurden speziell auf Grundlage der hergestellten Einspann- und Prüfvorrichtung geformt, sodass die Präparate standardisiert und leicht in die Prüfmaschine eingesetzt werden konnten.

Die Einbettung erfolgte jeweils an drei Stellen: Trochlea tali Facies superiores, Facies articularis cuboidea calcanei und dem inferioren Aspekt des Tuber calcanei. Die Lokalisationen wurden so ausgewählt, dass die Präparate in der Prüfmaschine gemäß ihrer ursprünglichen Anatomie ausgerichtet werden konnten. Dabei wurden an jeder Position 3 bis 4 Holzschrauben (Durchmesser 3,5mm, Länge 30 bis 50mm) in den Knochen gebohrt, um das Präparat mit dem Knochenzement zu verankern. Es wurde sichergestellt, dass die Holzschrauben weder die Osteotomie noch die Osteosynthese tangierten.

Anschließend erfolgte die Einbettung mit dem Kunststoff - Kaltpolymerisat Demo-tec®95 (Demotec Demel e.K., Nidderau). An der dorsalen Talusposition erfolgte die Einbettung in Form eines Zylinders.



Abbildung 7: Form für die Einbettung der Trochlea tali (eigene Fotografie)

An den plantaren Positionen wurden die Einbettungen entsprechend der Prüfvorrichtung in Form von konvexen Halbkugeln angefertigt. Mittels einer speziellen Vorrichtung konnten während der Einbettung der plantaren Positionen die Formen individuell in der Höhe verstellt werden und so im physiologischen Winkel von möglichst 20- 25° positioniert werden.



Abbildung 8: Formen für die Einbettungen der plantaren Positionen mit höhenverstellbarer Form (oben links) und konvexen Halbkugeln entsprechend der Prüfvorrichtung (oben rechts) (eigene Fotografie)

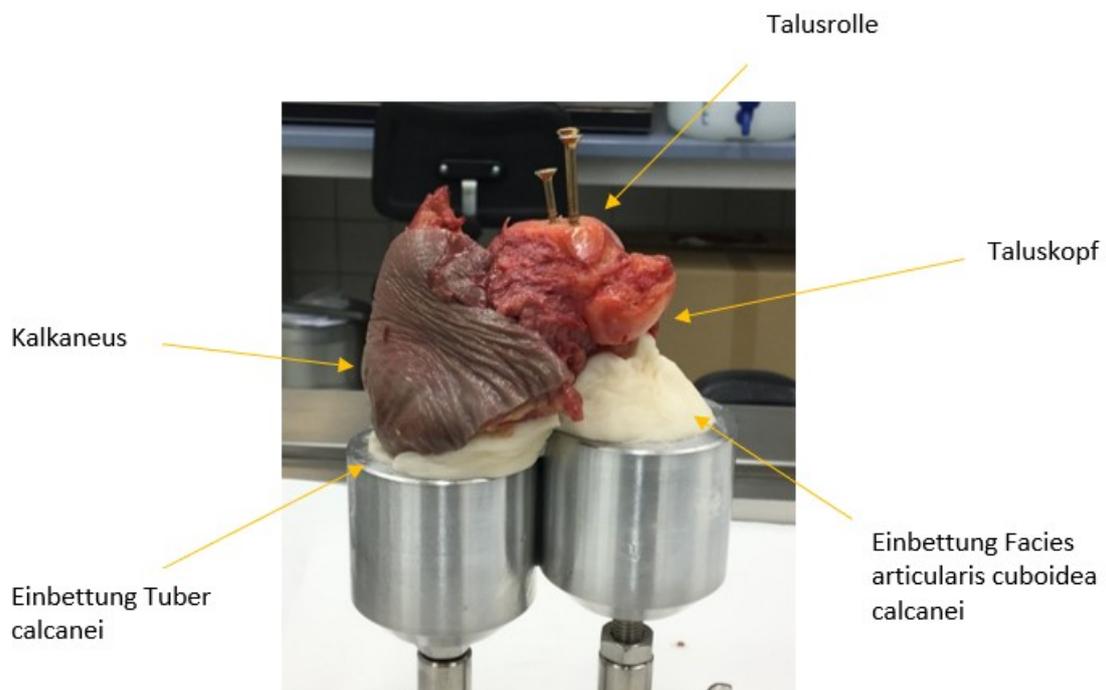


Abbildung 9: Einbettungsvorgang in anatomischer Ausrichtung (eigene Fotografie)

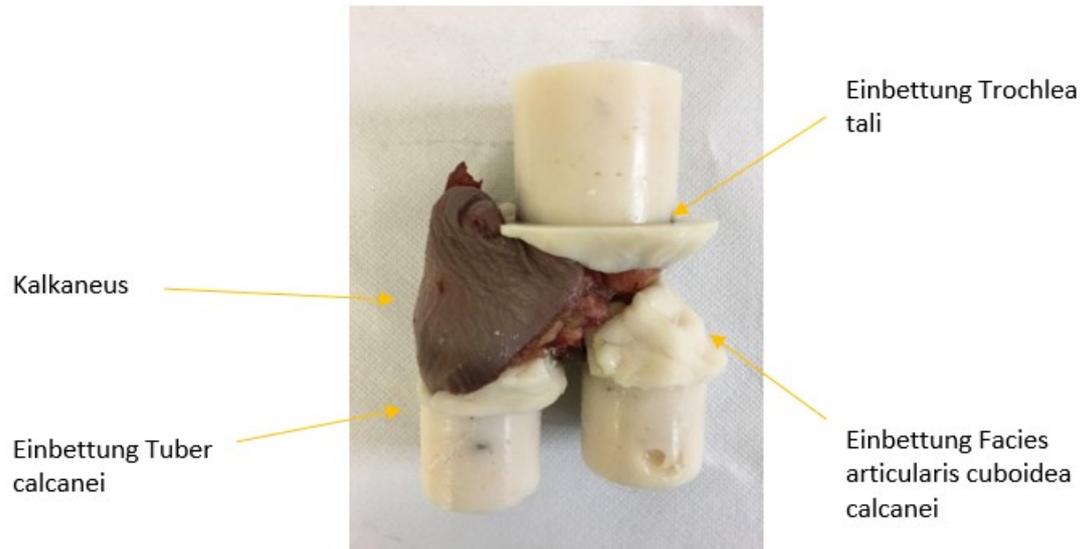


Abbildung 10: Präparat nach Abschluss der Einbettung (eigene Fotografie)

3.5 Prüfvorrichtung

Die Versuchsreihen wurden mit Hilfe der Universalprüfmaschine der Firma Zwick (Zwick Roell Z010, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Diese erlaubte sowohl axiale Druck- und Zugbelastungen von bis zu 10 kN aufzubringen als auch zyklische Messungen durchzuführen. In der Prüfmaschine sind Kraft- und Wegmesssysteme integriert. Die Versagenskraft konnte direkt mittels der maschinenspezifischen Kraftmessdose erfasst werden. Es wurden Daten aus den Kanälen Kraft, Weg und Zeit erfasst.



Abbildung 11: Materialprüfmaschine Zwick Roell Z010 (eigene Fotografie)

Nach der Einbettung wurden die Präparate in die Prüfmaschine gemäß Abbildung 13 eingespannt. Es wurde eine möglichst physiologische Stellung des Präparates in der Prüfmaschine angestrebt. Die plantare Befestigung erfolgte durch Auflage auf Halbkugeln gemäß der Form der Einbettungen. Dadurch konnten plantare Scherbewegungen in allen Richtungen reduziert werden.

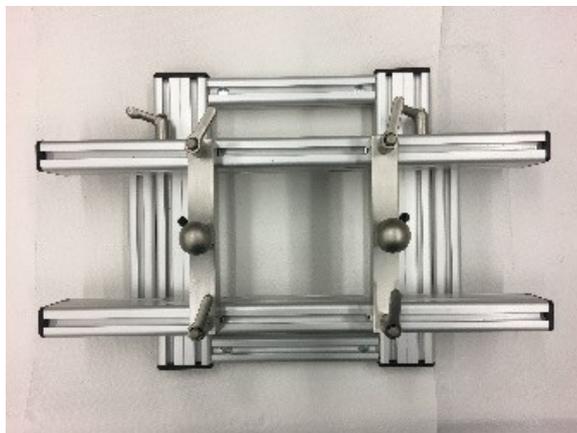


Abbildung 12: Haltevorrichtung der plantaren Befestigung mit höhenverstellbaren Halbkugeln (eigene Fotografie)

Die obere Befestigung wurde durch einen hohlen Zylinder mittels acht Pinfixationen realisiert, der über ein Uniballgelenk an die Kraftmessdose angeschlossen wurde und zusätzlich zur Reduktion von Scherkräften beigetragen hat. Die Ausrichtung in der Prüfmaschine erfolgte stets so, dass die Krafteinleitung direkt axial auf das Talokalkanealgelenk geführt wurde. Durch diesen Versuchsaufbau konnten Bewegungen und Krafteinschlüsse außerhalb der zu untersuchenden Achse eliminiert werden.

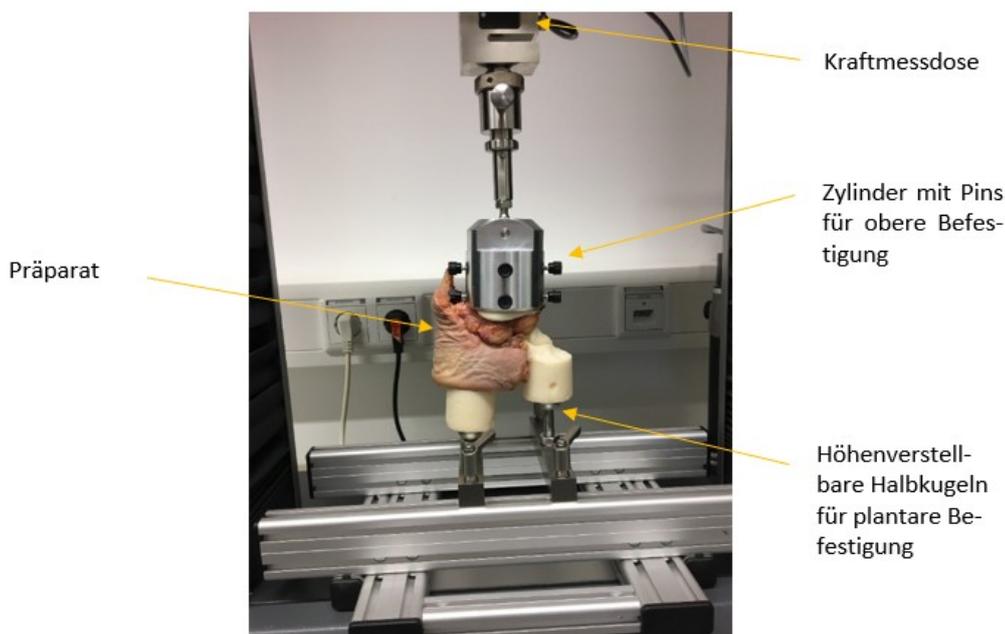


Abbildung 13: Das Einspannen des Präparates in die Universalprüfmaschine (eigene Fotografie)

3.6 Versuchsablauf

Die Testreihen wurden unmittelbar nach der Einbettung unter Raumtemperatur durchgeführt. Kein Präparat wurde erneut tiefgefroren. Die Tests fanden bei sinusförmiger zyklischer Druckbelastung mit einer Frequenz eines Hertz statt. Jeder Messung wurde zunächst eine Konditionierung mit 100 Zyklen zwischen 50 und 150N vorangestellt. Dieses Vorgehen war notwendig, um Einflüsse durch Setzungs Vorgänge im Präparat auszuschließen.



Abbildung 14: Versuchsvorrichtung während eines Messzyklus (eigene Fotografie)

Die Präparate wurden ab 200N stufenweise mit einem Anstieg von 18 N/s um jeweils 100N bis zu einer Maximalkraft von 500N belastet. In jeder Belastungsstufe erfolgten 100 Zyklen. Der Testablauf ist in Abbildung 16 grafisch dargestellt.

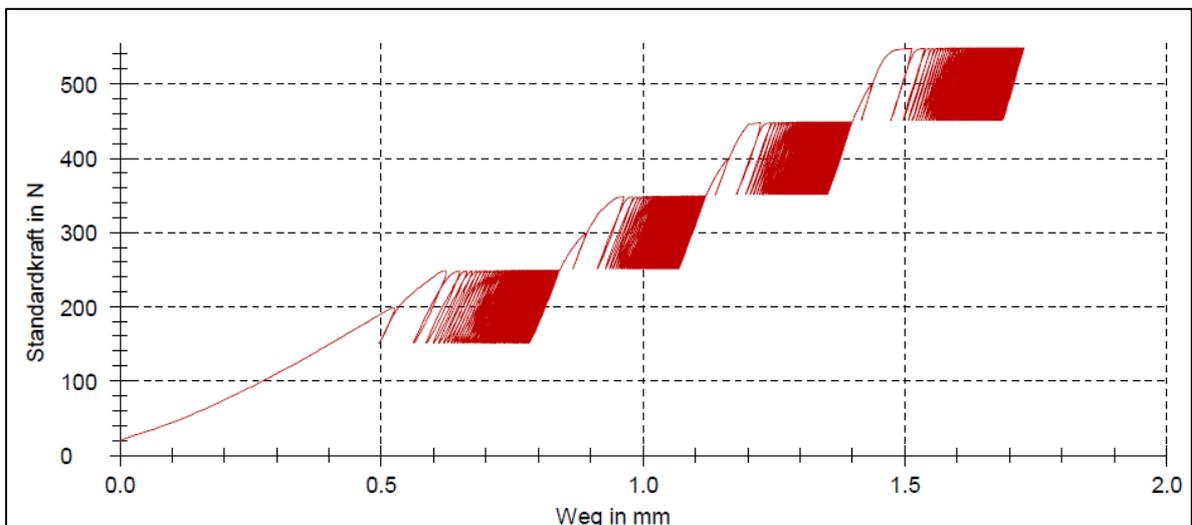


Abbildung 15: Erster Messzyklus mit Zunahme der Belastungsstufen bis 500 N und Wegzunahme in mm

Im Anschluss folgte eine Kraftzunahme bis 600N und die Durchführung eines Versagenstests mit 500 Zyklen. Der Testablauf ist in Abbildung 17 grafisch dargestellt.

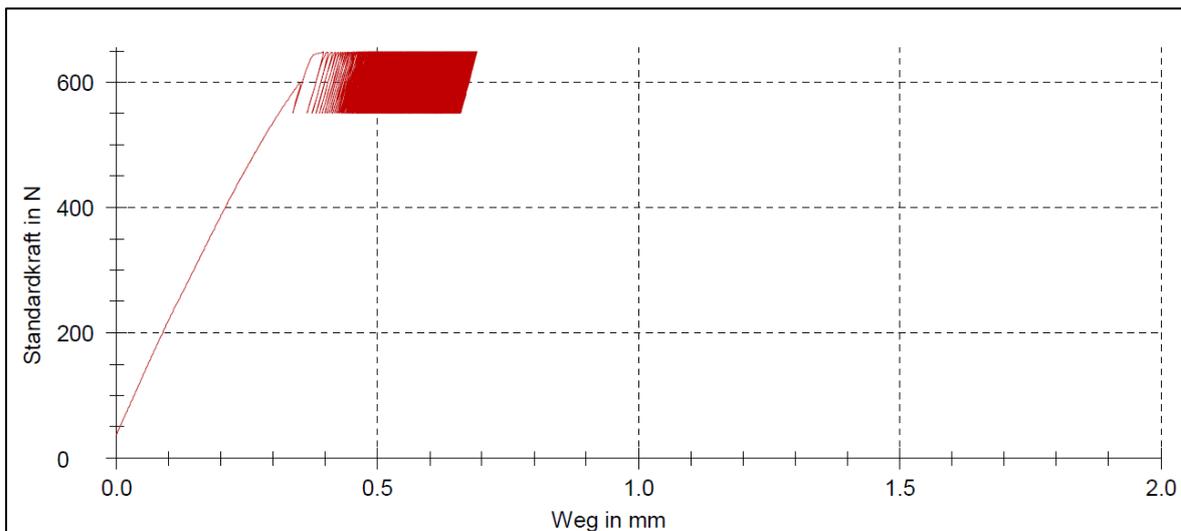


Abbildung 16: Zweiter Messzyklus mit 500 Zyklen bei 600 N und Wegzunahme in mm

Nach den Messzyklen erfolgte eine Röntgenkontrolle mit einem Bildwandlergerät (Typ Siemens) in 2 Ebenen (anterior- posterior, seitliche Projektion) zur Kontrolle der Schraubenlage und Veränderungen der Achsverhältnisse.

3.7 Versagenskriterien

Für die vorliegende Studie wurden folgende Kriterien, die bereits in vergleichbaren Studien von Rausch (Rausch et al., 2014) oder Eichinger (Eichinger et al., 2018) eingesetzt wurden, zum Versagen eines Präparates definiert:

- Kraftabfall während eines Messzyklus von über 30% im Kraft-Weg Diagramm
- Sichtbarer Ausriss der Kompressionsschraube oder Einbettung
- Versagen der Kompressionsschraube
- Dislokation des Osteotomiefragmentes oder der Kompressionsschraube in der Röntgenkontrolle

3.8 Auswertung der Messverfahren

Für jedes Präparat wurden die beschriebenen Messzyklen (insgesamt 36 Testungen) nacheinander ausgeführt. Im folgenden Abschnitt ist die detaillierte Auswertung der Steifigkeiten, der Auslenkungszunahme, der Gesamtzykluszahl sowie der Versagensraten erläutert.

Steifigkeit

Die Steifigkeit ist definiert als der zurückgelegte Weg in Abhängigkeit der ausgeübten Kraft und kann in einem Kraft-Weg-Diagramm dargestellt werden. Dieses Kraft-Weg-Diagramm lässt sich in zwei Teile untergliedern (Burstein und Wright, 1997).

Im ersten Teil nimmt die Verformung des belasteten Knochens proportional zur Kraft zu. Die daraus resultierende lineare Steigung gibt das Verhältnis von benötigter Kraft pro Wegabschnitt wieder und ist ein Maß für die Steifigkeit. In diesem Bereich ist der Knochen nach Absetzen der Druckbelastung wieder vollständig reversibel (Burstein und Wright, 1997).

Der zweite Teil beginnt ab der Proportionalitätsgrenze des Knochens. Ab dieser Grenze verliert der Knochen an Steifigkeit, sodass irreversible plastische Verformungen auftreten. Diese spiegeln sich in Form von Mikro- und Makrofrakturen wider. Die Kraft, die beim Versagen des Knochens gemessen wird, gilt dabei als Stabilitätsmerkmal. Je höher also die Steifigkeit desto mehr Kraft muss aufgewendet werden, um das zu testende Präparat zu verformen (Burstein und Wright, 1997).

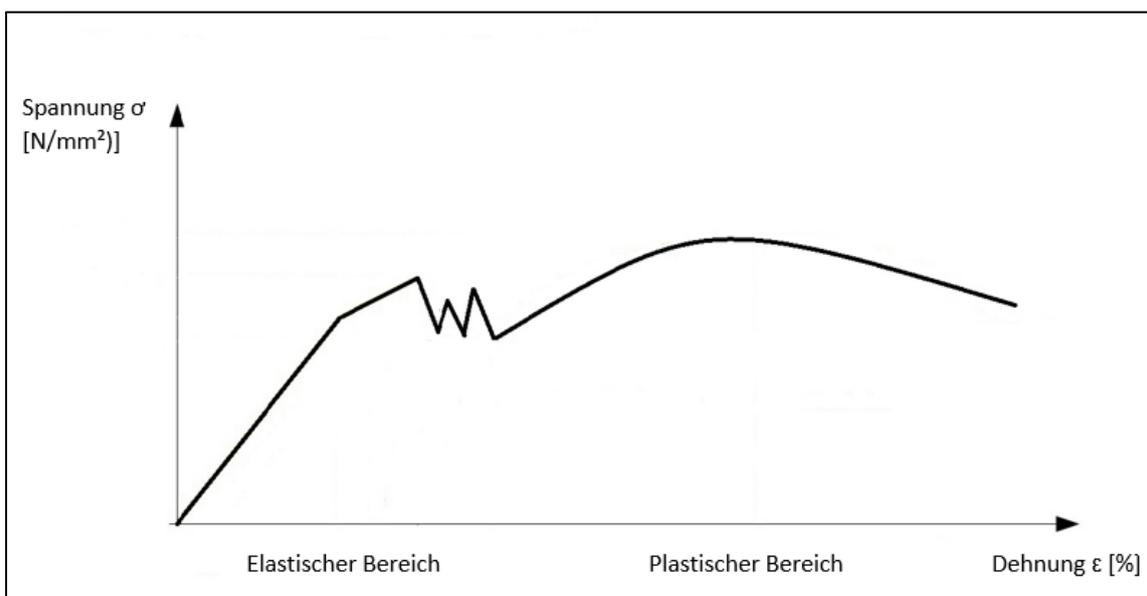


Abbildung 17: Grafische Darstellung der Steifigkeitsentwicklung mit Proportionalitätsgrenze [aus eigenem Archiv]

Während der Druckversuche zeichnete der Kraftsensor den zurückgelegten Weg als Maß für die Verformung in Abhängigkeit der ausgeübten Kraft auf und erstellte daraus ein Kraft-Weg-Diagramm. Die Berechnung der resultierenden Steifigkeit erfolgte aus der linearen Steigung während des Kraftanstiegs zwischen den Zyklusintervallen, wie in Abbildung 16 dargestellt.

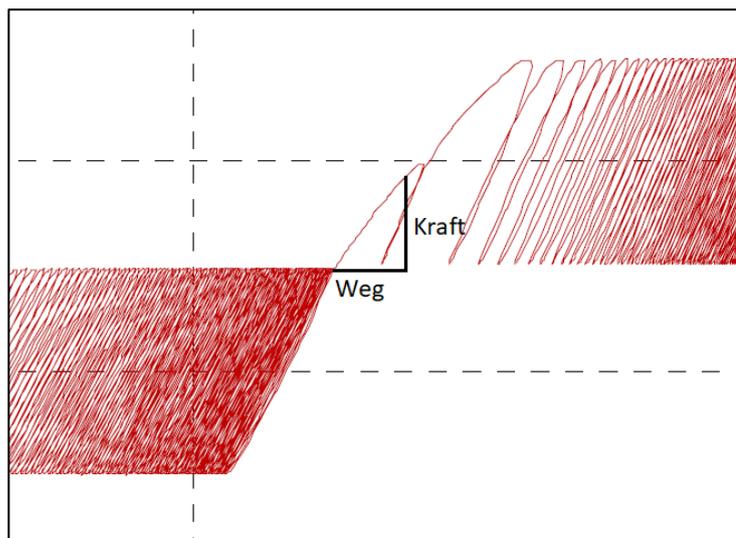


Abbildung 18: Ausschnitt der Messgrafik mit Darstellung des Kraft-Weg-Diagramms zur Steifigkeitsermittlung

Auslenkungszunahme

Die Auslenkungszunahme wurde als Differenz der Auslenkung zwischen Konditionierung und der einzelnen Kraftintervalle berechnet. Als Messzeitpunkt wurde dabei das Ende der zyklischen Belastung eines jeden Kraftintervalls definiert. Die wachsende Auslenkung ist ein guter Indikator für die plastische Verformung der Osteosynthese. Dieser Parameter spiegelt somit den progredienten Stabilitätsverlust wider, welcher durch die steigende Druckbelastung und Zykluszahl beeinflusst wird.

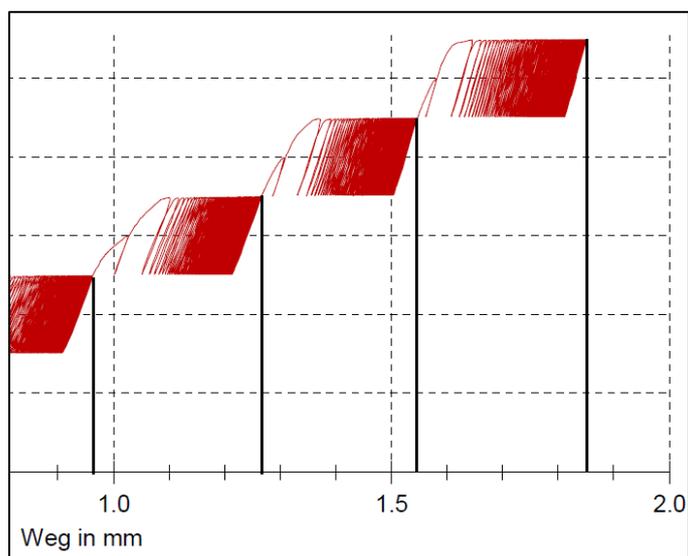


Abbildung 19: Darstellung der Messzeitpunkte zur Ableitung der Auslenkungszunahme

Absolvierte Zykluszahl

Die absolvierte Zykluszahl gibt die Gesamtheit der durchlaufenden Zyklen an, bis eines der vorher definierten Versagenskriterien erfüllt oder der vollständige Messzyklus ohne Versagen durchgeführt wurde. Der erste Messzyklus zählt dabei 500 Zyklen (200-500N), der zweite Messzyklus nochmals 500 Zyklen (500-600N). Der Versagenszeitpunkt wurde dabei mittels der Testsoftware erfasst.

Versagensraten

Zur Beurteilung der Versagensraten wurden für beide Gruppen Kaplan-Meier Kurven erstellt. Um beide Gruppen miteinander zu vergleichen, wurde anschließend der Log Rank Test durchgeführt.

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS-Version 21 (SPSS Statistics 21, IBM, Armonk, NY, USA). Zunächst erfolgte die Erstellung einer Baseline-Tabelle für Alter und Geschlecht in den beiden zu vergleichenden Gruppen.

Aus den Einzelwerten wurden in den Gruppen und Testintervallen das arithmetische Mittel und die Standardabweichungen errechnet. Die Normalverteilung jeder Gruppe zu jedem Testzeitpunkt wurde durch den Shapiro Wilk Test geprüft. Die ermittelten Steifigkeiten, die Werte der Auslenkungszunahme sowie die Zyklusgesamtzahlen zeigten eine Normalverteilung. Damit wurde die Voraussetzung für die statistische Signifikanzanalyse mithilfe des T – Testes erfüllt und die Gruppen auf Ihre Unterschiedlichkeit hin geprüft. Das Signifikanzniveau wurde mit 5% (0,05) festgelegt.

3.9 Knochendichtemessung

Um den Einfluss der Knochenqualität in den zu vergleichenden Gruppen zu verringern, wurde im Vorfeld der Knochenmineralgehalt (bone mineral density, BMD) mittels Dual-Röntgen Absorptiometrie in standardisierter Weise gemessen und miteinander verglichen. Die Messungen beziehen sich dabei auf eine genau definierte Fläche der distalen Tibia eines jeden Körperspenders. Als Ergebnis erhält man den Knochenmineralgehalt (g). Teilt man diesen Wert durch die definierte Fläche erhält man die Knochendichte (g/cm^2). Eine verminderte Knochendichte geht demzufolge mit einer niedrigeren Resistenz des Knochens gegen Flexions-, Distraktions-, Stauchungs- und Torsionskräfte einher (Law et al., 1991).

4 Ergebnisse

Dieses vierte Kapitel stellt die ermittelten Ergebnisse dar. Es werden im Kapitel 4.1 zunächst die allgemeinen Daten zu den Spenderpräparaten in Form einer Baseline-Tabelle dargestellt, wobei im Kapitel 4.2 genauer auf den Knochenmineralgehalt eingegangen wird. Anschließend werden im Kapitel 4.3 und 4.4 die Ergebnisse der einzelnen Messzyklen. Im Kapitel 4.5 werden abschließend die Versagensraten erläutert.

4.1 Allgemeine Daten Spenderpräparate

In der vorliegenden Studie wurden neun Fußpaare mit insgesamt 18 Präparaten untersucht. Die zu unterscheidenden Operationstechniken wurden jeweils an einem Fußpaar randomisiert durchgeführt. Somit wurde jeweils der rechte und linke Fuß eines Spenders mit einer Operationstechnik versorgt und miteinander verglichen. Die Alters- und Geschlechtsverteilung ist in Abbildung 20 aufgeführt.

Hier wird eine Prädominanz des weiblichen Geschlechts und des hohen Alters deutlich. Unter den Spendern waren 6 Frauen und 3 Männer. Das Durchschnittsalter zum Todeszeitpunkt betrug 86 Jahre, wobei der jüngste Kadaver 67 Jahre und der älteste 96 Jahre war. Da ausschließlich Fußpaare miteinander verglichen wurden, zeigt die aufgeführte Baseline-Tabelle vergleichbare Gruppen ohne Unterschiede in Bezug auf das Alter und das Geschlecht.

			Gruppen		
			Lineare Osteotomie	V Osteotomie	Gesamt
Geschlecht	männlich	Anzahl	3	3	6
	weiblich	Anzahl	6	6	12
Alter (Jahre)	Mittelwert		86,25	86,25	86,25
	Standardabweichung		8,68	8,68	8,68
	Minimum		67	67	
	Maximum		96	96	

Tabelle 2: Allgemeine Daten der linearen und V-Gruppe

4.2 Knochendichtemessung (Bone mineral density)

Die Ergebnisse der Knochendichtemessung sind in Abbildung 21 als arithmetischer Mittelwert mit Standardabweichung aufgeführt. Die Daten der Linearen- und V-Gruppe zeigten einen vergleichbaren Knochenmineralgehalt ohne signifikante Unterschiede ($p = 0,74$).

	Gruppen	N	Mittelwert	Standardabweichung
BMD g/cm ²	Lineare Osteotomie	9	0,63	0,22
	V-förmige Osteotomie	9	0,70	0,21
P - Wert			0,74	

Tabelle 3: Ergebnisse Bone mineral density (BMD, Knochenmineralgehalt) in der linearen und V-Gruppe

4.3 Steifigkeiten

Die Steifigkeit ist als Verhältnis aus Belastung (Kraft) und der durch sie bewirkten Verformung (Verschiebung/Rotation) definiert. Aus dem entstandenen Kraft-Weg Diagramm kann die lineare Steigung der Regressionsgeraden ermittelt werden und ist dabei ein Parameter für die elastische Verformung der getesteten Präparate. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgt die Auswertung der Messungen getrennt nach dem ersten und zweiten Messzyklus.

4.3.1 Erster Messzyklus

In Abbildung 22 sind die berechneten Mittelwerte sowie Standardabweichungen der Steifigkeitsermittlung getrennt nach den Osteotomiegruppen und Kraftintervalle aufgeführt. Die Darstellung der Steifigkeiten im Säulendiagramm zeigte keine sichtbare Differenz (Abbildung 21). Auch der statistische Vergleich ergab zu keinem Kraftintervall einen signifikanten Unterschied.

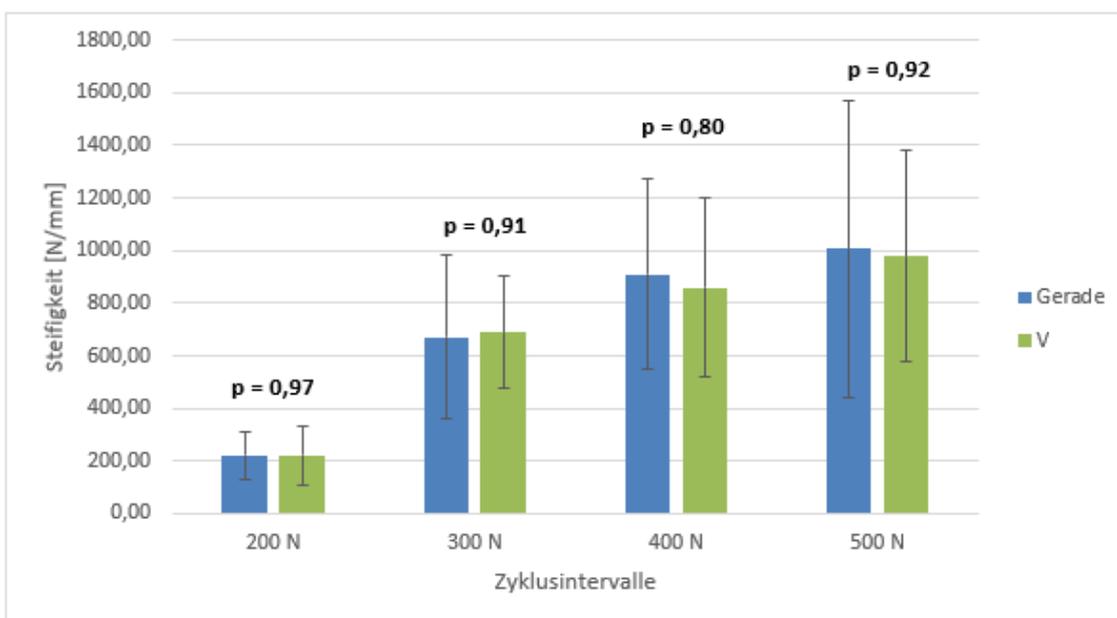


Abbildung 20: Vergleich Steifigkeiten [N/mm] der Zyklusintervalle in der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert MW \pm Standardabweichung und Signifikanzwert

4.3.2 Zweiter Messzyklus

In Abbildung 23 sind die Steifigkeiten der Linearen und V-Gruppe im zweiten Messzyklus bis 600 N aufgezeigt. Die V-Gruppe zeigte mit einem Mittelwert von $694,89 \pm 223,46$ N/mm einen höheren Wert im Vergleich zu $507,53 \pm 181,06$ N/mm der linearen Gruppen. Trotz der sichtbaren Unterschiede konnte keine statistische Signifikanz ermittelt werden ($p = 0,22$).

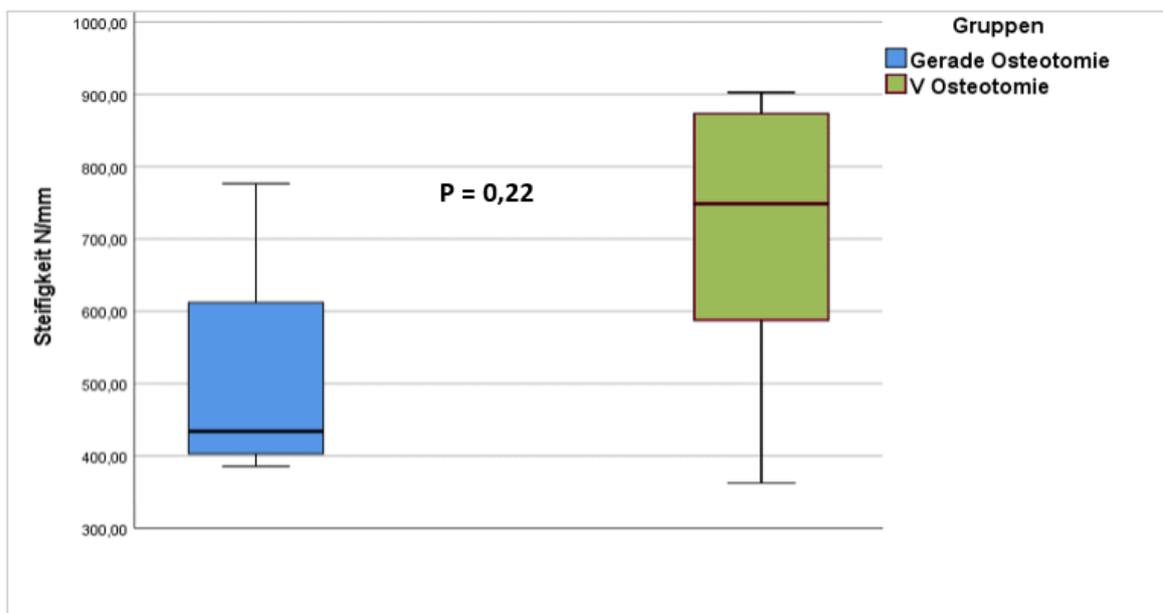


Abbildung 21: Vergleich Steifigkeiten [N/mm] in der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert MW \pm Standardabweichung und p-Wert.

4.4 Auslenkungszunahme (Range of Motion)

Bei der linearen Osteotomiegruppe wurde nach Kraftintervall 600N im Mittel $3,28 \pm 1,44$ mm mehr Auslenkung gemessen. Die mittlere Auslenkung in der linearen Osteotomiegruppe stieg zwischen den Messzeitpunkten 300N bis 500N geringer an als in der V-Gruppe.

Die V-Gruppe zeigte eine Auslenkungszunahme von $3,24 \pm 2,04$ mm nach Kraftintervall 600N. Die Abbildung 24 verdeutlicht die vergleichbaren Auslenkungen der linearen Osteotomie im Vergleich zur V-Osteotomie unter zyklischer und axialer Belastung. Bei einem Signifikanzniveau von 5% konnte zu jedem Kraftintervall keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden.

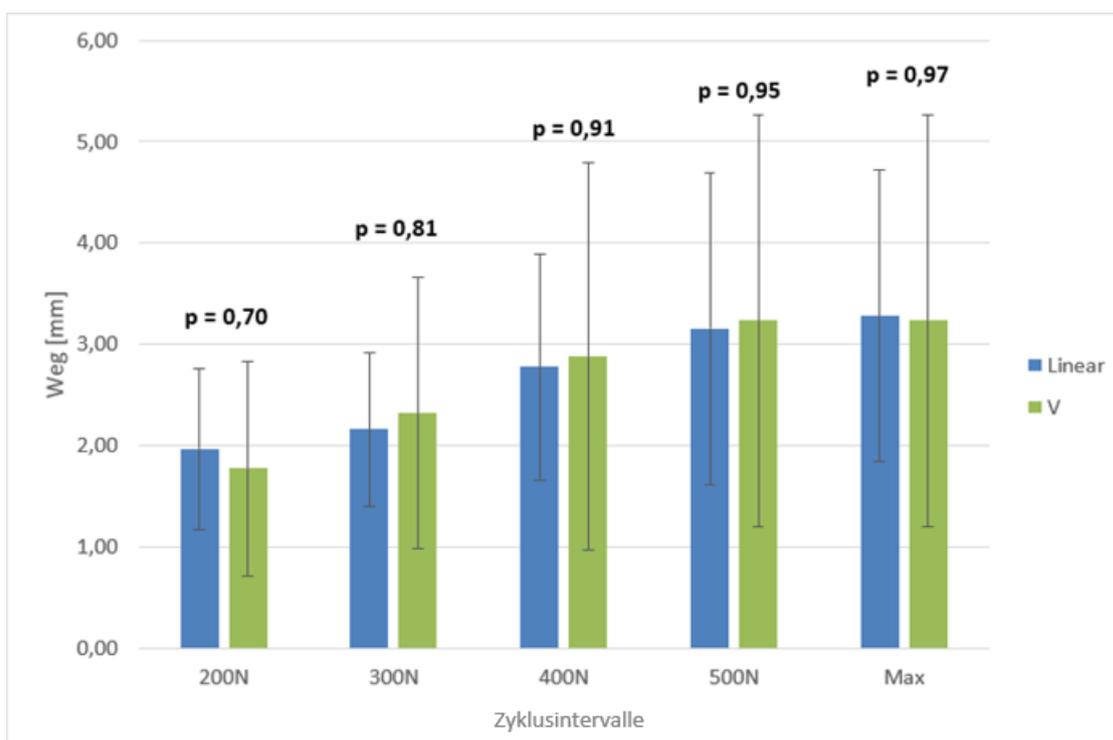


Abbildung 22: Vergleich Auslenkungszunahme [mm] der Zyklusintervalle in der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert $MW \pm$ Standardabweichung und Signifikanzwert.

4.5 Präparatversagen

4.5.1 Versagensraten

Von den getesteten 18 Präparaten versagten insgesamt 7 (38,9%). Davon stammten 5 aus der Gruppe der Linearen Osteotomie und 2 aus der Gruppe der V-förmigen Osteotomie.

Nach dem ersten Messzyklus mit einem Kraftanstieg bis 500N zeigte sich eine höhere Versagensrate der linearen Gruppe mit 4 gegenüber der V Gruppe mit keinem Ausfall. Der zweite Messzyklus bis zu einem Kraftanstieg von 600N ergab keinen deutlichen Unterschied in den Versagensraten.

Zum deskriptiven Vergleich der Versagensraten in den Osteotomiegruppen dient die Kaplan-Meier Kurve (Abbildung 25). Der statistische Vergleich mittels Log-Rank Test ergab einen p-Wert von 0,09. Bei einem Signifikanzniveau von 5% konnte somit ein unterschiedliches Versagensrisiko zwischen den beiden Gruppen nicht statistisch signifikant nachgewiesen werden.

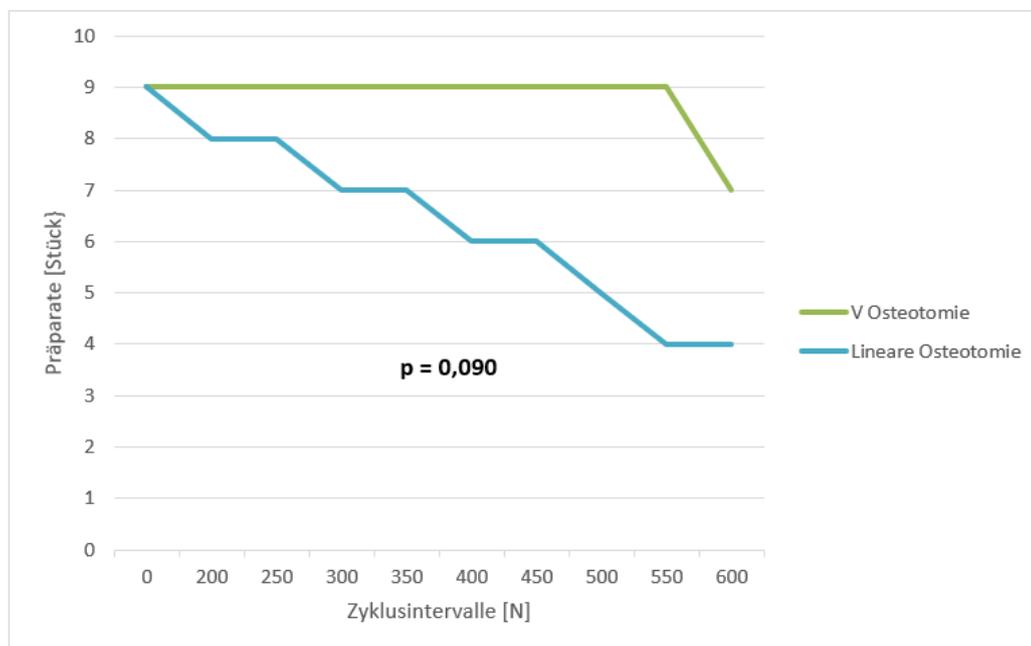


Abbildung 23: Vergleich Versagensraten der Zyklusintervalle in der Linearen- und V-Gruppe als Stückzahl und Signifikanzwert.

4.5.2 Absolvierte Zykluszahl

Die V-Gruppe absolvierte im Mittel 889 ± 220 Zyklen, während die Gruppe der linearen Osteotomie im Mittel 633 ± 377 Zyklen durchlief. Trotz des sichtbaren Unterschiedes konnte bei einem Signifikanzniveau von 5% kein statistisch signifikanter Unterschied ermittelt werden ($p=0,10$).

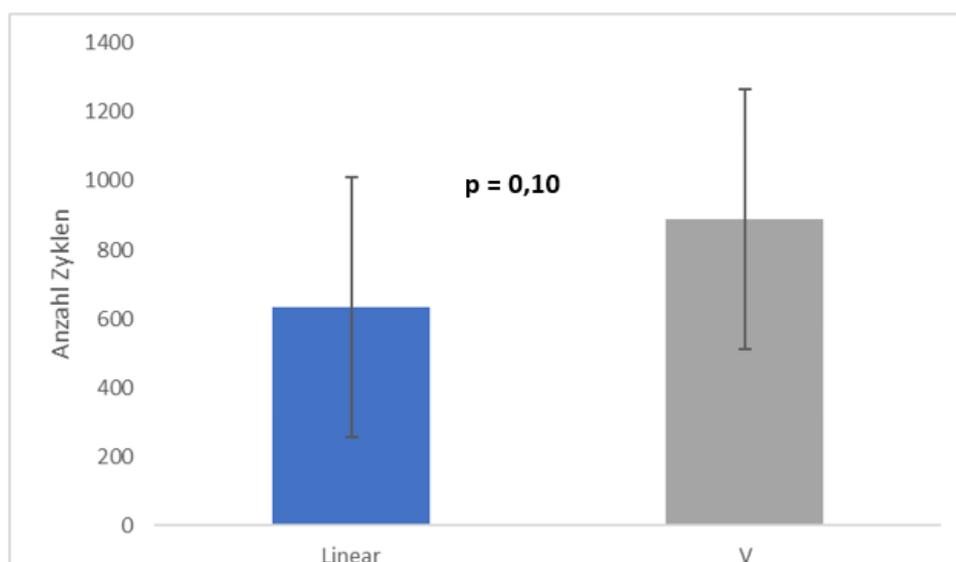


Abbildung 24: Vergleich erfolgte Zyklusanzahl der Linearen- und V-Gruppe als arithmetischer Mittelwert MW \pm Standardabweichung und Signifikanzwert.

4.5.3 Versagensgrund

Die Analyse der Versagensursache wurde jeweils nach den Versuchen visuell und nachfolgend in der röntgenologischen Kontrolle vorgenommen. Dabei wurde unter anderem auf einen Materialbruch oder einen Ausriss der Kompressionsschrauben und auf Dislokationen des Tuber calcanei geachtet.

Torsion/Ausriss Einbettung

In einem Präparat der linearen Osteotomiegruppe kam es bereits bei einer Belastung von 140N des ersten Testlaufes zu einer deutlichen Torsion mit Ausriss der Einbettung an der Facies articularis navicularis des Talus. Die Einbettung wurde neu vorgenommen und dass das Präparat aus der Testreihe ausgeschlossen.

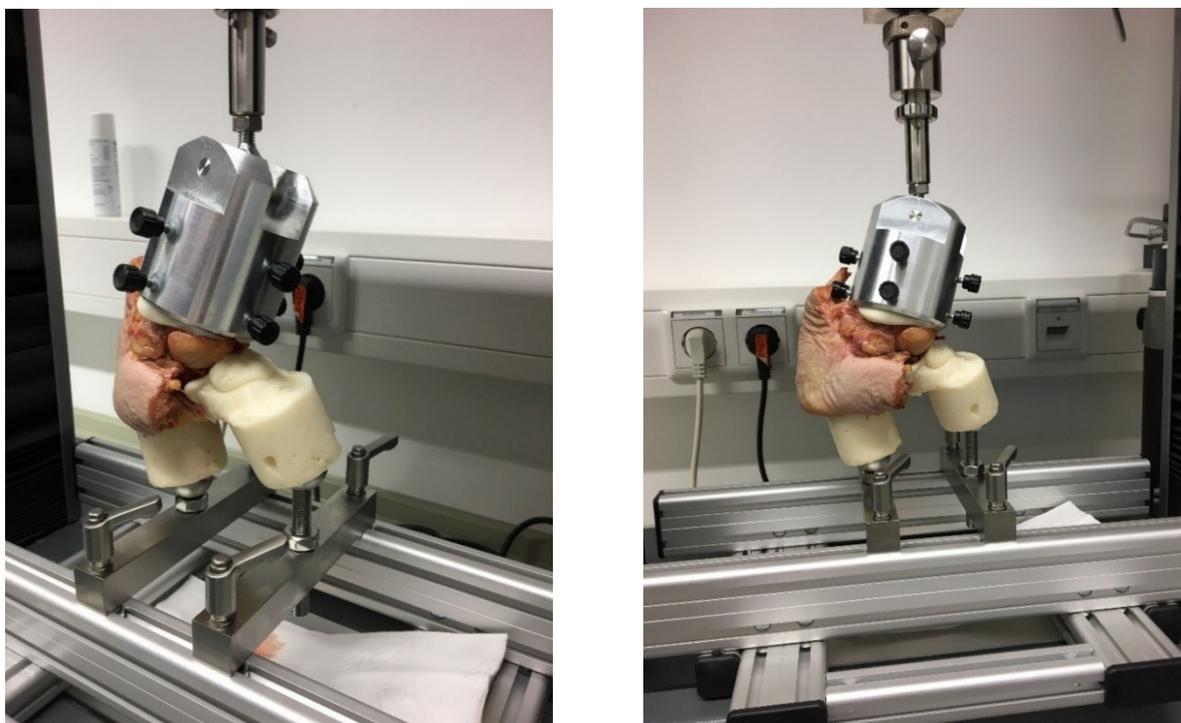


Abbildung 25: Darstellung Ausriss des Präparates aus der Einbettung (eigene Photographie)

Kraftabfall im Kraft-Weg Diagramm

Für sämtliche Präparate der geraden Osteotomiegruppe trat das Versagenkriterium des Kraftabfalls zu (80%). 4 von 5 der versagten Präparate der linearen Gruppe und 2 Präparate der V - Gruppe zeigten im Kraft-Weg Diagramm während der Messzyklen einen Kraftabfall von $\geq 30\%$.

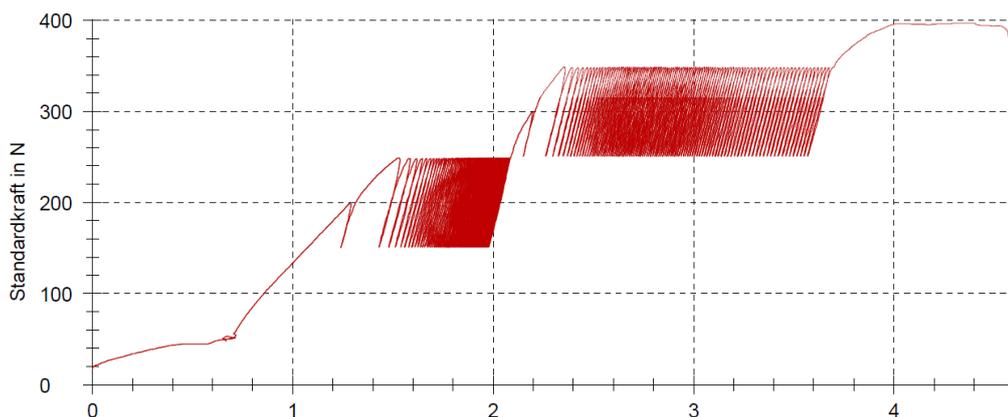


Abbildung 26: Grafische Darstellung eines Kraftabfalls bei Präparat 3.1 der linearen Gruppe während des Messzyklus bei 445 N

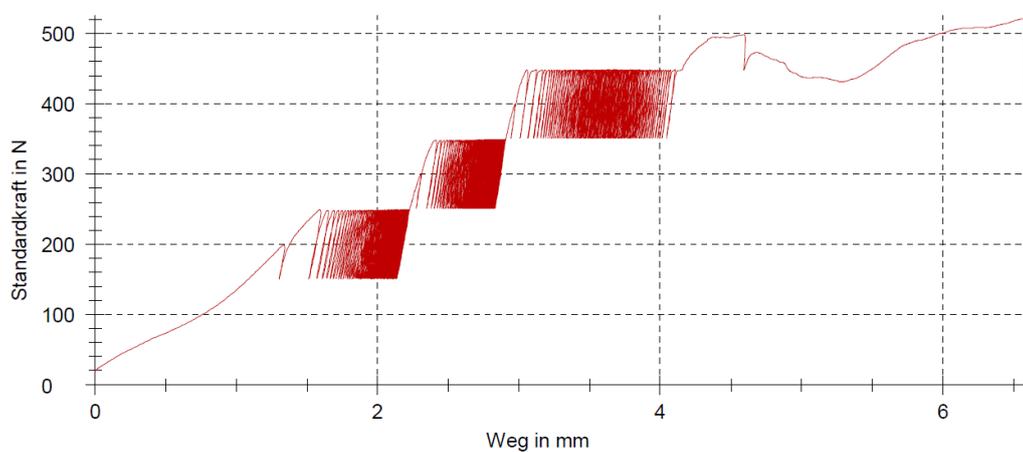


Abbildung 27: Grafische Darstellung eines Kraftabfalls bei Präparat 7.1 der linearen Gruppe während des Messzyklus bei 420 N

Röntgenologische Kontrolle

In keiner der Präparate konnte eine Dislokation des Osteotomiefragments oder der Kompressionschraube röntgenologisch nachgewiesen werden.

5 Diskussion

5.1 Literaturübersicht und aktuelle Studienlage

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den möglichen Einfluss unterschiedlicher Osteotomietechniken im minimalinvasiven Setting hinsichtlich ihrer Primärstabilität am Kalkaneus biomechanisch zu untersuchen.

Man unternahm den Versuch, einen stabilisierenden Effekt der V-Osteotomie nachzuweisen und zu quantifizieren. Dafür wurden Osteotomien mittels linearer und V-Schnittführung miteinander verglichen. Die Fragestellung ergab sich aus der klinischen Beobachtung von Walther et al., bei der das klinische Outcome untersucht und die Frage nach dem stabilisierenden Einfluss der Osteotomie gestellt wurde (Walther et al., 2016).

Dazu wurde eine Belastungsvorrichtung entworfen und konstruiert, um eine Axialbelastung am Kalkaneuspräparat zu simulieren und die Stabilität messen zu können. Um die Vergleichbarkeit gewährleisten zu können, wurde die Knochendichte der fresh-frozen Präparate zuvor gemessen.

5.1.1 Experimentelle Studien

Die Literaturrecherche ergab keine weitere Studie, die die minimalinvasive Kalkaneusosteotomie mit unterschiedlichen Osteotomiedesigns im minimalinvasiven Setting miteinander verglich. Es wird im folgenden Abschnitt ein Überblick über biomechanische Studien gegeben, welche sich im Allgemeinen mit der Stabilität am Kalkaneuspräparat befasst haben.

Konan et al. führten an fünf humanen Spenderpaaren medialisierende Kalkaneusosteotomien durch und verglichen die Stabilität bis zum Versagen der Präparate. Sie versorgten die Präparate nach der Medialisierung entweder mittels Stufenplatte oder einer einzelnen Kompressionschraube. Zum Vergleich der Stabilität wurden die Präparate axial mit einem kontinuierlich aufsteigenden Druck von bis zu 4500 N belastet. Die Stufenplatten konnten beinahe doppelt so hohe Druckbelastungen wie die Schraubenosteosynthese tolerieren. Ein mittlerer axialer Druck von 825 Newton führte zum Versagen der Schraubenosteosynthese. Die Autoren schlussfolgern, dass die Plattenosteosynthese eine höhere Primärstabilität mit vermutlich frühzeitiger postoperativer Vollbelastung besitzt. Im Gegensatz führt die Schraubenosteosynthese zu einer hohen axialen Kompression, die sowohl für die Stabilität aber vor allem für die Konsolidierung von Vorteil ist (Konan et al., 2012).

Zu einem gegensätzlichen Resümee kam die Forschungsarbeit von Bai et al. Sie führten an humanen Spenderpräparaten medialisierende Kalkaneusosteotomien durch und stabilisierten diese mit einer

selbst hergestellten Stufenplatte, die sie mit einer Kalkaneusplatte und einer Kompressionschraube verglichen. An den Präparaten wurde eine axiale Belastung von 200 N unter einer Geschwindigkeit von 20 N/s durchgeführt. Daraufhin erfolgte ein Ermüdungstest mit 3000 Wiederholungen im Belastungsintervall von 60 bis 200N. Die Auswertung konnte keinen signifikanten Unterschied in der Steifigkeit der Osteosynthese zwischen der Platten- und Schraubenosteosynthese nachweisen (Bai et al., 2018).

In den letzten Jahren haben sich die minimalinvasiven Techniken aus der Vorfußchirurgie auch in der Chirurgie des Kalkaneus etabliert. Es wird deutlich, dass ein minimalinvasives Verfahren ein niedrigeres Komplikationsprofil aufzeigt. Jedoch ergeben sich deutliche Kontroversen bezüglich der Primärstabilität. Die meisten biomechanischen Studien verfolgten den Ansatz die Osteosynthesevarianten und deren Stabilität miteinander zu vergleichen. Der biomechanische Einfluss einer minimalinvasiven Osteotomie sowie der Einfluss der Osteotomietechnik wurden nach intensiver Literaturrecherche bisher noch nicht untersucht. Gerade im Hinblick auf die von Walther et al. vermutete höhere Primärstabilität durch eine V-Osteotomie und die bisher mangelnden biomechanischen Studien im minimalinvasiven Setting wurde die vorliegende Arbeit konzipiert.

5.2 Methodendiskussion

5.2.1 Präparate

Grundsätzlich sind je nach Geschlecht, Alter, Art des Knochens (kortikal, spongiös), anatomischer Lage und Testbedingungen unterschiedliche Ergebnisse in den biomechanischen Eigenschaften zu erwarten (Turner und Burr, 1993). In der Literatur sind zahlreiche Arbeiten an Körperspendern beschrieben (Didomenico et al., 2011; Durston et al., 2015; Konan et al., 2012; Rausch et al., 2014; Veljkovic et al., 2017).

Um die bereits wenige Stunden nach Probenentnahme beginnende Gewebsautolyse und damit eine veränderte Biomechanik zu verhindern, stehen verschiedene Konservierungsmöglichkeiten zur Verfügung. Hierbei muss zwischen Fixierungen mit Formalin, Glutaraldehyd, die Verwendung von Ethanol und dem frisch eingefrorenen Material unterschieden werden.

Als führende Methode hat sich das Einfrieren bei $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ etabliert. Im Vergleich zum frischen, nicht konservierten Knochen hat dieses Verfahren besonders wenig Einfluss auf die Torsionsstärke des Knochens (Turner und Burr, 1993). Daher kann davon ausgegangen werden, dass die vorliegenden Ergebnisse im Vergleich zu einem direkt nach Entnahme getesteten Knochen beinahe identisch sind. Durch eine Konservierung mit Formalin wird der Knochen weicher und instabiler. Diese Präparate dienen allenfalls als Ergänzung und im Vergleich zu Kunststoffmodellen.

Als Alternative bieten Kunststoffmodelle bei stetig gleichbleibenden Materialeigenschaften und konstanter Anatomie der Modelle die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit. Ein wesentlicher Nachteil, welcher bei Verwendung von Kunststoffmodellen entsteht, liegt in der differentiellen Mikroarchitektur und der daraus resultierenden uneinheitlichen biomechanischen Eigenschaften, verglichen mit Humanpräparaten (Richter et al., 2005; Richter et al., 2006).

Um die Osteotomien bezüglich Ihrer Stabilität unter ähnlichen Bedingungen wie in vivo zu untersuchen, wurden frisch eingefrorene nicht fixierte Spenderpräparate verwendet. Die Fußpaare eines jeden Körperspenders wurden mit den zwei verschiedenen Osteotomietechniken präpariert und miteinander verglichen. Durch die annähernd identischen anatomischen Eigenschaften konnte die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit gewährleistet werden.

Ein wesentlicher Nachteil der Spenderpräparate betrifft das Durchschnittsalter. Die in vorangegangenen Studien verwendeten humanen Spenderknochen hatten ein durchschnittliches Lebensalter von über 61 Jahren (Bailey et al., 1997; Gutteck et al., 2018; Rausch et al., 2014). Betrachtet man nun die epidemiologischen Daten von Knick-Senkfußfehlstellungen, so liegt das Durchschnittsalter um ca. 15 – 20 Jahre niedriger (Toepfer und Harrasser, 2016). Diese Altersdifferenz zwischen den getesteten Präparaten und dem durchschnittlichen Patientenalter verringert die Aussagekraft der biomechanischen Testung (Richter et al., 2005; Richter et al., 2006).

Die Stückzahlen von humanen Spenderpräparaten sind aufgrund der hohen Kosten und dem materiellen Aufwand häufig stark limitiert. In dieser Arbeit wurden insgesamt 18 fresh-frozen Fußpräparate verwendet. Zuvor durchgeführte Studien verwendeten durchschnittlich 13,5 fresh-frozen Präparate (Bai et al., 2018; Bailey et al., 1997; Gutteck et al., 2018; Rausch et al., 2014). Somit muss auf die hohe Stückzahl der untersuchten Präparate pro Gruppe in der vorliegenden Studie hingewiesen werden.

5.2.2 Knochendichtemessung

In biomechanischen Studien ist es von entscheidender Bedeutung, dass die Proben ähnliche Knochendichtewerte aufweisen, um die Ergebnisse zwischen verschiedenen Testgruppen valide vergleichen zu können. Unterschiede in der Knochendichte können zu signifikanten Variationen in den mechanischen Eigenschaften führen, wodurch die Vergleichbarkeit der Daten beeinträchtigt wird.

Die Dual-Röntgen Absorptiometrie ist die am häufigsten verwendete Methode zur Messung der Knochendichte und wird standardmäßig im klinischen Alltag eingesetzt. Sie bietet genaue und reproduzierbare Ergebnisse und ist in der Lage, Unterschiede in der Knochendichte zu erkennen (Cann

et al., 2014; Genant et al., 2008). In der wissenschaftlichen Literatur gibt es zahlreiche biomechanische Studien, die DXA-Messungen zur Bestimmung der Knochendichte durchgeführt haben. Diese Studien untersuchten unter anderem den Zusammenhang zwischen Knochendichte und Frakturrisiko bei postmenopausalen Frauen (X Sherry et al., 2010), die altersbedingte Abnahme der Knochendichte und ihre Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften des Knochens (Genant et al., 2008). Darüber hinaus vergleichen sie die Knochendichte verschiedener Skelettabschnitte und analysieren den Einfluss sportlicher Aktivitäten auf die Knochengesundheit (Ohlendorf und Bauer, 2016). Ebenso wurden DXA-Messungen in biomechanischen Testsettings durchgeführt, die denen der vorliegenden Studie ähneln (Guttek et al., 2018; Rausch et al., 2014).

Da in der vorliegenden Studie die Versagenskriterien mit einem sichtbaren Schraubenausriss und einem Kraftabfall von über 30% im Kraft-Weg-Diagramm aufgrund von plastischer Verformung im Rahmen von trabekulären Mikrofrakturen oder Spaltbrüchen definiert wurden, war die Kenntnis über die Knochendichte notwendig. Hierbei wurde der Mineralsalzgehalt der Präparate mittels DXA an der Tibia bestimmt. Der Nachteil einer reinen DXA-Messung beruht auf der fehlenden Analyse der Knochenmakro- und Mikrostruktur. Mittels einer additiven quantitativen Computertomographie können kortikale und trabekuläre Strukturen getrennt voneinander betrachtet werden, um einen Eindruck von der Knochenarchitektur und Knochenverteilung zu erhalten und sicherzugehen, dass die Knochenmatrix zwischen den Proben einen weitgehend vergleichbaren Aufbau aufweist (Genant et al., 2008).

5.2.3 Versuchsvorrichtung

Die gewählte Testvorrichtung lässt eine annähernd physiologische Belastung der Präparate zu. Die speziell angefertigte Einspann- und Prüfvorrichtung erlaubt einerseits die gleichmäßige Krafteinleitung auf die Gelenkfacetten des Kalkaneus und andererseits eine Minimierung der auftretenden Scherkräfte. Die Verwendung eines uniaxial beweglichen Zylinders ermöglicht zudem die axiale und gleichmäßige Krafteinleitung.

In einem vergleichbaren Versuchsaufbau von Richter et al. wurde das Tuber calcanei in der Prüfvorrichtung so fixiert, dass lediglich eine Bewegung in der koronaren Achse erfolgen konnte (Richter et al., 2014). Ein weiterer Versuchsaufbau von Bailey et al. zeigt die Einzementierung und starre Fixierung des Talus bei nachfolgender axialer Belastung des Tuber calcanei (Bailey et al., 1997). Dieser niedrige Freiheitsgrad am Ort der Kraftausleitung könnte zur Entstehung von Scherkräften führen. Um diesen Scherkräften entgegenzuwirken, wurde in der vorliegenden Studie die kaudale Ausrichtung mit zwei Befestigungen an der Facies articularis cuboidea calcanei sowie am inferioren Aspekt

des Tuber calcanei auf zwei starren Halbkugeln realisiert. Diese Anordnung ermöglicht eine Bewegung in alle Richtungen des Raumes und somit eine Verringerung der artifiziell auftretenden Scherkräfte.

Neben der komplexen Biomechanik auf Ebene der Knochen und Gelenke beeinflussen die umgebenden Weichteilstrukturen die Biomechanik des Rückfußes (Kapandji, 2009; Koebke, 2011; Richter et al., 2006; Richter et al. 2005). Nach ausgiebiger Literaturrecherche findet man ausschließlich Studien, in denen das Weichteilgewebe der Kalkaneuspräparate vollständig entfernt wurde. So werden Kräfte, welche durch Bänder oder der umliegenden Muskulatur entstehen, nicht berücksichtigt. In der vorliegenden Studie wurde darauf geachtet den Weichteilmantel sowie die Kapsel- und Bandstrukturen im Bereich des Kalkaneus und dem unteren Sprunggelenk zu erhalten. Limitiert wird die Studie durch die Vernachlässigung der in der Kapitel 1.1 genannten muskulären Stabilisatoren.

Rosenbaum et al. untersuchte an 12 fresh-frozen Präparaten welchen Einfluss ligamentäre Strukturen und deren operative Rekonstruktion auf die Gelenkstabilität im Rückfuß haben. Die Präparate wurden in einem Bewegungssimulator eingespannt und mittels Druckmessfolien die Druckverteilung im Gelenk untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass die Bänder für die Rückfußstabilität einen hohen Stellenwert besitzen (Rosenbaum et al., 1997).

Eine Limitation der Studie ergibt sich aus der komplexen Abfolge des menschlichen Ganges, wobei jede einzelne Phase an das Fersenbein unterschiedliche biomechanische Anforderungen stellt (Zwipp und Randt, 1994; Zwipp und Rammelt; 2014). Der vorliegende Versuchsaufbau kann ähnlich der von Rausch et al. gewählten Methodik, nur eine dieser Schrittzklusphasen abbilden (Rausch et al., 2014). Das gesamte biomechanische Beanspruchungsmuster des Kalkaneus während eines Gangzyklus wurde nicht berücksichtigt.

5.2.4 Belastungsmodus

In vorherigen Studien wurden biomechanische Untersuchungen am Kalkaneus mittels verschiedener Testsetups durchgeführt. Die load-to-failure-Analyse misst unter Applikation von statischer Belastung die maximale Kraft, die bis zum Implantatversagen notwendig ist, oftmals mit Belastungsgrößen, die weit über den Werten liegen, die in vivo vorkommen.

Konan et al. verwendeten eine load-to-failure-Analyse mit einer axialen Belastung bis zu 4500 N (Konan et al., 2012). Dieses Analyseverfahren findet vorwiegend bei Untersuchungen von Frakturmodellen Verwendung und soll biomechanische Unterschiede verschiedener Osteosynthesen nachweisen (Bailey et al., 1997; Smerek et al., 2008). So kann diese Form der Untersuchung Aufschluss über die lasttragenden Eigenschaften und den Versagensmechanismus geben.

Richter et al. untersuchten verschiedene Frakturmodelle mit einem zyklischen Belastungsmodus von 1000 Zyklen und einer axialen Kraft von 800 N entsprechend einer in-vivo-Situation beim Gangzyklus (Richter et al., 2005).

Ein weiteres Setup von der Forschungsgruppe um Bai et al. belastete den Versuchsaufbau wesentlich geringer. Nach axialer Belastung bis 200 N führten sie einen Ermüdungstest mit 3000 Zyklen im Belastungsintervall von 60 bis 200 N und einer Frequenz von 5 Hertz durch (Bai et al., 2018).

Rausch et al. erkannte den Vorteil mehrerer zyklischer Belastungsstufen. Die Kalkanei wurden in definierten Phasen mit immer höheren axialen Kräften belastet. Dabei fanden die Versuche stets in einem zyklischen Muster statt (Rausch et al., 2014). Dieses Testverfahren fand bereits in weiteren Studien Anwendung und hat sich als sinnvoll erwiesen (Gueorguiev et al., 2011; Windolf et al., 2009). Ziel dieser Modifikation ist es, die Versuche unter physiologischen Bedingungen durchzuführen und somit die Aussagekraft der Ergebnisse zu erhöhen. Das Setup sollte die stetig steigenden axialen Kräfte während der postoperativen Wiederaufnahme der Belastung simulieren.

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Belastungsmethode konzipiert, die sich am Grundprinzip von Rausch et al. orientiert hat (Rausch et al., 2014). Dabei wurde eine Materialprüfmaschine verwendet, die häufig in biomechanischen Analysen eingesetzt wird (Konan et al., 2012; Rausch et al., 2014; Richter et al., 2006). Die hier aufgeführte Versuchsanordnung kombinierte einen Testlauf mit aufsteigenden Belastungsintervallen unter zyklischen Bedingungen mit einem anschließenden Ermüdungstest. Dieser Ansatz scheint bisher nicht verfolgt worden zu sein.

5.2.5 Osteosyntheseverfahren

In der Literatur finden sich unterschiedliche Osteosyntheseverfahren nach Kalkaneusosteotomien. Neben Platten und Staples (Klammern) sind Schraubenfixationen die am häufigsten beschriebene Methode (Abbasian et al., 2013; Dull und DiDomenico, 2004; Kendal et al., 2015; Kheir et al., 2015; Sahranavard et al., 2019; Sayres et al., 2015; Tennant et al., 2013).

Die traditionell verwendeten Kopfschrauben zeigten in klinischen Studien hohe Metallentfernungsraten von 11% bis 53%. Der häufigste Grund für die Entfernung waren Schmerzen im Bereich der posterioren Ferse (Abbasian et al., 2013; Bolt et al., 2007; Mosier-LaClair et al., 2001; Wacker et al., 2002). Einige Autoren beschäftigten sich daher mit der Verwendung von Plattensystemen, die über den Zugang der Osteotomie eingebracht und am lateralen Kalkaneus fixiert werden. Somit sollen Materialkonflikte und Folgeoperationen reduziert werden.

Lucas et al. verglichen Metallentfernungsraten nach 282 Kalkaneusosteotomien zwischen Schrauben- und Plattenosteosynthesen. Die Patientengruppe, die mit Platten versorgt wurden, zeigten eine signifikant niedrigere Metallentfernungsrate von 1,6% im Vergleich zu 19,4% der Schraubenversorgung (Lucas et al., 2015).

Saxena et al. fanden in Ihrer vergleichenden Studie keinen signifikanten Unterschied in Metallentfernungsraten und AOFAS-Score zwischen Platten- und Schraubverfahren (Saxena und Patel, 2016). Abbasian et al. bewiesen die höheren Materialkonflikte der Kopfschrauben gegenüber der Plattenversorgung. Kopflose Schrauben zeigten hingegen keine signifikante Diskrepanz entgegen den Platten. Auffällig war die Konsolidierungsrate der Plattenosteosynthese mit 90%, die im Verhältnis zu 100% der Schraubengruppe, deutlich niedriger ausfiel. Diese Abweichung war statistisch nicht signifikant. Trotzdem könnte die fehlende Kompressionsfähigkeit der Platte Ursache für eine verzögerte Knochenheilung sein (Abbasian et al., 2013).

Neben einer ausreichenden Gefäßversorgung und hoher Stabilität der Osteosynthese, haben weitere Variablen wie etwa die interfragmentäre Spaltgröße und Belastungen in Form von Scher- oder Torsionskräften, Einfluss auf die Knochenheilung (Claes et al., 1998). Interne stabile Kompressionen wirken den mechanischen Kräften entgegen und führen zu sofortiger Revaskulierung der Knochenenden. Bewegungen zwischen den Knochenfragmenten verzögern das Knochenwachstum aufgrund asymmetrischer Revaskulierungen, fokalen Blutungen und Knorpelbildungen (Claes et al., 1998; Shibuya et al., 2007). Eine Schraube, die senkrecht zur Osteotomieebene eingebracht wird, führt zu hoher axialer Kompression (Konan et al., 2012).

Von großer Bedeutung ist zudem die Erhaltung des periostalen Gefäßsystems. Durch eine Plattenfixierung mit hoher Kompression auf das Periost, wird die Blutversorgung eingeschränkt (Claes et al., 1999).

Jedoch bleibt die Frage, ob eine zweite Schraube für eine stabile Osteosynthese notwendig ist, bestehen. Aus biomechanischer Sicht ist das Hinzufügen einer zweiten Schraube sinnvoll, um den Rotationskräften entgegenzuwirken. Eine einzelne Schraube dient als Drehpunkt für eine Rotationsbewegung und führt dadurch zu einer Verzögerung der Knochenheilung. Trotzdem sind hohe Konsolidierungsraten von 94 bis 100% sowohl von Einzelschrauben- (Abbasian et al., 2013; Kheir et al., 2015; Sahranavard et al., 2019) als auch Doppelschraubenosteosynthesen (Didomenico et al., 2011; Sahranavard et al., 2019; Sayres et al., 2015; Walther et al., 2016) ohne signifikante Unterschiede beschrieben. Anzunehmen ist, dass durch die postoperative Teilbelastung bzw. Entlastung, die meist bei komplexen Korrekturingriffen erforderlich ist, die Anzahl der Schrauben nachrangig ist. Zudem besteht durch den Zug der Achillessehne ein zusätzlicher Zuggurtungseffekt.

Aus diesem Grund und zur Realisierung des minimalinvasiven Prozedere wurde sich in der vorliegenden Studie für eine Osteosynthese mittels einer Kompressionsschraube entschieden.

5.3 Ergebnisdiskussion

5.3.1 Knochendichtemessung

Die vorliegende Studie präsentiert ein mittleres Alter der Spender und Spenderinnen von 86,25 Jahren, was auf eine deutlich verminderte Knochendichte hinweist. Dies steht im Einklang mit den bekannten Erkenntnissen, dass der Knochendichteverlust im Fersenbein bereits bei jungen Frauen ab einem Alter von 35 Jahren und bei Männern ab einem Alter von 63 Jahren einsetzt (Xu et al., 2001). Nach dem 50. Lebensjahr beträgt die jährliche Verlustrate der Knochendichte bei Frauen etwa 1,2 % und bei Männern etwa 0,56 %. Diese Ergebnisse sind konsistent mit denen einer früheren Untersuchung von Xu, der in der Altersgruppe von 85 Jahren einen durchschnittlichen BMD-Wert von $0,21 \pm 0,077 \text{ g/cm}^2$ bei Frauen und $0,37 \pm 0,089 \text{ g/cm}^2$ bei Männern feststellte (Xu et al., 2001).

Interessanterweise ergaben zwei europäische Studien im biomechanischen Setting an Spenderpräparaten durchschnittliche BMD-Werte zwischen $0,48 \text{ g/cm}^2$ und $0,7 \text{ g/cm}^2$ (Gueorguiev et al., 2011; Rausch et al., 2014). Diese Werte sind deutlich höher als die in der Studie von Xu gefundenen Durchschnittswerte der chinesischen Bevölkerung. Dies könnte auf potenzielle Unterschiede in der Stichprobensammensetzung, den Untersuchungsmethoden oder den untersuchten Bevölkerungsgruppen hinweisen. Die Variation der BMD-Werte in verschiedenen Studienkontexten unterstreicht die Bedeutung einer sorgfältigen Berücksichtigung von Alter, Geschlecht und geografischen Unterschieden bei der Interpretation von Knochendichtemessungen und ihren biomechanischen Implikationen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die vorliegende Studie darauf hindeutet, dass die untersuchten Spender und Spenderinnen ein fortgeschrittenes Alter aufweisen und demzufolge eine reduzierte Knochendichte haben. Dies ist von Bedeutung, da die Knochendichte einen wesentlichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Knochens hat, insbesondere im Hinblick auf Frakturrisiken und die Stabilität des Skeletts (Kanis et al., 2000a; Kanis et al., 2000b). Es ist zu beachten, dass individuelle Variationen sowohl innerhalb der untersuchten Population als auch zwischen verschiedenen Populationen auftreten können, was die Interpretation der Ergebnisse weiter differenziert.

5.3.2 Ergebnisse der biomechanischen Belastung

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Osteotomietechnik auf die biomechanischen Eigenschaften des Kalkaneus zu untersuchen. Die Literaturrecherche ergab keine weitere Studie, die die perkutane Fersenbeinosteotomie mit unterschiedlichem Osteotomiedesign untersuchte.

Das wichtigste Kriterium eines solchen operativen Eingriffs ist die stabile Fixierung des Tuber calcanei nach entsprechender Osteotomie und Positionierung. Als entscheidendes Stabilitätsmerkmal wurde die Steifigkeit ermittelt.

Wie bereits in Kapitel 3.8 aufgeführt, nimmt die Verformung des belasteten Präparates proportional zur Kraft zu. Die daraus resultierende lineare Steigung gibt das Verhältnis von benötigter Kraft pro Wegabschnitt wieder und ist ein Maß für die Steifigkeit. In diesem linearen Bereich ist der Knochen nach Absetzen der Druckbelastung wieder vollständig reversibel. Daraus ergibt sich das Stabilitätsmerkmal. Je höher also die Steifigkeit desto mehr Kraft muss aufgewendet werden, um das zu testende Präparat zu verformen (Burstein und Wright, 1997).

Im Vergleich zur linearen Osteotomie zeigte die V-Osteotomie in beiden Messzyklen unter zyklischer Krafteinwirkung keinen signifikant höheren Steifegrad. Während sich die Ergebnisse der Steifigkeit im ersten Messzyklus nur gering voneinander unterschieden, konnte der zweite Messzyklus einen sichtbaren Unterschied darlegen. Die Gruppe der V-Osteotomie zeigte mit einem mittleren Wert von $694,89 \pm 223,46$ N/mm eine tendenziell höhere Steifigkeit im Vergleich zu $507,53 \pm 181,06$ N/mm der linearen Gruppen.

Trotz der sichtbaren Unterschiede konnte keine statistische Signifikanz ermittelt werden ($p = 0,22$). In der biomechanischen Studie von Konan et al. konnte gezeigt werden, dass nach medialisierender Osteotomie in linearer Technik und Osteosynthese mittels einer Kompressionsschraube eine maximale Druckbelastung von durchschnittlich 826 N zum Versagen der Osteosynthese führte (Konan et al., 2012). Einen Vergleich der Ergebnisse zur vorliegenden Studie ist nur bedingt möglich, da keine Testanordnung bis zum Präparatversagen, sondern lediglich ein Ermüdungszyklus durchgeführt wurde.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die V-Osteotomie in Kombination mit einer Schraubensynthese eine ausreichende postoperative Primärstabilität aufweist.

Die plastische Verformung gibt Hinweise auf das Verhalten der Präparate unter Dauerbeanspruchung. Die Messung des Weges in Kraftrichtung ist ein guter Indikator für die plastische Verformung einer Osteosynthese, erfasst jedoch auch die elastische Deformationskomponente (Burstein und Wright, 1997). Um Aussagen über die tatsächliche irreversible Verformung über die Zeit treffen zu

können, mussten alle Versuchsparameter im Messzeitraum konstant gehalten werden. So wurde die in Kraftrichtung gemessene Wegzunahme der Präparate am Ende eines jeden Belastungszyklus gemessen. Aufgrund der gleichbleibenden axialen Kräfte während eines Belastungsintervalls spiegelt der ermittelte Wert denjenigen Anteil der plastischen Verformung wider, welcher ausschließlich durch die steigende Anzahl an Zyklen verursacht wurde. Die V-Gruppe absolvierte im Mittel 889 ± 220 Zyklen, während die Gruppe der linearen Osteotomie im Mittel 633 ± 377 Zyklen durchlief. Elf der getesteten Präparate konnten die volle Länge von 1000 Zyklen erreichen. Einen signifikanten Unterschied in der plastischen Verformung konnte nicht nachgewiesen werden. Limitiert werden die Ergebnisse durch die geringe Zyklusanzahl im Vergleich zu vorangegangenen Studien. So wurde die plastische Verformung in der Studie von Rausch et al. über eine Zeit von 5000 Zyklen gemessen [104]. Auch Bai et al. konnten mit 3000 Zyklen eine längere Belastung aufzeigen (Bai et al., 2018). Höhere Zykluszahlen können bessere Aussagen über das biomechanische Verhalten unter Langzeitbelastung liefern, als das in der vorliegenden Studie möglich ist.

Eine höhere Versagensrate konnte in der Gruppe der linearen Osteotomiegruppe beobachtet werden. Die statistische Analyse mittels Log-Rank Test konnte jedoch keine statistische Signifikanz nachweisen. In einem Präparat kam es bereits zu Beginn der Testung zu einer deutlichen Torsion mit Ausriss der Einbettung. Diese Verformung kann auf eine fehlerhafte Einbettung zurückgeführt werden. Die weiteren sechs versagten Präparate zeigten einen Kraftabfall von $\geq 30\%$ im Kraft-Weg-Diagramm.

Der Knochen verliert ab einer bestimmten Belastungsgrenze an Steifigkeit. Dieser Übergang zwischen elastischer und plastischer Verformung ist gekennzeichnet durch irreversible Schäden der Knochenstruktur mit trabekulären Mikrofrakturen, Verschiebungen im Bereich der Osteotomielinie sowie Ausdehnung von Spaltbrüchen und zeigt sich mit einem plötzlichen Kraftverlust im Kraft-Weg-Diagramm (Burstein und Wright, 1997).

Konan et al. konnten in Ihrer load-to-failure-Analyse die Versagensursache evaluieren. Die axial ausgeübte Belastung führte zu einer Rotationsbewegung und dorsalen Abkippung des Tuber calcanei und zu einer Achsabweichung im Sinne einer Varusfehlstellung der Osteotomie (Konan et al., 2012).

In der vorliegenden Studie konnten solche makroskopischen Veränderungen nicht beobachtet werden. In der fluoroskopischen Nachuntersuchung konnte in allen Proben eine sekundäre Dislokation ausgeschlossen werden. Daraus lässt sich vermuten, dass bereits mikroskopische Veränderungen der Knochenstruktur mit einem relevanten Verlust des Steifegrades und somit der Stabilität einhergehen.

5.4 Limitation der Studie und Ausblick

Wie in allen experimentellen Studien gibt es auch in der vorliegenden Arbeit Einschränkungen und Limitationen. Allgemein besteht die Problematik der Übertragbarkeit von Ergebnissen von in-vitro-Studien auf die Gegebenheiten in vivo.

Der Einfluss von Muskeln und Sehnen auf die Stabilität des Kalkaneus war im vorliegenden Experiment nicht zu simulieren. Die Verhältnisse in vivo können sich von den untersuchten Bedingungen unterscheiden. Alle Präparate stammten von Spenderinnen und Spendern im fortgeschrittenen Lebensalter. Dementsprechend war die Knochenqualität herabgesetzt. Die Kalkaneusosteotomie wird nach Angaben der Literatur in einem Alter zwischen 30 und 60 Jahren in Abhängigkeit der zugrundeliegenden Pathologie durchgeführt (Myerson et al., 2004; Sahranavard et al., 2019; Sayres et al., 2015; Tennant et al., 2013), so dass in der klinischen Anwendung eher mit einer besseren Knochenqualität gerechnet werden kann.

Ebenso ist die Anzahl der untersuchten Präparate zu erwähnen. Die Versuchsgruppen bestanden aus je neun Präparaten. Tendenziell zeigten die Ergebnisse höhere Steifigkeiten und geringere Versagensraten der V-Osteotomie. Eine höhere Präparateanzahl könnte unter Umständen zu Ergebnissen mit Signifikanzniveau führen.

Das Hinzufügen einer zweiten Kompressionsschraube, könnte eine höhere Steifigkeit bei geringerer Versagensrate erreichen und ggf. in Kombination mit einer V-Osteotomie eine frühere Vollbelastung erreichen. Letztlich wurde aber der Einfluss der Achillessehne mit einem zusätzlichen Zuggurtungseffekt in dieser Arbeit nicht untersucht.

Als letzter Punkt ist noch der festgelegte Belastungsmodus zu nennen. Die Zyklusanzahl sowie die Kraftintervalle könnten erweitert werden, um noch weitere Aussagen bezüglich der Primärstabilität und dem Verhalten einer Langzeitbelastung zu treffen.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass eine V-Osteotomie im minimalinvasiven Setting und eine Osteosynthese mittels einer Kompressionsschraube unter zyklischer Belastung der linearen Osteotomie keinen signifikanten Unterschied aufweisen.

Die niedrigere Ausfallrate ohne sekundäre Dislokationen in der Röntgenkontrolle, sichtbar höhere Steifigkeiten im zweiten Messzyklus und die höhere Gesamtzyklusanzahl könnten einen Hinweis auf einen Vorteil der V-Osteotomie liefern. Weiterführende randomisierte klinische Studien sind zur Bewertung des Verfahrens erforderlich.

6 Zusammenfassung

Die Kalkaneusverschiebeosteotomie ist eine etablierte Methode in der operativen Therapie von Rückfußstellungen. Sie richtet die Tuberositas calcanei neu aus und rezentriert den Achillessehnenzug. Perkutane minimalinvasive Techniken gehen dabei mit einer geringeren Komplikationsrate einher.

Die Osteotomie kann als Gerade oder V-förmige Osteotomie mit einer Shannon-Fräse durchgeführt werden. In der Literatur fehlen vergleichende biomechanische Studien zur Stabilität der geraden und V-förmigen Osteotomie im minimalinvasiven Setting. Wir nehmen an, dass die V-Osteotomie in unter zyklischer Belastung zu einer höheren Steifigkeit als die gerade Osteotomie führt.

In der vorliegenden Studie wurden an 18 frischen humanen Kadaverfüßen randomisiert gerade und die V-Osteotomie durchgeführt. Das Tuber calcanei wurde 10mm nach medialisiert und leicht gedreht. Eine 6,5mm spongiöse Kompressionsschraube diente der Osteosynthese in beiden Gruppen. Die Proben wurden in einer hydraulischen Universalprüfmaschine zyklisch in aufsteigenden Kraftintervallen axial belastet. Es erfolgte eine Vorkonditionierung mit 100 N über 100 Zyklen, um fehlerhafte Werte durch Setzungsvorgänge zu detektieren. Wir führten zwei Messzyklen durch. Der erste Messzyklus sah vor, die Präparate stufenweise, um jeweils 100 N bis zu einer Kraft von 500 N zu belasten. Zwischen den Kraftanstiegen erfolgten 100 sinusförmige Zyklen mit einer Frequenz eines Hertz. Darauf folgte im zweiten Messzyklus eine zyklische Belastung mit 500 Zyklen bei 600 N.

Der erste Messzyklus zeigte zu keinem Kraftintervall einen signifikanten Unterschied zwischen der Geraden und V-Osteotomie hinsichtlich der Steifigkeit. Obwohl der zweite Messzyklus auf höhere mittlere Steifigkeiten der V-Osteotomie hindeutet, ergab der statistische Vergleich keinen signifikanten Unterschied. Trotz der höheren Versagensrate der geraden Osteotomie konnte keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden. Im Ergebnis sehen wir eine tendenzielle Überlegenheit der V-Osteotomie. Weitere randomisiert klinische Studien sind erforderlich, um das Verfahren zu bewerten.

Literaturverzeichnis

Abbasian A, Zaidi R, Guha A, Goldberg A, Cullen N, Singh D (2013) Comparison of three different fixation methods of calcaneal osteotomies. *Foot Ankle Int* 34(3):420–425.

Alvarez RG, Marini A, Schmitt C, Saltzman CL (2006) Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program. *Foot Ankle Int* 27(1):2–8.

Andreasen J, Mølgaard CM, Christensen M, Kaalund S, Lundbye-Christensen S, Simonsen O, Voigt M (2013) Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain - a randomized controlled trial. *Foot (Edinb)* 23(1):22–28.

Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spänel-Borowski K, Wennemuth G, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilch H-G: *Duale Reihe Anatomie*. 2. Aufl. Thieme, Stuttgart, 2010.

Bai J, Xu Y, He X, Li C, Liu S, Li L (2018) Biomechanical comparison of three kinds of fixation instruments for calcaneal osteotomy. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 32(2):192–194.

Bailey EJ, Waggoner SM, Albert MJ, Hutton WC (1997) Intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical comparison of two fixation methods. *J Orthop Trauma* 11(1):34–37.

Bariteau JT, Blankenhorn BD, Tofte JN, DiGiovanni CW (2013) What is the role and limit of calcaneal osteotomy in the cavovarus foot? *Foot Ankle Clin* 18(4):697–714.

Bolt PM, Coy S, Toolan BC (2007) A comparison of lateral column lengthening and medial translational osteotomy of the calcaneus for the reconstruction of adult acquired flatfoot. *Foot Ankle Int* 28(11):1115–1123.

Boss AP, Hintermann B (2002) Anatomical study of the medial ankle ligament complex. *Foot Ankle Int* 23(6):547–553.

Burstein AH, Wright TM: *Biomechanik in der Orthopädie und Traumatologie*. Thieme, Stuttgart, 1997.

Cann CE, Adams JE, Brown JK, Brett AD (2014) CTXA Hip-An Extension of Classical DXA Measurements Using Quantitative CT. *PLoS One* 9(3):e91904.

Cass AD, Camasta CA (2010) A review of tarsal coalition and pes planovalgus: clinical examination, diagnostic imaging, and surgical planning. *J Foot Ankle Surg* 49(3):274–293.

Claes L, Eckert-Hübner K, Augat P (2002) The effect of mechanical stability on local vascularization and tissue differentiation in callus healing. *J Orthop Res* 20(5):1099–1105.

Claes L, Heitemeyer U, Krischak G, Braun H, Hierholzer G (1999) Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures. *Clin Orthop Relat Res* (365):221–229.

Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius KJ, Augat P (1998) Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res* (355 Suppl):132–147.

Colo G, Mazzola MA, Pilone G, Dagnino G, Felli L (2021) Lateral open wedge calcaneus osteotomy with bony allograft augmentation in adult acquired flatfoot deformity. Clinical and radiological results. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 31(7):1395–1402.

Dare DM, Dodwell ER (2014) Pediatric flatfoot: cause, epidemiology, assessment, and treatment. *Curr Opin Pediatr* 26(1):93–100.

Deland JT, de Asla RJ, Sung IH, Ernberg LA, Potter HG (2005) Posterior tibial tendon insufficiency: which ligaments are involved? *Foot Ankle Int* 26(6):427–435.

Didomenico L, Stein DY, Wargo-Dorsey M (2011) Treatment of posterior tibial tendon dysfunction without flexor digitorum tendon transfer: a retrospective study of 34 patients. *J Foot Ankle Surg* 50(3):293–298.

Didomenico LA, Anain J, Wargo-Dorsey M (2011) Assessment of medial and lateral neurovascular structures after percutaneous posterior calcaneal displacement osteotomy: a cadaver study. *J Foot Ankle Surg* 50(6):668–671.

Dietz F (2002) The genetics of idiopathic clubfoot. *Clin Orthop Relat Res* (401):39–48.

DiGiovanni JE, Smith SD (1976) Normal biomechanics of the adult rearfoot: a radiographic analysis. *J Am Podiatry Assoc* 66(11):812–824.

Duffy CM, Salazar JJ, Humphreys L, McDowell BC (2013) Surgical versus Ponseti approach for the management of CTEV: a comparative study. *J Pediatr Orthop* (33):326–332.

Dull JM, DiDomenico LA (2004) Percutaneous displacement calcaneal osteotomy. *J Foot Ankle Surg* 43(5):336–337.

Durston A, Bahoo R, Kadambande S, Hariharan K, Mason L (2015) Minimally Invasive Calcaneal Osteotomy: Does the Shannon Burr Endanger the Neurovascular Structures? A Cadaveric Study. *J Foot Ankle Surg* 54(6):1062–1066.

Dwyer FC (1959) Osteotomy of the calcaneum for pes cavus. *J Bone Joint Surg Br* 41-B(1):80–86.

Dwyer FC (1975) The present status of the problem of pes cavus. *Clin Orthop Relat Res* (106):254–275.

Dwyer FC: Osteotomy of the calcaneum in the treatment of grossly everted feet with special reference to cerebral palsy. In: Bailleux A (ed): *Huitième congrés internationale de chirurgie orthopédique*. Imprimerie de Sciences, New York, 1960.

Eichinger M, Brunner A, Stofferin H, Blauth M, Schmölz W: Erhöhung der Primärstabilität bei der minimal-invasiven Verschraubung von intraartikulären Frakturen des Calcaneus: Eine biomechanische Studie an Humanpräparaten. In: German Medical Science (ed): *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie*. German Medical Science GMS Publishing House, Düsseldorf, 2018.

Fick R: *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Fischer, Jena, 1911.

Funk DA, Cass JR, Johnson KA (1986) Acquired adult flat foot secondary to posterior tibial-tendon pathology. *J Bone Joint Surg Am* 68(1):95–102.

Genant HK, Engelke K, Prevrhal S (2008) Advanced CT bone imaging in osteoporosis. *Rheumatology (Oxford)* 47(Suppl 4):iv9–i16.

Gleich A (1893) Beitrag zur operative Plattfuß Behandlung. *Arch Klin Chir* 46:358–362.

González-Martín D, Herrera-Pérez M, Ojeda-Jiménez J, Rendón-Díaz D, Valderrabano V, Pais-Brito JL (2021) Neurological injuries after calcaneal osteotomies are underdiagnosed. *J Clin Med* 10(14):3139.

Götz-Neumann K: Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. Thieme, Stuttgart, 2006.

Gueorguiev B, Ockert B, Schwieger K, Wähnert D, Lawson-Smith M, Windolf M, Stoffel K (2011) Angular stability potentially permits fewer locking screws compared with conventional locking in intramedullary nailed distal tibia fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 25(6):340–346.

Guttek N, Haase K, Kielstein H, Delank KS, Arnold C (2020) Biomechanical results of percutaneous calcaneal osteotomy using two different osteotomy designs. *Foot Ankle Surg* 26(5):551–555.

Guttek N, Martin H, Hanke T, Matthies JB, Heilmann A, Kielstein H, Gradl G, Delank KS, Wohlrab D (2018) Posterolateral plate fixation with Talarlock® is more stable than screw fixation in ankle arthrodesis in a biomechanical cadaver study. *Foot Ankle Surg* 24(3):208–212.

Guttek N, Schilde S, Delank KS, Arbab D (2020) Etiology, pathogenesis, clinical features, diagnostics and conservative treatment of adult flatfoot. *Orthopade* 49(11):942–953.

Guttek N, Schilde S (2022) Perkutane, minimal-invasive Kalkaneusosteotomie. *Geochim. Cosmochim. Acta* .

Guttek N, Zeh A, Wohlrab D, Delank KS (2019) Comparative Results of Percutaneous Calcaneal Osteotomy in Correction of Hindfoot Deformities. *Foot Ankle Int* 40(3):276–281.

Hamel J. Kavovarus-Deformitäten. In: Hamel J. (Hrsg): Operative Behandlung von Fuß und Sprunggelenk im Kindes- und Jugendalter. Springer, Berlin, 2019, S. 191–219.

Hicks JH (1954) The mechanics of the foot. II: The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat* 88(1):25–30.

Hintermann B, Knupp M, Barg A (2016) Supramalleolar Osteotomies for the Treatment of Ankle Arthritis. *J Am Acad Orthop Surg* 24(7):424–432.

Hintermann B, Ruiz R (2021) Biomechanics of Medial Ankle and Peritalar Instability. *Foot Ankle Clin* 26(2):249–267.

Hintermann B, Knupp M (2010) Verletzungen und Funktionsstörungen der Tibialis-posterior-Sehne. *Orthopade* 39(12):1148–1157.

Hix J, Kim C, Mendicino RW, Saltrick K, Catanzariti AR (2007) Calcaneal osteotomies for the treatment of adult-acquired flatfoot. *Clin Podiatr Med Surg* 24(4):699–719.

Huber H, Galantay R, Dutoit M (2002) Avascular necrosis after osteotomy of the talar neck to correct residual club-foot deformity in children. A long-term review. *J Bone Joint Surg Br* 84(3):426–430.

Jahss MD: Tendon disorders of the foot and ankle. In: Melvin H, Jahss MD (ed): Disorders of the Foot and Ankle. Medical and Surgical Management. W. B. Saunders, Philadelphia, 1991, S. 1461–1513.

Johnson KA, Strom DE (1989) Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clin Orthop* 239:196–206.

Kanis JA, Johnell O, Oden A, Jonsson B, Dawson A, Dere W (2000a) Risk of hip fracture derived from relative risks: an analysis applied to the population of Sweden. *Osteoporos Int* 11(2):120–127.

Kanis JA, Johnell O, Oden A, Jonsson B, De Laet C, Dawson A (2000b) Prediction of fracture from low bone mineral density measurements overestimates risk. *Bone* 26(4):387–391.

Kapandji IA: Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik; einbändige Ausgabe-obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule. Thieme, Stuttgart, 2009.

Kendal AR, Khalid A, Ball T, Rogers M, Cooke P, Sharp R (2015) Complications of minimally invasive calcaneal osteotomy versus open osteotomy. *Foot Ankle Int* 36(6):685–690.

Kheir E, Borse V, Sharpe J, Lavalette D, Farndon M (2015) Medial displacement calcaneal osteotomy using minimally invasive technique. *Foot Ankle Int* 36(3):248–252.

Koebke J: Funktionelle Anatomie. Erkrankungen und Verletzungen des Rückfußes. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2011.

Konan S, Meswania J, Blunn GW, Madhav RT, Oddy MJ (2012) Mechanical stability of a locked step-plate versus single compression screw fixation for medial displacement calcaneal osteotomy. *Foot Ankle Int* (33):669–674.

Koutsogiannis E (1971) Treatment of mobile flat foot by displacement osteotomy of the calcaneus. *J Bone Joint Surg Br* 53(1):96–100.

Krähenbühl N, Tschuck M, Bolliger L, Hintermann B, Knupp M (2016) Orientation of the Subtalar Joint: Measurement and Reliability Using Weightbearing CT Scans. *Foot Ankle Int* 37(1):109–114.

Kraus JC, Fischer MT, McCormick JJ, Klein SE, Johnson JE (2014) Geometry of the lateral sliding, closing wedge calcaneal osteotomy: review of the two methods and technical tip to minimize shortening. *Foot Ankle Int* 35(3):238–242.

Kwon JY, Guss D, Lin DE, Abousayed M, Jeng C, Kang S, Ellington JK (2015) Effect of Delay to Definitive Surgical Fixation on Wound Complications in the Treatment of Closed, Intra-articular Calcaneus Fractures. *Foot Ankle Int* 36(5):508–517.

Law MR, Wald NJ, Meade TW (1991) Strategies for prevention of osteoporosis and hip fracture. *BMJ* 303(6800):453–459.

Lee MC, Sucato DJ (2008) Pediatric issues with cavovarus foot deformities. *Foot Ankle Clin* 13(2):199–221.

Lindsey JM, Michelson JD, MacWilliams BA, Sponseller PD, Miller NH (1998) The foot in Marfan syndrome: clinical findings and weight-distribution patterns. *J Pediatr Orthop* 18(6):755–759.

Lord JP (1923) Correction of extreme flatfoot: value of osteotomy of os calsis and inward displacement of posterior fragment (Gleich operation). *JAMA* 81:1502–1506.

Lucas DE, Simpson GA, Philbin TM (2015) Comparing fixation used for calcaneal displacement osteotomies: a look at removal rates and cost. *Foot Ankle Spec* 8(1):18–22.

Lundberg A, Svensson OK, Németh G, Selvik G (1989) The axis of rotation of the ankle joint. *J Bone Joint Surg Br* 71(1):94–99.

Milner CE, Soames RW (1998) Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle Int* 19(11):757–760.

Morley AJ (1957) Knock-knee in children. *Br Med J* 2(5051):976–979.

Mosier-LaClair S, Pomeroy G, Manoli A (2001) Operative treatment of the difficult stage 2 adult acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Clin* 6(1):95–119.

Munro BJ, Steele JR (1998) Foot-care awareness. A survey of persons aged 65 years and older. *J Am Podiatr Med Assoc* 88(5):242–248.

Myerson M, Solomon G, Shereff M (1989) Posterior tibial tendon dysfunction: its association with seronegative inflammatory disease. *Foot Ankle* 9(5):219–225.

Myerson MS (1997) Adult acquired flatfoot deformity: treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. *Instr Course Lect* 46:393–405.

Myerson MS, Badekas A, Schon LC (2004) Treatment of stage II posterior tibial tendon deficiency with flexor digitorum longus tendon transfer and calcaneal osteotomy. *Foot Ankle Int* 25(7):445–450.

Ohlendorf D, Bauer J (2016) Einfluss sportlicher Aktivität auf die Knochendichte. *Zbl Arbeitsmed* 66:40–42.

Otsuka R, Yatsuya H, Miura Y, Murata C, Tamakoshi K, Oshiro K, Nishio N, Ishikawa M, Zhang HM, Shiozawa M, Kobayashi A, Ito M, Hori Y, Kondo T, Toyoshima H (2003) Association of flatfoot with pain, fatigue and obesity in Japanese over sixties. *Nihon Koshu Eisei Zasshi* 50(10):988–998.

Ouzounian TJ, Shereff MJ (1989) In vitro determination of midfoot motion. *Foot Ankle* 10(3):140–146.

Perotti LR, Abousamra O, Del Pilar Duque Orozco M, Rogers KJ, Sees JP, Miller F (2018) Foot and ankle deformities in children with Down syndrome. *J Child Orthop* 12(3):218–226.

Perry J: Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer, München, 2003.

Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M (2006) Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics* 118(2):634–639.

Plaaß C, Stukenborg-Colsman C, Stief T: Prinzipien konservativer Therapien am Rückfuß. In: Sabo D, Rammelt S (Hrsg): Rückfußchirurgie. Springer, Berlin, 2018, S. 33–44.

Pretterknieber M (1999) Anatomie und Kinematik der Sprunggelenke des Menschen. *Radio- loge* 39(1):1–7.

Radl R, Fuhrmann G, Maafe, M (2012) Rückfußvalgus. *Orthopäde* 4:313–326.

Rausch S, Klos K, Wolf U, Gras M, Simons P, Brodt S, Windolf M, Gueorguiev B (2014) A biomechanical comparison of fixed angle locking compression plate osteosynthesis and cement augmented screw osteosynthesis in the management of intra articular calcaneal fractures. *Int Orthop* 38(8):1705–1710.

Ray R, Jameson S, Kumar S (2010) Complications of calcaneal osteotomy. *Orthopaedic Proceedings* 92(Supp_IV):590.

Richter M, Droste P, Goesling T, Zech S, Krettek C (2006) Polyaxially-locked plate screws increase stability of fracture fixation in an experimental model of calcaneal fracture. *J Bone Joint Surg Br* 88(9):1257–1263.

Richter M, Gosling T, Zech S, Allami M, Geerling J, Droste P, Krettek C (2005) A comparison of plates with and without locking screws in a calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int* 26(4):309–319.

Richter RR, Austin TM, Reinking MF (2011) Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis--critical appraisal and commentary. *J Athl Train* 46(1):103–106.

Richter M, Geerling J, Zech S, Goesling T, Krettek C (2005) Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care: a preliminary report. *J Orthop Trauma* 19(4):259–266.

Rosenbaum D, Bertsch C, Claes L (1997) Tenodeses do not fully restore ankle joint loading characteristics: a biomechanical in vitro investigation in the hind foot. *Clin Biomech* 12(3):202–209.

Sabo D, Rammelt S, Dohle J: Funktionelle Anatomie und klinische Untersuchung. *Rückfußchirurgie*. Springer, Berlin, 2018.

Sahranavard B, Hudson PW, de Cesar Netto C, Wills BW, Araoye IB, Bergstresser S, Cone BM, Shah A (2019) A comparison of union rates and complications between single screw and double screw fixation of sliding calcaneal osteotomy. *Foot Ankle Surg* 25(1):84–89.

Saxena A, Patel R (2016) Medial displacement calcaneal osteotomy: a comparison of screw versus locking plate fixation. *J Foot Ankle Surg* 55(6):1164–1168.

Sayres SC, Gu Y, Kiernan S, DeSandis BA, Elliott AJ, O'Malley MJ (2015) Comparison of rates of union and hardware removal between large and small cannulated screws for calcaneal osteotomy. *Foot Ankle Int* 36(1):32–36.

Schad W (2000) Der Fuß des Menschen – ein lang verkanntes Detail seiner Evolution. *DAF News* 5(2):10–13.

Schade VL, Andersen CA (2015) A literature-based guide to the conservative and surgical management of the acute Charcot foot and ankle. *Diabet Foot Ankle* 6:26627.

Sherman TI, Guyton GP (2018) Minimal Incision/Minimally Invasive Medializing Displacement Calcaneal Osteotomy. *Foot Ankle Int* 39(1):119–128.

- Shibuya** N, Manning SN, Meszaros A, Budny AM, Malay DS, Yu GV (2007) A compression force comparison study among three staple fixation systems. *J Foot Ankle Surg* 46(1):7–15.
- Shirley** ED, Demaio M, Bodurtha J (2012) Ehlers-danlos syndrome in orthopaedics: Etiology, diagnosis, and treatment implications. *Sports Health* 4(5):394–403.
- Silver** CM, Simon SD, Spindell E, Litchman HM, Scala M (1967) Calcanealosteotomy for valgus and varus deformities of the foot in cerebral palsy: a preliminary report on 27 operations. *J Bone Joint Surg* 49(2):232–246.
- Smerek** JP, Kadakia A, Belkoff SM, Knight TA, Myerson MS, Jeng CL (2008) Percutaneous screw configuration versus perimeter plating of calcaneus fractures: a cadaver study. *Foot Ankle Int* 29(9):931–935.
- Smyth** NA, Zachwieja EC, Buller LT, Miranda AD, Steinlauf SD (2018) Surgical approaches to the calcaneus and the sural nerve: There is no safe zone. *Foot Ankle Surg* 24(6):517–520.
- Steffensmeier** SJ, Saltzman CL, Berbaum KS, Brown TD (1996) Effects of medial and lateral displacement calcaneal osteotomies on tibiotalar joint contact stresses. *J Orth Res* 14(6):980–985.
- Steindler** A (1921) The treatment of pes cavus (hollow claw foot). *Arch Surg* 2:325–337.
- Stormont** DM, Morrey BF, An KN, Cass JR (1985) Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med* 13(5):295–300.
- Swoboda** B (2001) Aspekte der epidemiologischen Arthroreforschung. *Orthopade* 30(11):834–840.
- Takao** M, Inokuchi R, Jujo Y, Iwashita K, Okugura K, Mori Y, Hayashi K, Komesu K, Glazebrook M, Ankle Instability Group (2021) Clinical outcomes of concurrent surgery with weight bearing after modified lasso-loop stitch arthroscopic ankle stabilization. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 29(6):2006–2014.
- Talusan** PT, Ezequiel C, Tan EW, Parks BG, Guyton GP (2015) Safe zone for neural structures 243 in medial displacement calcaneal osteotomy: a cadaveric and radiographic investigation. *Foot Ankle Int* (36):1493–1498.
- Taniguchi** A, Tanaka Y, Takakura Y, Kadono K, Maeda M, Yamamoto H (2003) Anatomy of the spring ligament. *J Bone Joint Surg Am* 85(11):2174–2178.
- Tennant** JN, Velikovic A, Phisitkul P (2013) Technique tip: percutaneous endoscopically assisted calcaneal slide osteotomy. *Iowa Orthop J* 33:191–195.
- Thordarson** DB, Hedman T, Lundquist D, Reisch R (1998) Effect of calcaneal osteotomy and plantar fasciotomy on arch configuration in a flatfoot model. *Foot Ankle Int* 19(6):374–378.
- Tillmann** B (1977) Beitrag zur funktionellen Anatomie des Fußes. *Orthop Prax* 13:505–509.
- Tillmann** B: Atlas der Anatomie des Menschen: mit Muskeltrainer. Springer, Berlin, 2016.
- Toepfer** A, Harrasser N (2016) Aktuelles zu Diagnostik und Therapie des Pes planovalgus: Der Knick-Senk-Fuß bei Erwachsenen. *Orthopädie & Rheuma* 19(5):20–24.

Turner CH, Burr DB (1993) Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* (14):595–608.

Valderrabano V, Horisberger M, Russell I, Dougall H, Hintermann B (2009) Etiology of ankle osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res* 467(7):1800–1806.

Veljkovic A, Tennant J, Rungprai C, Abbas KZ, Phisitkul P (2017) An Anatomic Study of the Percutaneous Endoscopically Assisted Calcaneal Osteotomy Technique to Correct Hindfoot Malalignment. *Foot Ankle Int* 38(2):192–199.

Vernois J (2011) The treatment of the hallux valgus with a percutaneous chevron osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 93-B(Suppl IV):482.

Wacker JT, Hennessy MS, Saxby TS (2002) Calcaneal osteotomy and transfer of the tendon of flexor digitorum longus for stage-II dysfunction of tibialis posterior. Three- to five-year results. *J Bone Joint Surg Br* 84(1):54–58.

Waizy H, Jowett C, Andric V (2018) Minimally invasive versus open calcaneal osteotomies - Comparing the intraoperative parameters. *Foot (Edinb)* 37:113–118.

Walker M, Fan HJ (1998) Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot Ankle Int* 19(6):379–383.

Walker R, Redfern D (2012) Minimally invasive hallux valgus correction: the MICA technique. *J Bone Joint Surg Br* 94-B(Suppl XXII):38.

Walther PD, Kriegelstein S, Altenberger S, Röser A (2016) Die perkutane Kalkaneusverschiebeosteotomie. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 28:309–320.

Waterman BR, Belmot P, Cameron KL, Svoboda SJ, Alitz CJ, Owens BD (2011) Risk factors for syndesmotic and medial ankle sprain: role of sex, sport, and level of competition. *Am J Sports Med* 39(5):992–998.

Weimann-Stahlschmidt K, Krauspe R, Westhoff B (2010) Kongenitaler Klumpfuß. *Orthopäde* 39(11):1071–1084.

Windolf M, Muths R, Braunstein V, Gueorguiev B, Hänni M, Schwieger K (2009) Quantification of cancellous bone-compaction due to DHS Blade insertion and influence upon cut-out resistance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 24(1):53–58.

Wynne-Davies R (1964) Family Studies and the Cause of Congenital Club Foot. *Talipes Equinovarus, Talipes Calcaneo-Valgus and Metatarsus Varus*. *J Bone Joint Surg Br* 46:445–463.

X Sherry L, Cohen A, Shane E, Yin PT, Stein EM, Rogers H, Kokolus SL, McMahon DJ, Lappe JM, Recker RR, Lang T, Guo XE (2010) Bone density, geometry, microstructure, and stiffness: Relationships between peripheral and central skeletal sites assessed by DXA, HR-pQCT, and cQCT in premenopausal women. *J Bone Min Res* 25(10):2229–2238.

Xu SZ, Zhou W, Mao XD, Xu J, Xu LP, Ren JY (2001) Reference data and predictive diagnostic models for calcaneus bone mineral density measured with single-energy X-ray absorptiometry in 7428 Chinese. *Osteoporos Int* 12(9):755–762.

Younger AS, Hansen ST (2005) Adult cavovarus foot. *J Am Acad Orthop Surg* 13(5):302–315.

Yu GR, Hu SJ, Yang YF, Zhao HM, Zhang SM (2013) Reconstruction of calcaneal fracture malunion with osteotomy and subtalar joint salvage: technique and outcomes. *Foot Ankle Int* 34(5):726–733.

Zwick EB, Kraus T, Maizen C, Steinwender G, Linhart WE (2009) Comparison of Ponseti versus surgical treatment for idiopathic clubfoot: a short-term preliminary report. *Clin Orthop Relat Res* 467(10):2668–2676.

Zwipp H, Randt T (1994) Ankle joint biomechanics. *Foot Ankle Surg* 1(1):21–27.

Zwipp H, Rammelt S: *Tscherne Unfallchirurgie: Fuß.* Springer, Berlin, 2014.

Thesen

1. In der Literatur fehlen vergleichende biomechanische Studien der geraden und V-förmigen Osteotomie im minimalinvasiven Setting.
2. Die speziell angefertigte Einspann- und Prüfvorrichtung zur biomechanischen Testung lässt eine annähernd physiologische Belastung der Präparate zu.
3. Die zugrundeliegende Versuchsanordnung, welche einen Testlauf mit aufsteigenden Belastungsintervallen unter zyklischen Bedingungen mit einem anschließenden Ermüdungstest kombinierte, spiegelt den realen postoperativen Belastungsaufbau wider.
4. Die V-Osteotomie weist in Kombination mit einer Schraubenosteosynthese eine ausreichende postoperative Primärstabilität auf.
5. Tendenziell zeigen die Ergebnisse höhere Steifigkeiten und geringere Versagensraten der V-Osteotomie im Vergleich zur linearen Osteotomie.
6. Um die tendenzielle Überlegenheit der V-Osteotomie bewerten zu können, sind weitere randomisiert klinische Studien unter Berücksichtigung der Anzahl von Präparaten, der Knochendichte, des Belastungsmodus sowie der Osteosynthesetechnik erforderlich.

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich wahrheitsgemäß, die vorliegende Dissertation:

„Vergleichende biomechanische Studie zur Primärstabilität der geraden vs. v-förmigen minimalinvasiven Osteotomie am Kalkaneus“

selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt zu haben.

Kenny Lucas Haase
Schkopau, den 15.11.2024

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich wahrheitsgemäß, die vorliegende Dissertation

„Vergleichende biomechanische Studie zur Primärstabilität der geraden vs. v-förmigen minimalinvasiven Osteotomie am Kalkaneus“

Zur Erlangung des akademischen Grades Doktor der Medizin (Dr. med.) erstmalig einzureichen.

Es liegt nur dieser Antrag auf Eröffnung eines Promotionsverfahrens vor.

Kenny Lucas Haase
Schkopau, den 15.11.2024

Danksagung

Die vorliegende Promotionsarbeit entstand am Universitätsklinikum Halle und Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Mein besonderer Dank gilt **Frau apl Prof. Dr. med. N. Gutteck** für die Bereitstellung des Themas sowie Ihre ausgezeichnete fachliche Unterstützung und Beratung bei der Durchführung meiner wissenschaftlichen Arbeit, welche in großem Maße zum Gelingen dieser beigetragen hat.

Zudem möchte **ich Frau Prof. Dr. med. H. Kielstein** für die Bereitstellung der Präparate und die Nutzung des anatomischen Institutes danken.

Ein besonderer Dank gilt **Frau Dr. Dipl.-Ing. C. Arnold** für die Durchführung der Testungen an der Universalprüfmaschine sowie Bereitstellung der Datensätze.