

Aus dem Lehrstuhl für innovative Implantatentwicklung (Frakturheilung)
Kliniken und Institute für Chirurgie
Medizinische Fakultät der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Veränderungen der plantaren Druckverteilung im Stand im Verlauf der
Heilung von Frakturen des Unterschenkels und des oberen
Sprunggelenks**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2025**

vorgelegt von: Sonja Baumgartner geb. am: 05.07.1998 in München

Tag der Promotion: 09.12.2025

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. dent. M. Hannig

Berichterstatter: Prof. Dr. Bergita Ganse
Prof. Dr. Stefan Landgraeber

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	1
1 Zusammenfassung.....	3
1.1 Deutsche Zusammenfassung	3
1.2 Abstract.....	5
2 Einleitung und eigene Fragestellung	7
2.1 Knochen.....	7
2.1.1 Morphologie.....	7
2.1.2 Funktion.....	7
2.2 Frakturheilung.....	8
2.2.1 Direkte oder Primäre Frakturheilung	8
2.2.2 Indirekte oder Sekundäre Frakturheilung	9
2.3 Anatomie des Unterschenkels	9
2.3.1 Unterschenkelknochen (Ossa cruris)	9
2.3.2 Angrenzende Gelenke des Unterschenkels	10
2.4 Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks.....	11
2.4.1 Systematik.....	11
2.4.2 Frakturen des Unterschenkels	12
2.4.3 Frakturen des oberen Sprunggelenks	13
2.4.4 Versorgung von Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks	15
2.4.5 Postoperatives Verfahren	16
2.4.6 Komplikationen	17
2.4.7 Biomechanische Veränderungen im Heilungsverlauf.....	18
2.5 Grundlagen Stand.....	19
2.5.1 Anatomie des Fußes	19
2.5.2 Plantare Druckbelastung	20
2.5.3 Pedobarographie.....	24
2.5.4 Einflussfaktoren auf den Stand sowie Änderungen im Alter und bei verschiedenen Erkrankungen	25
2.6 Veränderungen der plantaren Belastung im Gehen nach Frakturen	27
2.7 Schmerz nach Frakturen	30
2.8 Weitere Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung nach Frakturen.....	31
2.9 Ziel der Arbeit und Fragestellung.....	32
3 Material und Methoden	33

3.1	Rahmenbedingungen	33
3.1.1	Ethik	33
3.1.2	Patientenauswahl	33
3.1.3	Probandenauswahlkriterien	33
3.2	Messungen	34
3.2.1	Messgeräte	34
3.2.2	Standanalyse	36
3.2.3	Erhobene Parameter	37
3.3	Statistik	39
4	Ergebnisse	40
4.1	Patienten- und Probandenkollektiv	40
4.1.1	Vergleich der Parameter im zeitlichen Verlauf	41
4.1.2	Vergleich der Parameter zwischen den gesunden Probanden und den Patienten im letzten Untersuchungszeitraum V4: Tag 130 bis Tag 230 postoperativ	45
4.1.3	Vergleich der Parameter zwischen den Frakturtypen	48
4.1.4	Vergleich der Parameter im zeitlichen Verlauf zwischen den Frakturtypen	53
4.1.5	Korrelationsanalyse des Schmerzes mit der Kraftbelastung des verletzten Beines	60
5	Diskussion	62
5.1	Diskussion der Methoden	63
5.2	Diskussion der Ergebnisse	66
5.3	Anwendbarkeit in der Klinik	71
5.4	Diskussion der Stichprobengröße	71
5.5	Schlussfolgerung	72
6	Literaturverzeichnis	73
7	Anhang	85
8	Publikation/Danksagung	86
8.1	Publikation	86
8.2	Danksagung	86
9	Lebenslauf	88
	Abbildungsverzeichnis	89
	Tabellenverzeichnis	91

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of Variance
ap	anteroposterior
BdF	Belastung des Fußes
Com	Center of mass
Cop	Center of pressure
ml	mediolateral
ORIF	Open Reduction and Internal Fixation
OSG	Oberes Sprunggelenk
V	Visitenzeitraum

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Veränderungen der plantaren Druckverteilung im Stand im Verlauf der Frakturheilung des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks

Nach einer Fraktur des oberen Sprunggelenks, des Tibiaschaftes oder des Tibiakopfes verändern Patienten¹ schmerz- und therapiebedingt ihr Geh- und Stehverhalten. Auch die plantare Druckverteilung im Gehen scheint sich aktuellen Studien zufolge bei diesen Patienten zu ändern. Bisher wurden Änderungen der plantaren Druckverteilung im Stehen im Heilungsverlauf noch nicht untersucht. Womöglich könnten diese jedoch einen diagnostischen und prognostischen Wert haben. Ziel dieser Studie war es deshalb, die Änderung der plantaren Druckverteilung im Stehen im Heilungsverlauf nach Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks zu untersuchen.

Hierfür wurden mittels Pedographie (instrumentierte Einlegesohlen mit je 16 Drucksensoren) verschiedene plantare Parameter prospektiv longitudinal bei 61 Patienten und 44 Probanden im zehnssekündigen Stand erhoben. Unterschiede wurden bei Patienten im Vergleich zu gesunden Probanden und zwischen den Frakturtypen untersucht. Die Messung wurde im Heilungsverlauf erstmals innerhalb von vierzehn Tagen nach der operativen Versorgung (V1) durchgeführt und anschließend 30 bis 60 Tage (V2), 70 bis 110 Tage (V3) und 130 bis 230 (V4) Tage nach der Operation wiederholt. Es wurden hierbei die folgenden Parameter analysiert: Die Kraft auf der Fußsohle in % des Körpergewichts, die Belastung des Vorfußes (Zehen), des Mittelfußes, des Rückfußes (Ferse), des Vorfußes, des Rückfußes/dorsalen Stützstrahles, des lateralen Stützstrahles, des medialen Stützstrahles, der lateralen Seite, der medialen Seite, des Metatarsus I, des Metatarsus II, des Metatarsus III, des Metatarsus IV und des Metatarsus V jeweils in Prozent der Belastung des gesamten Fußes und die Lage des Center of pressure (Cop) in anteroposteriorer und mediolateraler Richtung. Zusätzlich wurde über Schmerzfragebögen der Zusammenhang zwischen dem Schmerz und der Kraftbelastung des verletzten Beines untersucht.

Die wichtigsten Ergebnisse der Studie sind:

1. In den Zeiträumen zwischen V1 und V2, sowie zwischen V2 und V3 stieg die Kraft auf dem verletzten Bein signifikant an. Zwischen V3 und V4 erfolgte kein weiterer Kraftanstieg.
2. Im Zeitraum V4 zeigten die Patienten eine höhere Belastung der lateralen Fußsohle, während bei den gesunden Probanden eine signifikant höhere Belastung der medialen

¹ Aufgrund der besseren Lesbarkeit wird im Text das generische Maskulinum verwendet. Gemeint sind jedoch immer alle Geschlechter.

Zusammenfassung

Seite bestand ($p = 0,024$). Passend hierzu lag das Cop bei den Patienten weiter lateral als bei gesunden Probanden ($p = 0,048$).

3. Im Zeitraum V2 belasteten Patienten mit einer Tibiakopffraktur den Vorfuß signifikant mehr als Patienten mit einer oberen Sprunggelenks- oder Tibiaschaftfraktur ($p = 0,002$). Dementsprechend wurde der Rückfuß bei Patienten mit Tibiakopffrakturen in diesem Zeitraum signifikant weniger belastet als bei den anderen beiden Patientengruppen ($p = 0,002$). Auch die Belastung des medialen Stützstrahles war in diesem Zeitraum bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur signifikant höher als bei Patienten mit Tibiaschaft- oder Sprunggelenksfrakturen ($p = <0,001$).
4. Im Zeitraum V3 lag das Cop in mediolateraler Richtung bei Patienten mit Tibiaschaftfrakturen signifikant weiter lateral als bei Patienten mit Sprunggelenksfrakturen ($p = 0,049$).
5. Im zeitlichen Verlauf zwischen V1 und V2 nahm bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur die Belastung des medialen Stützstrahls signifikant mehr zu als bei Patienten mit einer Fraktur des oberen Sprunggelenks ($p = 0,047$). Auch die Belastung des Metatarsus I stieg bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur signifikant mehr als bei Patienten mit einer Sprunggelenksfraktur ($p = 0,003$). Die Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung veränderte sich in diesem Zeitraum bei Patienten mit Tibiakopffrakturen signifikant weiter nach anterior als bei Patienten mit Sprunggelenksfrakturen ($p = 0,008$).
6. Zwischen dem empfundenen Schmerz und der Kraftbelastung des verletzten Beines bestand im zeitlichen Verlauf ein geringer negativer Zusammenhang ($p = 0,141$).

Zusammenfassend lässt sich schlussfolgern, dass Frakturen des oberen Sprunggelenks, des Tibiaschaftes oder des Tibiakopfes die plantare Druckverteilung im Stehen charakteristisch beeinflussen. Messungen der Druckverteilung sind in der Klinik schnell und einfach durchführbar und können, wie die Ergebnisse dieser Studie erstmals zeigen, Veränderungen im Heilungsverlauf darstellen.

1.2 Abstract

Changes in plantar pressure distribution during stance in the course of fracture healing of the lower leg

After a fracture of the upper ankle joint, the tibial shaft or the tibial plateau, patients change their walking and standing behavior due to pain and therapy. According to recent studies, the plantar pressure distribution during walking also appears to change in these patients. Changes in plantar pressure distribution during standing have not yet been investigated during the healing process. However, these could possibly have diagnostic and prognostic value. The aim of this study was therefore to investigate the change in plantar pressure distribution during standing in the course of healing after fractures of the lower leg and upper ankle joint.

For this purpose, pedography (instrumented insoles with 16 pressure sensors each) was used to prospectively record various plantar parameters over time in 61 patients and 44 test subjects in a ten-second stance. Differences were investigated in patients compared to healthy subjects and between fracture types. The measurements were taken for the first time during the healing process within fourteen days after surgical treatment and then repeated 30 to 60 days, 70 to 110 days and 130 to 230 days after the operation. The following parameters were analyzed: The force on the sole of the foot in % of the body weight, the load on the forefoot (toes), the midfoot, the hindfoot (heel), the forefoot, the hindfoot/dorsal support beam, the lateral support beam, the medial support beam, the lateral side, the medial side, metatarsus I, metatarsus II, metatarsus III, metatarsus IV and metatarsus V, each as a percentage of the load on the entire foot and the position of the center of pressure in the anteroposterior and mediolateral directions. In addition, pain questionnaires were used to investigate the relationship between the pain and the force load on the injured leg.

This study is the first to investigate changes in plantar pressure distribution after fractures of the lower leg and upper ankle joint in patients. The most important results of the study are:

1. in the periods between V1 (0 to 14 days postoperatively) and V2 (30 to 60 days postoperatively), and between V2 and V3 (70 to 110 days postoperatively), the force on the injured leg increased significantly. There was no further increase in strength between V3 and V4 (130 to 230 days postoperatively).
2. in the period V4 (130 to 230 days postoperatively), the patients showed a higher load on the lateral sole of the foot, while the healthy subjects had a significantly higher load on the medial side ($p = 0.024$). In line with this, the Cop was further lateral in the patients than in healthy subjects ($p = 0.048$).
3. in period V2 (30 to 60 days postoperatively), patients with a tibial plateau fracture loaded the forefoot significantly more than patients with an upper ankle or tibial shaft fracture ($p = 0.002$). Accordingly, the hindfoot was loaded significantly less in patients with tibial plateau

fractures during this period than in the other two patient groups ($p = 0.002$). The load on the medial support beam was also significantly higher in patients with a tibial plateau fracture than in patients with tibial shaft or ankle fractures during this period ($p = <0.001$).

4. in period V3 (70 to 110 days postoperatively), the center of pressure in the mediolateral direction was significantly more lateral in patients with tibial shaft fractures than in patients with ankle fractures ($p = 0.049$).

5. in the time course between V1 (0 to 14 days postoperatively) and V2 (30 to 60 days postoperatively), the load on the medial support beam increased significantly more in patients with a tibial plateau fracture than in patients with a fracture of the upper ankle joint ($p = 0.047$). The load on metatarsus I also increased significantly more in patients with a tibial plateau fracture than in patients with an ankle fracture ($p = 0.003$). The position of the center of pressure in the anteroposterior direction changed significantly more anteriorly in patients with tibial plateau fractures than in patients with ankle fractures ($p = 0.008$).

6. there was a small negative correlation between the perceived pain and the force load on the injured leg over time ($p = 0.141$).

In summary, it can be concluded that fractures of the upper ankle joint, the tibial shaft or the tibial plateau characteristically influence the plantar pressure distribution during standing. Pressure distribution measurements can be carried out quickly and easily in the clinic and, as the results of this study show for the first time, can show clear changes in the healing process.

2 Einleitung und eigene Fragestellung

2.1 Knochen

2.1.1 Morphologie

Knochen können in verschiedene Typen unterteilt werden: Es gibt lange Knochen (Röhrenknochen), kurze Knochen (z.B. Handwurzelknochen), platte Knochen (bspw. Schulterblatt) und unregelmäßige Knochen (z.B. Wirbel) (Clarke, 2008).

Die in dieser Arbeit primär relevante Tibia zählt zu den langen Knochen. Diese können in die Diaphyse (Schaft bzw. Mittelteil des Röhrenknochens), die Epiphyse (die jeweiligen Enden des Knochens) und die zwischen diesen beiden Teilen liegende Metaphyse unterteilt werden (Lüllmann-Rauch, 2009). In der Epiphysenfuge (Wachstumsfuge) findet in der Kindheit das Längenwachstum der Röhrenknochen statt (Lippert et al., 2010).

Der Knochen besteht aus zwei verschiedenen Bestandteilen; der Spongiosa und der Kompakta. Die Spongiosa liegt im Inneren des Knochens und besteht aus dünnen Platten und Bälkchen (Trabekeln), die wie ein Gitterwerk aufgebaut sind. Die Spongiosa ist so aufgebaut, dass die Trabekel stets nur auf Zug oder Druck beansprucht werden. Zwischen den Trabekeln liegt in den Maschen das Knochenmark. Die Kompakta ist die periphere, dicht strukturierte Rinde des Knochens. Diese kann bei großen Röhrenknochen, wie dem Schienbein, bis zu 10 mm dick sein (Lüllmann-Rauch, 2009).

Die Außenfläche und die Innenfläche des Knochens sind von bindegewebigen Strukturen bedeckt. Außen umgibt das Periost den Knochen, die inneren Oberflächen werden von Endost bedeckt. Das Periost besteht aus dem äußeren Stratum fibrosum und dem inneren Stratum osteogenicum. Die sogenannten Sharpey-Fasern strahlen vom Stratum fibrosum durch das Stratum osteogenicum in die darunter liegende Kompakta und verbinden somit das Periost mit dem Knochen (Clarke, 2008).

2.1.2 Funktion

Knochen haben als enorm hartes Gewebe eine große Druck-, Zug-, Biege- und Verdrehungsfestigkeit. Sie stellen im menschlichen Körper das grundlegende Gerüst dar und erfüllen so primär eine Stützfunktion, aber auch eine Schutzfunktion von inneren Organen oder dem zentralen Nervensystem (Clarke, 2008).

Außerdem findet im Knochen beziehungsweise im roten Knochenmark in den Epiphysen die Blutbildung statt (Paulsen & Waschke, 2017).

Knochengewebe dient zudem als Hauptcalciumspeicher und ist somit im Rahmen des Calcium-Phosphat-Haushaltes auch an Stoffwechselprozessen beteiligt (Clarke, 2008).

2.2 Frakturheilung

Knochengewebe befindet sich ständig im Umbau und kann sich so an akute Belastungen anpassen (Ruchholz & Wirtz, 2021). So hat es die Fähigkeit, narbenlos auszuheilen, indem neu gebildetes Knochengewebe Knochendefekte ersetzt. (Siewert & Brauer, 2010).

Damit eine Fraktur erfolgreich heilen kann, wird eine stabile Frakturfixierung und die adäquate Vaskularisierung des Knochens sowie der umliegenden Weichteile benötigt (Claes et al., 2012). Prinzipiell hängt der Heilungsverlauf von der Lokalisation und der Schwere der Fraktur sowie der Wahl der Therapie ab. Negative Einflussfaktoren stellen das höhere Alter, ein schlechter Allgemeinzustand, eine Immunsuppression, eine Grunderkrankung wie Diabetes mellitus oder Osteoporose, die Einnahme bestimmter Medikamente, wie nicht steroidale Antirheumatika, Protonenpumpeninhibitoren oder Steroide, Durchblutungsstörungen, Infektionen, Nikotin- oder Alkoholabusus oder der Zustand nach einer Strahlen- oder Zytostatikatherapie dar (Claes et al., 2012).

Bei der Knochenheilung werden zwei Arten unterschieden: Die direkte oder primäre Knochenheilung und die indirekte oder sekundäre Knochenheilung (Roberts et al., 2018). Die direkte Knochenheilung kann zudem weiter in die Kontaktheilung und die Spaltheilung unterteilt werden (Hirner & Weise, 2004).

Die Knochenheilung wird durch verschiedene Wachstumsfaktoren, Matrixproteine und Interleukine bewirkt (Claes & Heigele, 1999).

2.2.1 Direkte oder Primäre Frakturheilung

Kontaktheilung

Für die Kontaktheilung ist ein sehr enger Kontakt der Knochenfragmente notwendig, wie es normalerweise nur bei einer operativen Versorgung mit einer stabilen Osteosynthese zu finden ist. Die Frakturheilung erfolgt hier ohne Kallusbildung, indem die Osteone den Bruchspalt direkt in Längsrichtung passieren und die Heilung induzieren. Dafür sind die stabile Fixation der Fragmente sowie eine gute Durchblutung notwendig (Claes et al., 2012).

Spaltheilung

Finden sich zwischen stabil fixierten Knochenfragmenten nach der Osteosynthese minimale Spalte, wird im Heilungsverlauf von Spaltheilung gesprochen. Der Spalt wird anfangs über eine Kallusbildung mit Geflechtknochen gefüllt und erst später im Verlauf durch Lamellenknochen ersetzt (Claes et al., 2012).

Bis die Fraktur endgültig geheilt ist und der Knochen komplett umgebaut ist und dem Zustand vor der Fraktur entspricht, dauert es bei der primären Knochenheilung in der Regel eineinhalb bis zwei Jahre (Niethard et al., 2022). Da die Knochenheilung bei der primären Heilungsform

durch die absolute Stabilität ohne Kallusbildung erfolgt, ist hier eine tatsächliche Wiederherstellung der ursprünglichen Funktion möglich (Kontaktheilung) (Hirner & Weise, 2004).

2.2.2 Indirekte oder Sekundäre Frakturheilung

Die indirekte oder sekundäre Knochenheilung entspricht der physiologischen Knochenheilung. Bei dieser Form der Frakturheilung bleibt zuerst ein Frakturspalt von mehreren Millimetern bestehen, wie es bei konservativem Vorgehen, aber auch bei operativer intramedullärer Schienung (Marknagel) üblich ist. Dieser Spalt wird dann über verschiedene körpereigene Schritte durchbaut (Loi et al., 2016; Roberts et al., 2018).

1. Reaktive Phase: In der anfänglichen Verletzungsphase wird der Frakturspalt durch ein Hämatom gefüllt. Diese Phase dauert circa drei Tage.
2. Reporative Phase: In das Hämatom wachsen Fibroblasten ein und Granulationsgewebe bildet sich, der sogenannte weiche Kallus entsteht. Aus dem Granulationsgewebe entwickelt sich der Geflechtknochen, der provisorische knöcherne Kallus. Diese Phase dauert eine Woche bis Monate.
3. Umbau-Phase: Der Geflechtknochen wird durch Lamellenknochen, den definitiven knöchernen Kallus, ersetzt und überschüssiger Kallus wird im Umbau abgebaut. Diese letzte Phase dauert ein knappes Jahr.

2.3 Anatomie des Unterschenkels

2.3.1 Unterschenkelknochen (Ossa cruris)

Das Unterschenkelskelett wird aus zwei Knochen gebildet, der Tibia (Schienbein) und der Fibula (Wadenbein). Diese sind durch die Membrana interossea verbunden. Die beiden Knochen sind jedoch sehr ungleichwertig in der Größe wie auch in der Funktion. Die Last vom Femur wird zu mehr als 80% über die Tibia auf das Fußskelett übertragen (Aumüller et al., 2017).

Tibiakopf

Das proximale Ende der Tibia stellt der Tibiakopf dar. Dieser ist verbreitert und besteht aus dem medialen und dem lateralen Kondylus. Diese stellen gemeinsam mit den Femurkondylen das Kniegelenk dar (Eboh, 2022).

Tibiaschaft

Der Tibiaschaft, auch Corpus tibiae, hat einen dreikantigen Querschnitt aus Margo anterior, Margo medialis und der zwischen diesen Kanten liegenden Facies medialis. Die Margo anterior zieht von der Tuberositas tibiae nach distal, die Margo medialis vom medialen

Kondylus zum Innenknöchel. Die Facies medialis liegt auf der ganzen Länge direkt unter der Haut und hat damit die größte Anlagerungsfläche an die Haut von allen Knochen. Diese minimale Bedeckung der medialen Tibiafläche führt dazu, dass sie Tibia bei einem direkten Trauma sehr gefährdet ist und offene Frakturen mit einer Durchspießung der Haut relativ häufig sind (Aumüller et al., 2017).

Distale Tibia

Am distalen Ende wird die Tibia wieder breiter und endet im Innenknöchel, dem Malleolus medialis (Hahn & Thies, 2004; Streicher & Reilmann, 2008).

Fibula

Die Fibula ist sehr schlank und trägt nur eine geringe Belastung. Das proximale Ende wird als Caput fibulae bezeichnet, das distale Ende ist der Malleolus lateralis. Die Fibula ist, abgesehen von Caput und Malleolus, komplett von Muskeln umgeben. Am Caput fibulae setzen Bänder und Muskeln des Kniegelenks an, am Corpus fibulae haben die Muskeln der Fibularisgruppe ihren Ursprung und der Malleolus lateralis ist ein Bestandteil des oberen Sprunggelenks (Aumüller et al., 2017).

Verbindungen von Tibia und Fibula

Tibia und Fibula sind durch die Membrana interossea cruris verbunden und können kaum gegeneinander bewegt werden. Die Membrana interossea besteht aus straffem kollagenem Bindegewebe, dient als Ansatz für Beuge- und Streckmuskeln und sorgt sogleich für eine Trennung der beiden Muskellogen der Beuger und Strecker.

Am proximalen Ende des Unterschenkels findet sich die nahezu unbewegliche Articulatio tibiofibularis, in der das Fibulaköpfchen mit dem lateralen Tibiakondylus artikuliert.

Am distalen Ende werden Tibia und Fibula durch die Syndesmosis tibiofibularis zur Malleolengabel verbunden (Hahn & Thies, 2004).

2.3.2 Angrenzende Gelenke des Unterschenkels

Um sowohl die notwendige Stabilität als auch die nötige Beweglichkeit zu ermöglichen, wird die Bewegung des Fußes gegen den Unterschenkel in zwei getrennten einachsigen Gelenken ausgeführt: Über das obere Sprunggelenk (Articulatio talocruralis) und über das untere Sprunggelenk (Articulatio talotarsalis) (Aumüller et al., 2017; Hahn & Thies, 2004).

Das obere Sprunggelenk ist ein Scharniergelenk in dem die Malleolengabel, also Tibia, Fibula und Syndesmose, mit dem Talus interagieren. Die Gewichtsübertragung erfolgt hier primär vom Rollendach der Tibia auf die Trochlea tali. Um die Stabilität zu gewährleisten, hat das

obere Sprunggelenk starke Kollateralbänder (Goost et al., 2014; Lawson et al., 2023; Obionu et al., 2024).

Das untere Sprunggelenk ist ein Scharniergelenk, in dem der Talus mit dem Calcaneus und dem Os naviculare interagiert. Es besteht aus zwei Gelenkhöhlen, der *Articulatio subtalaris* und der *Articulatio talocalcaneonavicularis*, getrennt durch den *Sinus tarsi*. Die Gewichtsübertragung erfolgt hier vom Talus auf die drei Stützstrahlen des Fußes, den dorsalen, den lateralen und den medialen Strahl (Aumüller et al., 2017; Kołodziej et al., 2023). Die Bewegung des Oberschenkels gegen den Unterschenkel erfolgt über das Kniegelenk. Damit verbindet es die längsten Hebelarme des Skeletts (Aumüller et al., 2017). Am Kniegelenk sind das distale Femur, die proximale Tibia und die Patella beteiligt. Man kann es in das Femoropatellargelenk, bestehend aus dem Kontakt des Femurs mit der Patella, und das Femorotibialgelenk, bestehend aus dem medialen und dem lateralen Femurkondylus und dem medialen und dem lateralen Tibiakondylus, unterteilen. Das Kniegelenk wird durch einen komplexen Bandapparat gesichert (Chhabra et al., 2001; Flandry & Hommel, 2011).

2.4 Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks

2.4.1 Systematik

Frakturen können, je nach Entstehungsmechanismus, traumatisch, pathologisch oder durch Ermüdung bedingt sein. Die traumatischen Frakturen können, je nach Art der Ursache, weiter unterteilt werden in direkte und indirekte Frakturen. Bei den direkten Frakturen bricht der Knochen durch äußere Gewalteinwirkung, also beispielsweise durch die Kraft eines PKWs gegen einen Fußgänger (Sammy & Baierlein, 2011). Bei den indirekten Frakturen bricht er durch interne Hebelkräfte wie Torsion, Stauchung oder Biegung, wie beispielsweise beim Supinations-Trauma des oberen Sprunggelenks (Dinstl & Spängler, 1963).

Abhängig von der Anzahl der Knochenfragmente kann man in Zweifragment und Mehrfragmentfrakturen unterteilen und je nach Verlauf der Frakturlinie und Dislokationsform kann die Art der Fraktur noch weiter unterteilt werden, zum Beispiel in Biegungs-, Dreh-, Abriss-, Abscher-, Stauchungs- oder Trümmerfraktur. Die Frakturlinie kann dementsprechend quer, schräg, spiralförmig, längs, y-förmig als Stück oder als Splitter verlaufen (Henne-Bruns et al., 2012).

Um Frakturen im Allgemeinen besser vergleichen und kommunizieren zu können, sowie die jeweils richtige Therapie abzuleiten, gibt es Klassifikationssysteme. Für die Frakturen des oberen Sprunggelenks hat sich weltweit die Einteilung nach Weber etabliert (Weber, 1967). Für Tibiafrakturen ist vor allem die Schatzker-Klassifikation im Gebrauch (Millar et al., 2018). Alternativ wird für sämtliche Frakturen regelmäßig die Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) verwendet. Hier werden die Frakturen mithilfe eines vierstelligen Zahlen-/Buchstabencodes eindeutig klassifiziert. Die erste Stelle steht hier für die

betroffene Körperregion, die zweite für das betroffene Segment, die dritte Stelle für den Schweregrad und die vierte Stelle für eine Gruppe des Schwierigkeitsgrades (Meinberg et al., 2018).

Es wird zwischen offenen und geschlossenen Frakturen unterschieden. Bei offenen Frakturen ist die geschlossene Trennung zwischen Knochen und Außenwelt unterbrochen. Bei beiden Frakturformen wird zudem nach dem Ausmaß des Weichteilschadens unterteilt, denn das Ausmaß des Weichteilschadens ist für die Prognose äußerst relevant und kann auch bei geschlossenen Frakturen enorm sein, wird hier jedoch oft verkannt (Diwan et al., 2018).

Um die Schwere des begleitenden Weichteilschadens sowohl bei offenen als auch bei geschlossenen Frakturen einzuteilen, wird die Klassifikation nach Tscherny und Oestern angewandt (Tscherny & Oestern, 1982). Offene Frakturen können zudem in der Gustilo-Anderson Klassifikationen je nach Schweregrad unterteilt werden (Gustilo & Anderson, 1976).

2.4.2 Frakturen des Unterschenkels

Am Unterschenkel können je nach Unfallhergang verschiedene Frakturen entstehen (Abbildung 1).

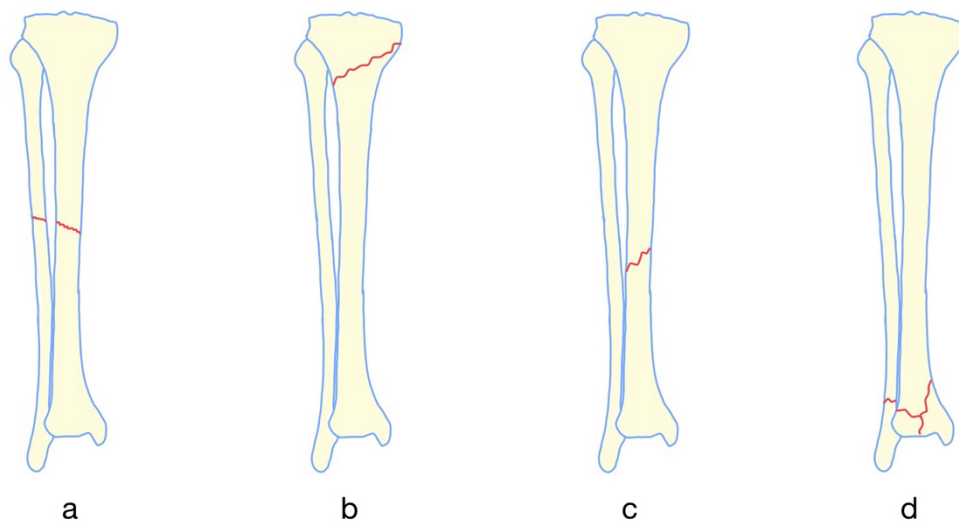


Abbildung 1: Beispiele für Frakturen des Unterschenkels: a) Unterschenkelfraktur b) Tibiakopffraktur c) Tibiaschaftfraktur d) distale Tibiafraktur/Pilon tibiale Fraktur (erstellt von Caroline Stoll)

Unterschenkelfraktur

Als Unterschenkelfraktur wird die kombinierte Tibia- und Fibulafraktur definiert. Offene Frakturen sind relativ häufig, da die Knochen nur wenig von Weichteilen bedeckt sind. Als Pathomechanismus kommen einmal Biegung, Stauchung oder Drehung infrage, wie es beispielsweise beim Skifahren häufig geschieht oder aber ein direktes Anpralltrauma zum Beispiel als relativ häufige Stoßstangenverletzung eines Fußgängers.

Hiervon abzugrenzen sind die isolierten Tibia- oder die isolierten Fibulafrakturen (Mückley et al., 2004; Wade, 1951).

Tibiakopffraktur

Die Tibiakopffraktur ist die proximale Fraktur der Tibia. Sie resultiert aus einem direkten Aufpralltrauma oder einem indirekten Mechanismus wie einer axialen Kompression. Die meisten Tibiakopffrakturen entstehen durch Verletzungen im Zusammenhang mit Kraftfahrzeugen oder durch Verletzungen im Sport. Tibiakopffrakturen, die im Zusammenhang mit PKWs entstehen, werden häufig durch den Kontakt mit der auf dieser Höhe liegenden Stoßstange im Unfallmechanismus verursacht. Sie sind hochenergetisch und führen häufig zu spaltenden Frakturen sowie zu direkten Verletzungen der umliegenden Weichteile. Verletzungen durch Hochleistungssportarten wie beispielsweise Fußball oder Skifahren treten primär bei jungen Erwachsenen mit guter Knochenqualität auf. Bei älteren Menschen mit schlechter Knochenqualität können schon niedrigerenergetische Kräfte zu einer Tibiakopffraktur führen. Bei Frauen über 50 Jahren mit Osteoporose führt dies häufig zu einer Plateaufraktur des niedergedrückten Typs. (Ramponi & McSwigan, 2018).

Tibiaschaftfraktur

Die Tibiaschaftfraktur ist die isolierte Fraktur der Tibia auf Höhe des Tibiaschaftes und entsteht durch ein direktes Trauma. Diese Frakturform ist meistens stabil (Raducha et al., 2019).

Distale Tibiafraktur / Pilon tibiale

Die Pilon-tibiale-Fraktur ist eine distale Unterschenkelfraktur, bei der die Gelenkfläche beteiligt ist. Für diese Frakturart ist eine enorme Gewalteinwirkung nötig, sodass begleitend meist ein großer Weichteilschaden vorliegt (Hahn & Thies, 2004).

Isolierte Fibulafraktur

Die isolierte Fibulafraktur entsteht durch ein direktes Trauma und betrifft knöchern nur die Fibula. Da die Tibia die Hauptlast trägt, können Patienten mit einer isolierten Fibulafraktur meist trotzdem weiter gehen (Fleming, 2018; Wade, 1951).

2.4.3 Frakturen des oberen Sprunggelenks

Die Einteilung der Frakturen des oberen Sprunggelenks nach Weber (Weber, 1967) richtet sich nach der Beziehung der Fraktur zur Syndesmose (Abbildung 2).

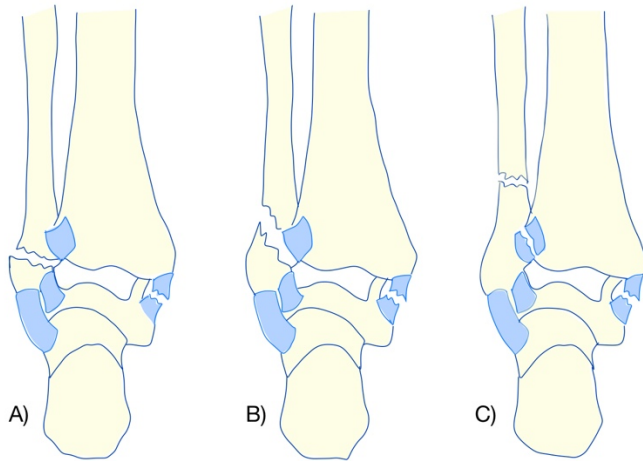


Abbildung 2: Klassifikation nach Weber Typ A-C (geändert nach https://de.wikipedia.org/wiki/Sprunggelenkfraktur#/media/Datei:Weber_Classification_-_latin.svg)

Weber A

Die Weber A Fraktur ist eine quere Abrissfraktur der Fibula distal der Syndesmose. Die Syndesmose, die Membrana interossea und das Ligamentum deltoideum bleiben intakt. Diese Frakturform entsteht durch ein Supinations-Adduktions-Trauma.

Weber B

Die Weber B Fraktur ist eine schräge Abscherfraktur der Fibula auf Höhe der Syndesmose. Dazu kann eine quere Abrissfraktur des Innenknöchels oder eine Ligamentum deltoideum Ruptur vorliegen. In 50% zerreißt die vordere Syndesmose. Diese Frakturform entsteht durch ein Pronations-Eversions-Trauma.

Weber C

Die Weber C Fraktur ist eine schräge Abscherfraktur der Fibula proximal der Syndesmose. Die Syndesmose ist definitiv verletzt und die Membrana interossea bis zur Höhe der Fraktur zerrissen. Diese Frakturform entsteht durch ein Pronations-Eversions-Trauma.

Maissoneuve

Die Maissoneuve-Fraktur ist eine Sonderform der Weber C Fraktur, bestehend aus einer proximalen Fibulafraktur und einer Fraktur oder einer Bandzerreiung am Innenknöchel. Hier zerreißt die Membrana interossea auf der gesamten Strecke distal der Fraktur. Diese Verletzung entsteht im Gegensatz zur isolierten Fibulafraktur durch einen indirekten Pronationsmechanismus (Stufkens et al., 2011).

Bei Frakturen des oberen Sprunggelenks, besonders aber bei Weber B- und Weber C-Frakturen, kann zusätzlich die dorsale Tibiakante abbrechen, was im deutschen Sprachraum

als Volkman-Dreieck und im Englischen als „posterior malleolus“ bezeichnet wird (Andonov, 2023; Serlis et al., 2022).

Die laterale Tibiavorderkante wird als vierter Knöchel (*Malleolus quartus*) bezeichnet und trägt zur knöchernen Stabilität der Malleolengabel bei (Meenen et al., 1993; Rammelt et al., 2021).

Eine Bimalleolarfraktur liegt vor, wenn neben dem Malleolus lateralis auch der Malleolus medialis frakturiert ist (Goost et al., 2014; Lee et al., 2019).

Wenn zusätzlich zur Bimalleolarfraktur auch eine Abtrennung von Kantenfragmenten der Tibia (Volkman-Dreieck oder Tubercule de Chaput) vorliegt, wird diese Form als Trimalleolarfraktur bezeichnet (Andonov, 2023; Serlis et al., 2022).

Wenn ergänzend zur Trimalleolarfraktur auch eine Fraktur der Tibiavorderkante vorliegt, wird diese Form als Quadrimalleolarfraktur bezeichnet (Rammelt et al., 2021).

Erfolgt eine Fraktur mit Ausriss der Tibiavorderkante entlang der unvollständig verknöcherten distalen Epiphysenfuge, liegt die äußerst seltene „Tillaux fracture“ vor (Tran et al., 2023).

Liegt ein fibularseitiger Ausriss der vorderen Syndesmose vor, wird dieser als „Wagstaffe-Fragment“ betitelt (Park et al., 2002; Rammelt et al., 2021).

2.4.4 Versorgung von Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks

Frakturen des Unterschenkels (Unterschenkelschaftfraktur, Tibiakopffraktur, Tibiaschaftfraktur, isolierte Fibulafraktur)

Bei der Therapie von Unterschenkelschaftfrakturen und Frakturen der Tibia kann, wie bei allen Frakturen, zwischen konservativen und operativen Vorgehen unterschieden werden (Gahr et al., 2023; Raducha et al., 2019). Konservative Verfahren sind in Deutschland nur bei geringer Dislokation und hoher Compliance des Patienten üblich und beinhalten eine Ruhigstellung des Beines für sechs bis acht Wochen, beispielsweise bei Schafffrakturen mit Hilfe eines Sarmiento-Gipses (Peter et al., 1988). Dislozierte oder offene Schafffrakturen werden in Deutschland meist operativ versorgt. Bei geschlossenen dislozierten Frakturen kann eine geschlossene indirekte Reposition versucht werden, da diese mit einem geringeren Infektionsrisiko assoziiert ist als die offene Reposition und Stabilisierung (open reduction and internal fixation, ORIF) (Gahr et al., 2023; Raducha et al., 2019). Metaphysäre Frakturen und Tibiakopffrakturen sollten mittels ORIF mit Schrauben- und Plattenosteosynthesen stabilisiert werden (Gahr et al., 2023; Ruiz et al., 2022), Schafffrakturen werden meist mit intramedullären Kraftträgern, wie einem Marknagel oder einem Verriegelungsnagel, versorgt (Raducha et al., 2019). Kann eine erste Reposition bei offener oder luxierter beziehungsweise subluxierter Fraktur präoperativ nicht stabil gehalten werden, wird ein Fixateur externe angebracht, der die Fraktur bis zur endgültigen operativen Versorgung nach der Abschwellung, meist ein paar

Tage nach dem Unfall, stabilisiert (Raducha et al., 2019). In manchen Fällen wird die Fraktur sogar im Fixateur externe ausbehandelt. Die isolierte Fibulaschaftfraktur nach direktem Anpralltrauma wird häufig konservativ behandelt, bei Unterschenkelfrakturen scheint die zusätzliche Fibulafixierung, ergänzend zur Versorgung der Tibia, aber zu besseren Ergebnissen zu führen (Kim et al., 2022).

Fraktur des oberen Sprunggelenks

Auch bei der Therapie von Frakturen des oberen Sprunggelenks kommen konservative oder operative Verfahren zum Einsatz (Goost et al., 2014; Obionu et al., 2024). Eine konservative Therapie wird in Deutschland aufgrund des erhöhten Risikos der Arthroseentstehung nur bei undislozierten Frakturen (meist Weber A, manchmal Weber B) oder bei Patienten in insgesamt sehr schlechtem Allgemeinzustand angewandt. Weber A Frakturen können in einer stabilisierenden Knöchelorthese mit einer frühen schmerzadaptierten vollen Gewichtsbelastung versorgt werden. Alle anderen Frakturformen werden mit einer Unterschenkelgehorthese beziehungsweise einem Vakuumstiefel oder alternativ einem Gips versorgt. Für sechs Wochen soll der Patient in einer solchen Gehorthese schmerzgerecht voll belasten (Goost et al., 2014).

Bei instabilen Frakturen wird eine operative Stabilisierung empfohlen (Goost et al., 2014). Eine Luxation oder eine Subluxation sollte möglichst früh reponiert werden, um das Risiko von Durchblutungsstörungen oder Hautkomplikationen zu verringern (Lawson et al., 2023). Kann die Reposition allein nicht gehalten werden, wird entweder ein externer Fixateur angebracht oder es erfolgt zeitnah die definitive Versorgung mittels ORIF. Die endgültige operative Therapie erfolgt wegen des erhöhten Wundheilungsstörungenrisikos im Fall einer ausgeprägten Weichteilschwellung erst nach dem Abschwellen (Goost et al., 2014; Lawson et al., 2023). Goldstandard ist bei Außenknöchelfrakturen die offene Reposition und Osteosynthese mit Zugschrauben und einer Platte oder ggf. einem Fibulanagel (Goost et al., 2014; Walsh et al., 2022). Im Falle einer Instabilität der Syndesmose müssen zudem eine Stellschraube oder Stelldrähte eingebracht werden, damit die Syndesmose heilen kann (Liu et al., 2022; Tansey et al., 2023). Innenknöchelfrakturen können operativ mit einer Zugschraubenosteosynthese oder einer Drahtcerclage versorgt werden (Uygur et al., 2018). Bei der Maissonneuve-Fraktur wird ebenfalls eine Stellschraube auf Höhe der Syndesmose angebracht, die die Stellung von Tibia und Fibula fixiert und so die Heilung der Bandstrukturen ermöglicht (Goost et al., 2014; Tang et al., 2022).

2.4.5 Postoperatives Verfahren

Es gibt verschiedene postoperative Verfahren, die je nach Fraktur- und Versorgungsform zum Einsatz kommen. Diese variieren im Detail lokal sehr zwischen einzelnen Kliniken und

Operateuren. Es gibt hierzu keine Leitlinie oder gute Evidenz. Beim konservativen Vorgehen folgt üblicherweise eine sechswöchige komplette Ruhigstellung im Gips oder in einer geeigneten Orthese mit Entlastung oder Teilbelastung bis ca. 20 kg. Nach einer Schrauben- oder Plattenosteosynthese erfolgt ebenfalls eine Ruhigstellung in einem Gips oder einer geeigneten Orthese, eine Teilbelastung von ca. 20 Kilogramm ist aber möglich (Goost et al., 2014; Lazarow et al., 2023). Im Fall einer Verletzung der Syndesmose muss nach Einbringen einer Stellschraube oder von Stelldrähten eine Entlastung erfolgen, da die Schraube oder die Drähte sonst brechen können. Diese Implantate werden deshalb schon nach sechs Wochen nach Heilung der Bänder entfernt, um die Aufbelastung zu ermöglichen (Goost et al., 2014; Tang et al., 2022). Bei der Versorgung mit einem Marknagel ist die Vollbelastung bei reizlosen Wunden schon wenige Tage nach der Operation wieder möglich (Schumpelick et al., 2010).

2.4.6 Komplikationen

Durch die operative Versorgung kann es zu Verletzungen von Nerven und Gefäßen kommen (Jeremić et al., 2023). Die häufigste akute Komplikation sind Wundhämatome (Goost et al., 2014). Zudem besteht durch den Eingriff das Risiko einer Infektion in 1,44% der Fälle, beispielsweise einer Markraumphlegmone bei der Versorgung mit einem intramedullärem Nagel, (SooHoo et al., 2009; Turley et al., 2023) oder das Risiko einer Wundrandnekrosen bei 0,1% in den USA (Vanderkarr et al., 2022). Verursacht durch die posttraumatische Schwellung besteht zudem das Risiko für ein Kompartmentsyndrom, wo durch den erhöhten Gewebedruck Nerven und Gefäße abgedrückt werden können. Es entsteht Studien zufolge bei 7,3/100.000 männlichen und bei 0,7/100.000 weiblichen Erwachsenen mit Frakturen der Extremitäten. Am häufigsten entsteht das Kompartmentsyndrom bei Tibiaschaftfrakturen (Kalbas et al., 2023; Raducha et al., 2019). Als seltene Komplikation ist zudem die Osteomyelitis zu nennen (Raducha et al., 2019).

Durch eine Ruhigstellung des Beines besteht ein erhöhtes Thromboserisiko und in der Folge ein erhöhtes Risiko für eine Lungenembolie bei 0,34% der Patienten (Peng et al., 2023; Shi et al., 2023; SooHoo et al., 2009).

Auf längere Sicht besteht bei bis zu 10% der Patienten vor allem das Risiko einer Arthrose des Sprunggelenks oder des Kniegelenks. Auch können Achsenfehlstellungen entstehen. Bleibt die Frakturheilung nach sechs Monaten noch aus, liegt eine Pseudarthrose vor. Bei der Pseudarthrose kann zwischen der hypertrophen (aktiven) und der atrophen (inaktiven) Form unterschieden werden. Bei der hypertrophen Form liegt eine vermehrte Kallusbildung vor, um eine Instabilität im Frakturbereich zu kompensieren. Bei der atrophen Form, auch Defektpseudarthrose genannt, werden die Fragmentenden im Rahmen einer Fragmentnekrose durch eine gestörte Blutversorgung und eine Instabilität abgebaut. Zudem kann die infizierte Pseudarthrose unterschieden werden, bei der eine Osteitis zu

Knochendefekten, Nekrosen, einer Instabilität oder einer Implantatlockerung führen kann. Davon abzugrenzen ist die verzögerte Frakturheilung, was einer ausbleibenden Frakturkonsolidierung nach weniger als sechs Monaten entspricht (Aurich et al., 2018; Goost et al., 2014; Hu et al., 2023; Imhoff et al., 2021).

Eine Fehlheilung durch eine Winkeldeformität kann sowohl bei operativen als auch bei nichtoperativen Behandlungen auftreten. Isolierte Tibiafrakturen neigen dazu, in eine Varusstellung zu driften, kombinierte Tibia- und Fibulafrakturen verfallen vermehrt in eine Valgusstellung. Die Fehlheilungsrate liegt auch bei operativ behandelten Frakturen bei bis zu 40 % und kann zu Deformationen und Funktionsstörungen der Gliedmaßen führen (Raducha et al., 2019).

Um mögliche Komplikationen frühzeitig zu erkennen, ist es wichtig, den Patienten genau zu überwachen. Im Röntgenbild ist die Heilung immer erst verzögert zu sehen, da Kalksalze verzögert eingelagert werden. Bei einer Pseudarthrose dauert es sechs Monate, bis man sie anhand von Röntgenbildern diagnostizieren kann. Deswegen wäre eine zusätzliche Methode, die eine frühzeitige Diagnose von Heilungsstörungen erlaubt, wünschenswert. Außer der Röntgendiagnostik und dem klinischen Eindruck werden in der Klinik derzeit keine weiteren Methoden verwendet. Mögliche Ansätze hierfür sind Gang- und Bewegungsanalysen (Blokhuys et al., 2001; Kleinlugtenbelt et al., 2016; Warmerdam et al., 2023).

2.4.7 Biomechanische Veränderungen im Heilungsverlauf

Viele Gangparameter verändern sich im Heilungsverlauf von Frakturen des Unterschenkels.

Ganggeschwindigkeit und **Schrittlänge** der verletzten Seite steigern sich im Verlauf signifikant. Bezüglich der Ganggeschwindigkeit ist in der aktuellen Literatur eine signifikante Steigerung einheitlich erkennbar, bezüglich der Langzeitveränderungen sind die Ergebnisse in der Literatur jedoch uneinheitlich (Warmerdam et al., 2023). Zwölf Monate nach der Fraktur zeigten sich in der Ganggeschwindigkeit in einer Studie mit Tibiaplateaufrakturen und einer weiteren Studie mit Tibiaschaftfrakturen keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen verletzten und gesunden Kohorten (Elsoe & Larsen, 2017; Larsen et al., 2017). Andere Studien zeigten jedoch, dass zwei Monate bis fünf Jahre nach der Verletzung die Ganggeschwindigkeit und die Schrittlänge bei Patienten im Vergleich zu Kontrollpersonen deutlich kürzer blieben (Fändriks et al., 2021; van Hove et al., 2019; Warschawski et al., 2015).

Sechs bis zwölf Monate nach einer Tibiafraktur erhöhten sich die **Trittfrequenz** und die **Schrittzeit** (Deleanu et al., 2015). Bei Patienten mit Frakturen des oberen Sprunggelenks erhöhte sich die **Stützzeit** des verletzten Beines sechs bis zwölf Wochen nach der Fraktur, blieb im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen aber kürzer (Suciu et al., 2016). Im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen blieben die Stützzeit des verletzten Beines sechs Wochen bis drei Monate nach der Fraktur und die Trittfrequenz vier Monate bis drei Jahre nach proximalen

Tibia- und Knöchelfrakturen niedriger (Hsu et al., 2019; Segal et al., 2014; Suciu et al., 2016; Warschawski et al., 2015). Die **Standzeit** war im verletzten Bein anfangs kürzer als im nicht verletzten Bein, drei Monate nach Knöchelfrakturen sowie sechs bis acht Wochen nach einer proximalen Tibiafraktur ergaben sich jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen der Standzeit des verletzten Beins und der gesunden Kontrollgruppe mehr (Fändriks et al., 2021). Die **Schrittlängenasymmetrie**, der prozentuale Unterschied der Schrittlänge zwischen der verletzten und der nicht verletzten Seite, sank im Heilungsverlauf signifikant, blieb jedoch sechs Monate nach der Fraktur im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen immer noch höher (Kröger et al., 2022; Larsen et al., 2017).

Mehrere Studien zeigten, dass einige **Gelenkkinematik-Parameter** nach Frakturen des Unterschenkels nicht auf ähnliche Werte wie bei den Kontrollpersonen zurückkehrten. So blieb zum Beispiel die Plantarflexion im verletzten Bein auch zwei Jahre nach der Fraktur im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen geringer (Bennett et al., 2021; Kröger et al., 2022).

Die **vertikale Bodenreaktionskraft**, die beim Gehen mit Kraftmessplatten oder Drucksensoren gemessen wird, weist in der Standphase zwei Druckmaxima auf. Ein Maximum während der Belastung und ein Maximum beim Abstoßen. Die Kraft dieser Druckmaxima stieg zwar im Heilungsverlauf signifikant an, blieb jedoch auch sechs Monate nach der Fraktur noch deutlich niedriger als bei gesunden Kontrollpersonen (Fukuchi et al., 2019; Kröger et al., 2022). Die **erzeugte Kraft in Knie- und Knöchelgelenk** beim Gehen, als Produkt aus Moment und Winkelgeschwindigkeit des Gelenks, stieg zwei bis sechs Monate nach einer proximalen Tibiafraktur signifikant an, blieb jedoch nach sechs Monaten im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen signifikant niedriger (Kröger et al., 2022).

2.5 Grundlagen Stand

2.5.1 Anatomie des Fußes

Fußknochen (Ossa pedis)

Der Fuß besteht insgesamt aus 26 Knochen.

Anatomisch wird das Fußskelett in den *Tarsus* (die Fußwurzel aus sieben Fußwurzelknochen), den *Metatarsus* (den Mittelfuß aus fünf Mittelfußknochen) und den *Antetarsus* / die *Digiti pedis* (den Vorfuß aus vierzehn Zehenknochen) gegliedert (Abbildung 3). Zum Tarsus gehören Talus (Sprungbein), Calcaneus (Fersenbein), Os naviculare (Kahnbein), Ossa cuneiformia mediale, intermedium und laterale (Keilbeine) und das Os cuboideum (Würfelbein). Zum Metatarsus zählen die Ossa metatarsi (Mittelfußknochen) I-V, jeweils bestehend aus Basis, Corpus und Caput, das mit der proximalen Phalanx der jeweiligen Zehe artikuliert. Der Antetarsus (die Digiti pedis) besteht aus den fünf Zehen: dem Hallux (Großzehe) aus zwei Phalangen und den Digiti II-V aus je drei Phalangen (Aumüller et al., 2017; Schünke et al., 2018).

Systematisch-anatomisch können am Fuß zwei vom Talus ausgehende „Strahlen“ unterschieden werden, ein medialer Strahl, bestehend aus dem Os naviculare, den drei Ossa cuneiformia und den Ossa metatarsi I-III, und ein lateraler Strahl, bestehend aus dem Calcaneus, dem Os cuboideum und den Ossa metatarsi IV-V (Aumüller et al., 2017).

Klinisch und funktionell wird der Fuß in den *Rückfuß*, bestehend aus Talus und Calcaneus, den *Mittelfuß*, bestehend aus dem Os cuboideum, dem Os naviculare, den Ossa cuneiformia und den Ossa metatarsi, und den *Vorfuß*, aus Metatarsus und Zehen bestehend aus Grund-, Mittel- und Endphalangen, unterteilt (Schünke et al., 2018). Aus funktioneller Sicht werden am Fuß drei Strahlen unterschieden, die der Übertragung der Last dienen: ein kurzer dorsaler Stützstrahl, ein medialer und ein lateraler Stützstrahl (Aumüller et al., 2017).

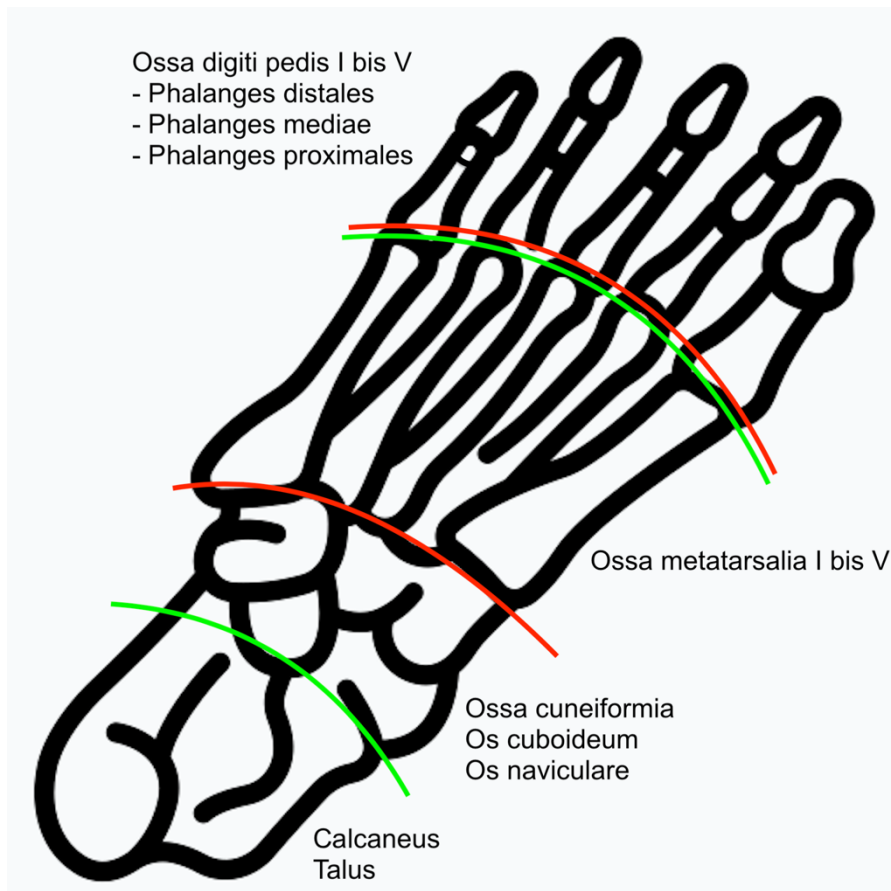


Abbildung 3: Unterteilung der Fußknochen nach anatomischer Einteilung (rot) in Antetarsus, Metatarsus & Tarsus und nach funktioneller (grün) Einteilung (grün) in Vorfuß, Mittelfuß & Rückfuß (geändert nach https://www.flaticon.com/free-icon/foot_2416886?term=foot+bones&related_id=2416886)

2.5.2 Plantare Druckbelastung

Lastübertragung

Der Fuß und der Unterschenkel stehen senkrecht zueinander. Die Übertragung des Gewichts vom Unterschenkel auf den Fuß läuft über den Talus des oberen Sprunggelenks. Der Großteil der Last wird von der Tibia an die Trochlea tali weitergegeben, ein kleiner Teil von der Fibula

an den Processus lateralis tali. Vom Talus wird das Gewicht an die Tarsal- und Metatarsalknochen weitergegeben und auf die Auflagepunkte des Fußes am Boden verteilt. Damit der Mensch stabil stehen kann, sind drei Auflagepunkte am Fuß nötig: das Tuber calcanei, das Caput des Os metatarsi I und das Caput des Os metatarsi V. Beim Stehen auf beiden Füßen reichen zwei Auflagepunkte pro Seite, also insgesamt vier Auflagepunkte, für einen sicheren Stand. Das Gewicht liegt primär auf dem Tuber calcanei und dem Caput des Os metatarsi I, die Zehen sind für die Statik wenig relevant. Das Gewicht wird vom Talus über drei Stützstrahlen auf die Auflagepunkte verteilt. Diese Stützstrahlen sind ein dorsaler, ein medialer und ein lateraler Strahl, bestehend aus mehreren Knochen (Aumüller et al., 2017; Schünke et al., 2018):

Der *dorsale Strahl* zieht kurz und recht steil zum Tuber calcanei und beinhaltet dementsprechend nur den Calcaneus.

Der *mediale Strahl* zieht vom Taluskopf über das Os naviculare und das Os cuneiforme mediale zum Os metatarsi I und dessen Caput.

Der *laterale Strahl* zieht ebenfalls über den Calcaneus weiter über das Os cuboideum zum Os metatarsi V und dessen Caput.

Dieses Stützstrahlsystem entspricht Fußabdrücken und der Hornhautbildung der Fußsohle durch Druckbelastung deutlich mehr als die rein anatomische Unterteilung. Denn auch bei einem Fußabdruck finden sich die Druckmaxima unter dem Tuber calcanei, dem Caput des Os metatarsi I und weniger stark unter dem Caput des Os metatarsi V.

Da die Stützstrahlen nach kaudal vorne und hinten ziehen, entsteht so eine Gewölbekonstruktion in der Längsachse des Fußes (Aumüller et al., 2017; Schünke et al., 2018).

Fußgewölbe

Beim Aufbau des Fußes sind ein Längs- und ein Quergewölbe zu erkennen (Schünke et al., 2018).

Das Längsgewölbe ist medial höher als lateral. Der laterale Rand liegt dem Boden komplett auf, der mediale Rand hat bis auf die Basis des Os metatarsi I keinen Kontakt zum Boden. Obwohl der laterale Teil dem Boden aufliegt, ist die Druckbelastung zwischen dem Caput Os metatarsi V und dem Tuber calcanei sehr gering. Das Längsgewölbe ist sehr asymmetrisch, weil der dorsale Stützstrahl verhältnismäßig sehr kurz ist.

Das Quergewölbe sorgt dafür, dass lediglich die Köpfe des Os metatarsi I und des Os metatarsi V in der vorderen Reihe der Mittelfußknochen druckbelastet auf dem Boden aufliegen. Dies ist in der Form der Ossa cuneiformia intermedium und laterale begründet, da diese quer zur Längsachse des Fußes stehenden Keilen nach unten entsprechen. Folglich müssen das Os cuneiforme mediale und das Os cuboideum tiefer positioniert werden. Diese

Querwölbung wird auch im Metatarsus weitergeführt, sodass Os metatarsi I und V am tiefsten liegen und ihre Köpfe mit der Druckbelastung auf dem Boden liegen. Die Ossa metatarsi II, III und IV befinden sich normalerweise in der Luft und ihre Köpfe liegen mit nur sehr wenig Druckbelastung dem Boden auf (Aumüller et al., 2017).

Center of pressure (Cop) / Druckzentrum und Center of mass (Com) / Massezentrum

Sobald eine Person steht, übt ihr Körper eine Kraft auf den Boden aus, auf die der Boden reagiert, indem er dieselbe und entgegengerichtete Kraft, die Bodenreaktionskraft, ausübt. Ruhiges Stehen ist die Gleichgewichtsfähigkeit das Massezentrum (Com) oder den Druckschwerpunkt auf einen Punkt (Cop, Abbildung 4) einzuschränken (Richmond et al., 2021).

Das Com ist das Massezentrum und stellt den Schwerpunkt der gesamten Masse eines Körpers dar. Das Cop ist das Druckzentrum, der durchschnittliche Punkt, auf den der gesamte Druck vom Körper auf den Boden konzentriert ist, also der Punkt, an dem der Druck des Körpers getrennt für rechts und links unter den Fußsohlen liegen würde, wenn er auf einen einzelnen Punkt konzentriert wäre (Richmond et al., 2021; Ruhe et al., 2011). Physikalisch betrachtet ist das Cop der Druckmittelpunkt, an dem sich der vertikale Vektor der Bodenreaktionskraft befindet (Abbildung 5) (Jamshidi et al., 2010). Das Cop stellt die Körperschwankungen und die Kräfte, die den Körperschwerpunkt innerhalb der Standfläche halten, dar (Winter, 1995).

Das Com wird üblicherweise über Bewegungs-Erfassungs-Systeme gemessen, das Cop über Kraftmessplatten. Die Bewegung des Com stellt vermutlich die anfängliche Herausforderung für das Gleichgewicht dar, während die Position und die Positionsveränderungen des Cops vermutlich die Versuche des Nerven- und Muskel-Skelett-Systems sind, auf diese Herausforderungen zu reagieren. Das führt zu einem ständigen leichten plantaren Schwingen im Stehen, erkennbar am leichten Schwanken des Cops. Maße der Verschiebung des Cops wie die Bahnlänge, die Gesamtauslenkung oder der Schwankungsbereich ermöglichen eine Interpretation der Haltungsstabilität während des ruhigen Stehens. Diese Maße stellen die Gesamtdistanz des Cops dar, die der Proband in einer bestimmten Zeit zurückgelegt, während er versucht, ruhig und statisch zu stehen. (Richmond et al., 2021). Deswegen wird das Cop oft als Index für die Haltungsstabilität im Stehen genutzt (Ruhe et al., 2011).

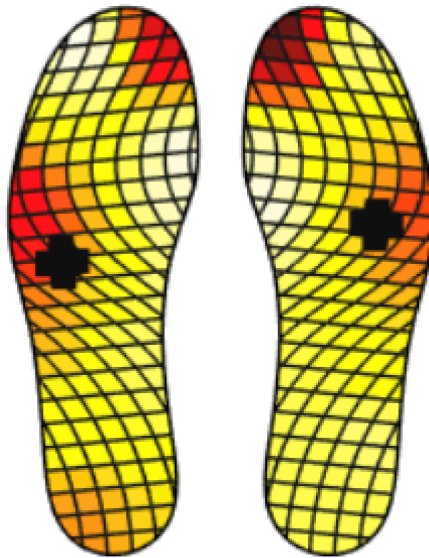


Abbildung 4: Druckbelastung auf einem Fußpaar mit eingezeichnetem Cop als schwarzes + pro Fuß im Stehen (Screenshot aus der Moticon Science-Software)

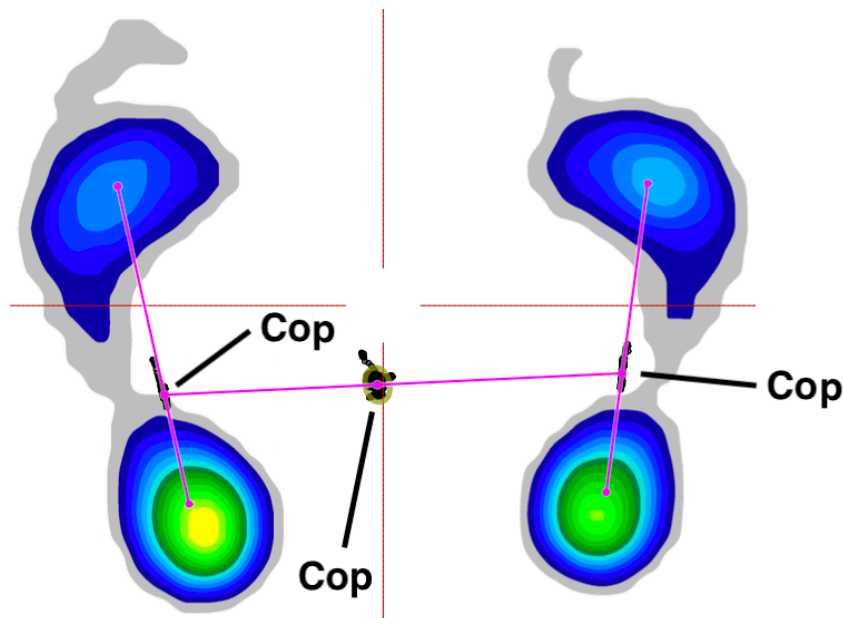


Abbildung 5: Druckbelastung der Füße im Stehen mit dem eingetragenen Cop pro Fuß und dem Cop des gesamten Körpers in der Mitte zwischen den Füßen (Screenshot aus der Zebris FDM Software)

Fußstellung im Stand

Der Fuß und der Unterschenkel stehen im Stand im rechten Winkel zueinander. Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk liegen normalerweise auf einer Geraden, der Traglinie des Beines, der sogenannten Mikulicz-Linie. Diese Linie führt vom Drehzentrum des Femurkopfes über die Eminentia intercondylaris des Tibiaplateaus zur Mitte der Malleolengabel. Der Fuß, beziehungsweise das obere Sprunggelenk, liegt dementsprechend unter dem Hüftgelenk (Schünke et al., 2018).

Die sogenannte Tibiatorsion, also die Drehung des distalen Tibiaendes nach außen, sorgt für eine notwendige Überkompensation dieser Drehung, was dazu führt, dass die Füße im Stand

leicht nach außen zeigen (Aumüller et al., 2017). Im normalen aufrechten Stand, bei leicht nach außen zeigenden Füßen, zieht die Traglinie annähernd vertikal durch die Mitte der drei großen Gelenke, Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk (Schünke et al., 2018).

2.5.3 Pedobarographie

Messungen des Drucks unter der Fußsohle sind prinzipiell mit Kraftmessplatten und mit instrumentierten Einlegesohlen mit Drucksensoren möglich (Subramaniam et al., 2022; Wolff et al., 2023). Häufig sind Kraftmessplatten in Laufbändern verbaut (Buurke et al., 2023). Während Kraftmessplatten in der Vergangenheit der Goldstandard waren und noch immer deutliche Vorteile in der Datenqualität (Frequenz, Auflösung, Drift etc.) gegenüber Sensorsohlen bieten, konnten Sensorsohlen in den letzten Jahren erheblich verbessert werden. Auch gehören zu den bisherigen Schwächen der Sensorsohlen die häufig geringe Haltbarkeit, Benutzerfreundlichkeit, Kalibrierung, Hysterese, begrenzte Batterielebensdauer und Datenspeicherkapazität und damit verbunden die Beschränkung auf niedrige Abtastfrequenzen, die mit höheren Fehlerraten verbunden sind (Elstüb et al., 2022; North et al., 2012; Subramaniam et al., 2022). Aktuell ist die Datenanalyse noch sehr komplex und fortgeschrittene Algorithmen und Werkzeuge sind dafür notwendig. Dies schränkt die Nutzbarkeit im klinischen Alltag ein, um sinnvolle Schlussfolgerungen aus den entsprechenden Daten ziehen zu können (Anderson et al., 2022; Chatzaki et al., 2022). Einige technische Probleme konnten in den letzten Jahren allerdings behoben werden, sodass die Einlegesohlen besser verwendbar geworden sind. Häufige Parameter der Ganganalyse mit Einlegesohlen sind Ganggeschwindigkeit, Schrittfrequenz, Schrittlänge, Schrittbreite, Standzeit, Schwungzeit, Geschwindigkeitsvariabilität, Kraftbelastung, Spitzendrücke, die Lage des Cops oder die Asymmetrie zwischen den beiden Füßen (Wolff et al., 2023). Auch die Plantardruckverteilung ist Teil verschiedener auf Einlegesohlen basierender Ganganalysen (Subramaniam et al., 2022). Die Messungen mit Einlegesohlen können entweder in einem Ganglabor oder überall im Alltag durchgeführt werden. Im Ganglabor können die Daten direkt erfasst und gespeichert werden und bei relativ kurzen Messzeiten hohe Frequenzen verwendet werden, die eine optimale Aufnahme ermöglichen. So kann zum Beispiel einheitlich auf einem Laufband bei beispielsweise vier km/h für eine optimale Vergleichbarkeit und bei sehr guter Auflösung gearbeitet werden. Im Alltag wird die Messung durch die Akkukapazität und relativ geringe Speicherkapazitäten eingeschränkt. So können hier nur niedrigere Frequenzen verwendet werden, damit bei geringerer Auflösung länger gemessen werden kann (Elstüb et al., 2022; North et al., 2012; Subramaniam et al., 2022; Wolff et al., 2023).

2.5.4 Einflussfaktoren auf den Stand sowie Änderungen im Alter und bei verschiedenen Erkrankungen

Es gibt viele Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung im Stehen.

Im **Alter** finden sich andere plantare Druckverteilungen als in jungen Jahren. Ältere Menschen haben flachere Füße, eine reduzierte Bewegungsfreiheit in den Gelenken, oft Arthrose, eine reduzierte Propriozeption, eine reduzierte Kraft, und eine höhere Prävalenz von Fußdeformitäten und Gleichgewichtsstörungen (Low et al., 2017; Scott et al., 2007). Dies alles beeinflusst das Belastungsmuster unter dem Fuß.

Die nachlassende Leistungsfähigkeit des sensomotorischen Systems mit zunehmendem Alter führt zu einer Verschlechterung des Gleichgewichtssystems und so zu einem vermehrten Schwingen des Cops im Stehen (Ruhe et al., 2011).

Neurologische Erkrankungen wie zum Beispiel Morbus Parkinson, der zu einem verschlechterten Gleichgewichtssystem führen kann, oder auch Multiple Sklerose, die eine schlechtere Haltungsstabilität mit sich bringen kann, beeinflussen die plantare Druckbelastung und das Cop (Richmond et al., 2021; Shin & Ahn, 2020; Terra et al., 2020). Jegliche Erkrankungen, die das Gleichgewicht beeinflussen, wie es besonders häufig in der Neurologie oder der Hals-Nasen-Ohren-Abteilung zu finden ist, können dadurch zu einer Veränderung der plantaren Druckverteilung führen. Solche Gleichgewichtsstörungen können dann wieder Einfluss auf die plantare Druckverteilung und gerade auch auf die Auslenkung des Cops haben (Richmond et al., 2021; Scott et al., 2007; Shin & Ahn, 2020; Terra et al., 2020).

Patienten mit unspezifischen unteren **Rückenschmerzen** weisen eine größere Haltungsinstabilität auf als gesunde Kontrollen. Sie haben im Vergleich zu gesunden Probanden ein erhöhtes Schwanken des Cops vor allem in anteroposteriorer Richtung. Die ungenaue Schätzung der Lage des Körperschwerpunkts durch sensorische Schäden bei Rückenschmerzpatienten kann dann zu einer Vergrößerung der Cop Auslenkungen führen. Die verminderte Haltungsstabilität bei den Patienten mit Rückenschmerzen ist mit dem Vorhandensein von Schmerzen bei diesen verbunden, es gibt jedoch keine Korrelation zwischen der Schmerzintensität und dem Ausmaß der Cop Auslenkung (Ruhe et al., 2011). Zudem kann jeglicher **Schmerz** den ruhigen Stand verändern, indem er zu einer verminderten Muskelkontrolle führt, was zu einem verstärkten Haltungsschwanken führen kann (Ruhe et al., 2011).

Auch das eigene **Körpergewicht** hat einen Einfluss auf die plantare Druckverteilung. Adipöse Menschen üben logischerweise erhöhte plantare Drücke aus, auffällig ist aber eine signifikante Druckerhöhung unter den Fersen-, Mittelfuß- und Mittelfußköpfen II und IV bei Männern und III und IV bei Frauen. Dementsprechend spielt auch das **Geschlecht** eine Rolle bei der plantaren Druckverteilung im Stehen (Hills et al., 2001).

Auch die **Fußstellung** hat einen Einfluss auf die plantare Druckverteilung. Die Cop Auslenkung unterscheidet sich bei plantigrader, equinuser, invertierter und evertierter Fußstellung. Beim Equinus-Fuß findet sich beispielsweise eine größere medio-laterale Bewegungsamplitude des Cops verglichen mit dem plantigraden, invertierten und evertierten Fuß. (Lugade & Kaufman, 2014). Zudem finden sich zum Beispiel große Unterschiede in Vorfußdruck und Vorfußkraft zwischen Planus- und Cavusfüßen (Buldt et al., 2018).

Patienten mit **Hallux valgus** zeigen einen erhöhten Spitzendruck unter den lateralen Mittelfußköpfen (Roy, 1988). Patienten mit Hallux valgus und Metatarsalgie haben zudem eine erhöhte Cop Geschwindigkeit beim Gehen im Vergleich zu normalen Füßen (Lugade & Kaufman, 2014).

Zudem können jegliche **Verletzungen des muskuloskelettalen Systems** zu Veränderungen in der plantaren Druckverteilung führen. Gerade auch Verletzungen der unteren Extremität wie zum Beispiel **Frakturen** üben hier einen großen Einfluss aus. Wie bereits oben erwähnt können Schmerzen zu einer veränderten plantaren Belastung führen. Patienten mit Verletzungen nehmen oft eine Schonhaltung ein, um Schmerzen am Ort der Verletzung zu umgehen. Eine solche Haltungsänderung kann dann zu einer veränderten plantaren Druckverteilung führen. Bei Verletzungen erhalten die Patienten oft Schienen oder Orthesen, die erneut die Haltung beeinflussen und sie sollen die verletzte Extremität oft auch nur wenig belasten. Werden Verletzungen operativ versorgt, bekommen die Patienten oft eine Gewichtsbelastungsgrenze für die verletzte Extremität genannt, die sie nicht überschreiten sollen, was den plantaren Druck natürlich ebenfalls verändert. Dass plantare Belastungsänderungen bei Frakturen oder Verletzungen der unteren Extremität bestehen, wurde im Gehen bereits untersucht, für das Stehen gibt es aber noch keine Studien (Fernández-Gorgojo et al., 2023; Hirschmüller et al., 2011; Mehlhorn et al., 2017).

Möglicherweise könnten auch verheilte Frakturen einen Einfluss auf die plantare Belastung haben. Frakturen verheilen manchmal in Fehlstellung, was zum Beispiel zu leicht veränderten Fuß- oder Beinstellungen führen kann. Nach einer Calcaneusfraktur beispielsweise behalten Patienten häufig eine abgeflachte Ferse zurück. Typische biomechanische Veränderungen der plantaren Druckverteilung sind in der Folge eine erhöhte Belastung des Rück- und Mittelfußbereichs, eine breitere Fersenkontaktfläche und ein erhöhter Spitzendruck unter dem Mittelfuß und dem fünften Mittelfußknochen (Hirschmüller et al., 2011).

Aber auch **internistische Erkrankungen** können einen Einfluss auf die plantare Druckverteilung haben. Patienten mit Diabetes mellitus können beispielsweise als Folge der Stoffwechselerkrankung einen Diabetischen Fuß bekommen und dadurch ein verändertes Plantardruckverteilungsmuster mit erhöhtem Spitzendruck aufweisen (Robinson et al., 2013).

Tabelle 1: Veränderung des plantaren Belastungsmusters bei verschiedenen Ursachen

Ursache	Veränderung des plantaren Belastungsmusters
Alter	Verringerte maximale plantare Kraft, vermehrtes Schwingen des Cops
Morbus Parkinson, Multiple Sklerose, Gleichgewichtsprobleme	Veränderung der Auslenkung des Cops
Chronische Rückenschmerzen	Vergrößerung der Cop Auslenkung
Schmerz	verstärktes Haltungsschwanken
Übergewicht	erhöhte plantare Drücke unter den Fersen-, Mittelfuß- und Mittelfußköpfen II und IV bei Männern und III und IV bei Frauen
Equinus-Fußstellung	größere medio-laterale Bewegungsamplitude des Cops
Hallux valgus	erhöhten Spitzendruck unter den lateralen Mittelfußköpfen, erhöhte Cop Geschwindigkeit
Calcaneusfraktur	erhöhte Belastung des Rück- und Mittelfußbereichs, erhöhter Spitzendruck unter dem Mittelfuß und dem fünften Mittelfußknochen
Diabetischer Fuß	Erhöhter Spitzendruck

2.6 Veränderungen der plantaren Belastung im Gehen nach Frakturen

Zu Veränderungen der plantaren Belastung nach Frakturen existieren mehrere Studien, die sich alle auf das Gehen beziehen.

Patienten weisen nach Frakturen des oberen Sprunggelenks oder des Unterschenkels oftmals Asymmetrien zwischen den Füßen sowie veränderte plantare Druckverteilungen im Gehen auf (Fernández-Gorgojo et al., 2023; Schmidt et al., 1999). Im Tiermodell kann nach Frakturen eine Veränderung von Gangparametern wie z. B. die Koordination zwischen den Gliedmaßen, der Druck auf die Pfoten, die Fläche des Pfotenabdrucks, die Dauer der Standphase, die Dauer der Schwungphase, die Schrittlänge und die Schwunggeschwindigkeit beobachtet werden. So wird die verletzte Gliedmaße vermehrt am Körper getragen, weniger Gewicht und somit Druck auf diese übertragen und die Standzeit auf dieser reduziert. Dies findet sich auch beim Menschen (Mcveigh et al., 2020).

Mehrere Studien haben gezeigt, dass sich der Plantardruck im Gehen mindestens ein Jahr nach einer Fraktur des Unterschenkels im Vergleich zur gesunden Seite mehr nach lateral verlagert hat (Agar et al., 2022; Becker et al., 1995; Falzarano et al., 2018; Jansen et al., 2013; Perttunen et al., 2000).

Laut einer Studie von Becker et al. (1995) wird bei Patienten mit erfolgreicher chirurgischer Behandlung von dislozierten Knöchelfrakturen zwölf bis 36 Monate nach der Fraktur wieder eine Gangsymmetrie erreicht. Nur sechs von vierzig Patienten wiesen eine unzufriedenstellende Gangsymmetrie auf. Auffällig war in der Studie jedoch eine signifikante Lastasymmetrie in der Verteilung des Plantardrucks. Es fand sich während des Gehens eine erhöhte Belastung im lateralen Vorfuß des verletzten Beines bei Patienten mit zufriedenstellendem Symmetrie-Ergebnis und ein verminderter Druck unter den Mittelfußköpfen von Patienten mit unzufriedenstellendem Ergebnis. So kann eventuell davon ausgegangen werden, dass eine veränderte Plantardruckverteilung vom Patienten als Kompensationsmechanismus genutzt wird, um wieder einen symmetrischen Gang zu ermöglichen und aufrechtzuerhalten (Becker et al., 1995).

Bei Tibiafrakturen deutet eine Studie von Perttunen et al. (2000) auf eine unvollständige Wiederherstellung des symmetrischen Gangbildes hin. Die Spitzendruckpunkte unter dem Fuß waren im Seitenvergleich verschieden, wobei auch hier auf der operierten Seite der Druck im lateralen Vorfußbereich höher lag. Dies könnte Versuche des Patienten darstellen, die Belastung des Beines während der Standphase zu verändern, um schmerzhaft Belastungen zu verringern (Perttunen et al., 2000).

Die meisten betrachteten Studien zeigen eindeutig, dass nach Frakturen des oberen Sprunggelenks oder nach Frakturen am Unterschenkel im Gehen eine veränderte plantare Druckverteilung des verletzten Fußes resultiert. Mehrere Studien zeigten, dass eine vermehrte laterale Belastung oder eine vermehrte laterale Vorfußbelastung im Gehen typisch nach Frakturen des oberen Sprunggelenks oder des Unterschenkels ist (Becker et al., 1995; Fernández-Gorgojo et al., 2023; Perttunen et al., 2000; Schmidt et al., 1999).

In einer Studie, in der Einlegesohlen im Alltag in den Schuhen getragen wurden, wurde jedoch bei sieben Patienten in den Wochen nach der Schienbeinschaft- oder Knöchelfraktur eine Verschiebung des Druckzentrums nach hinten festgestellt (Lajevardi-Khosh et al., 2019).

In einer Studie, die 10 Patienten nach Knöchelfrakturen untersuchte, wurden signifikante Korrelationen zwischen der Belastung im täglichen Leben und der visuellen analogen Schmerzskala identifiziert (Braun et al., 2016).

Zusammenfassend zeigen Ganganalysen, dass sich der Plantardruck im Heilungsverlauf von Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks teilweise zuerst nach hinten verlagert (Lajevardi-Khosh et al., 2019), und dass mindestens ein Jahr nach der Fraktur eine vermehrte laterale Belastung festzustellen ist (Agar et al., 2022; Becker et al., 1995; Jansen et al., 2013; Perttunen et al., 2000).

Auch bei anderen Verletzungen an den Füßen kann eine Veränderung der plantaren Druckverteilung im Gehen festgestellt werden.

Eine Studie zu Lisfranc-Verletzungen zeigte mehr als 57 Monate nach der operativen Versorgung, dass der verletzte Fuß nicht das funktionelle, radiologische oder pedobarographische Vergleichsniveau des unverletzten Fußes erreicht. In der pedobarographischen Untersuchung waren die maximale Kraft, der Gesamtpitzendruck und die Kontaktfläche im Vergleich zu den unverletzten Füßen reduziert. Außerdem verringerte sich die Kontaktzeit der verletzten Füße im Mittelfuß (Eceviz et al., 2021).

In einer systematischen Überprüfung mehrerer Studien zu intraartikulären Calcaneusfrakturen wurden ebenfalls Veränderungen der plantaren Druckverteilung drei bis 122 Monate nach der operativen Versorgung belegt. So zeigte diese eine Lateralisierung des Cops, einen verminderten Druck unter dem Rückfuß, unter dem ersten und dem zweiten Zeh und einen erhöhten Druck unter dem Mittelfuß und dem Vorfuß. Studien dieser Überprüfung, in denen der Vorfuß in mediale, zentrale und laterale Bereiche unterteilt wurde, fanden alle erhöhte Drücke auf der lateralen Seite (Sanders et al., 2020). Auch Hirschmüller et al. identifizierten eine erhöhte Belastung des Rück- und Mittelfußbereichs, eine breitere Fersenkontaktfläche und einen erhöhten Spitzendruck unter dem Mittelfuß und dem fünften Mittelfußknochen nach Calcaneusfrakturen (Hirschmüller et al., 2011).

Eine weitere Studie, die sich mit Talusfrakturen beschäftigte, untersuchte den Gang 20 bis 122 Monate nach der operativen Versorgung. In der Pedographie konnte hier kein signifikanter Unterschied in Bezug auf Kraft, Druck, Kontaktzeit oder Abrollvorgang im Gehen zwischen dem frakturierten Fuß und der anderen Seite festgestellt werden (Fenwick et al., 2020).

Es ist jedoch noch nicht untersucht worden, wie sich der Druck nach Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks im Stehen ändert.

Lediglich eine Studie von Pawik et al. (2021) untersuchte Veränderungen der plantaren Druckverteilung im Stehen nach Tibiafrakturen. Hier wurden jedoch nur Tibia Pseudarthrosen betrachtet und diese Pseudarthrosen wurden alle mit dem sogenannten Ilizarov Fixateur externe versorgt. Eingeschlossen wurden 24 Patienten und 32 gesunden Probanden in einer Kontrollgruppe. Diese Studie stellte zu einem einmaligen Zeitpunkt zwei bis fünf Jahre nach der Fraktur keinen Unterschied in der Symmetrie zwischen dem verletzten und dem unverletzten Bein im Stehen fest. Auch zwischen den Patienten und den gesunden Probanden wurde kein Unterschied festgestellt. Diese Studie analysierte jedoch lediglich die Gesamtfußbelastung und unterteilte in Vorfuß und Rückfuß. Weitere Unterteilungen wie beispielsweise in eine laterale und eine mediale Seite, bei der im Gehen in mehreren Studien signifikante Unterschiede feststellbar waren, wurden leider nicht untersucht (Pawik et al., 2021).

Für den Einsatz in der Klinik wäre eine Messung im Stand sehr schnell und leicht durchführbar, und damit auch für den regulären klinischen Einsatz kostengünstig durchführbar. Ziel der vorliegenden Arbeit war es deshalb, erstmalig Pedographie-Messungen bei Patienten mit

Unterschenkel- und Sprunggelenksfrakturen prospektiv im Heilungsverlauf durchzuführen und zu beschreiben, wie sich die plantare Druckverteilung im Stand im zeitlichen Verlauf erholt.

2.7 Schmerz nach Frakturen

Schmerzen können einen Einfluss auf die plantare Druckverteilung nach Frakturen haben, was im Folgenden untersucht werden soll. Durch ein Frakturereignis werden die das Periost versorgenden Nervenfasern mechanisch verformt. Dies führt dazu, dass sich diese Nervenfasern schnell entladen und dem Gehirn den anfänglichen scharfen Frakturschmerz signalisieren. In einem Zeitraum von Minuten bis Stunden werden Neurotransmitter, Zytokine und Nervenwachstumsfaktoren an der Frakturstelle freigesetzt. Diese stimulieren sensorische und sympathische Nervenfasern, wodurch der stechende Schmerz bei Bewegung und der dumpfe Schmerz in Ruhe entstehen. Innerhalb weniger Minuten nach einer Knochenfraktur setzen eine Vielzahl von Stroma- und Entzündungszellen Mediatoren frei, die Nozizeptoren. Dies führt zu einer Hyperinnervation des Knochenmarks, des mineralisierten Knochens und des Periosts, sodass die normalerweise harmlose Stimulation eines Knochennozizeptors nun als schädliches Ereignis wahrgenommen wird (Mitchell et al., 2018).

Bei einer Fraktur treten die Schmerzen unmittelbar nach dem Frakturereignis auf und lassen bei normaler Knochenheilung wieder nach. Während direkt nach dem Frakturereignis oder der operativen Versorgung fast immer Schmerzen auftreten, hängen die Stärke und die Dauer der Schmerzen von vielen Faktoren wie zum Beispiel Alter, Geschlecht, BMI oder Genetik ab. Im Mausmodell wurde ein Höhepunkt an schmerzbedingtem Verhalten ein bis vier Tage nach der Fraktur gezeigt (Mitchell et al., 2018). Die Reposition und Stabilisierung der Fraktur reduzieren den Schmerz beim Menschen (Alves et al., 2016). Für eine erfolgreiche Knochenheilung und einen möglichst geringen Knochen- und Muskelmasseverlust sind die Bewegung und die mechanische Belastung des Knochens relevant (Mitchell et al., 2018). Eine frühe Nutzung des frakturierten Knochens erhöht die Wahrscheinlichkeit einer erfolgreichen Knochenheilung (Alves et al., 2016). Der häufigste Grund für eine verzögert beginnende Bewegung des Knochens ist das Auftreten von Schmerzen, das den Patienten einschränkt. Eine fehlende Schmerzlinderung kann somit zu einem Verlust von Knochen- oder Muskelmasse und auch zum Verlust von Mobilität führen (Mitchell et al., 2018). Deswegen werden Schmerzen nach einer Fraktur mit nichtsteroidalen Entzündungshemmern oder auch mit Opiaten behandelt. Nichtsteroidale Entzündungshemmer können zwar einerseits Schmerzen lindern, andererseits aber eventuell auch die Frakturheilung durch eine Verlangsamung der Kallus- und der Knochenbildung verzögern (Mitchell et al., 2018). Aktuell gibt es keine Therapie, mit der die Schmerzen komplett eingedämmt werden können, ohne dass Nebenwirkungen auftreten oder die Frakturheilung dadurch beeinflusst wird (Mcveigh et al., 2020).

Eine Schmerzmitteleinnahme während der Frakturheilung hat einen Einfluss auf die Bewegung und die Belastung und somit auch auf das Gang- und das Standbild. Starke Schmerzen können entweder durch Medikamente unterdrückt werden und so einen geringen Einfluss auf das Bewegungsbild haben oder aber die durch die Bewegung entstehenden Schmerzen werden bei fehlender Schmerzmitteleinnahme durch Bewegungseinschränkungen oder Schonhaltungen umgangen, was dann zu einer Änderung des Bewegungsbildes führt. Zusätzlich kann das Bewegungsbild durch eine Änderung der Schmerzmittelzufuhr im Verlauf der Frakturheilung verfälscht werden. Patienten wird gerade zu Beginn der Heilungsphase, in der die stärksten Schmerzen auftreten, eine vermehrte Schmerzmitteleinnahme empfohlen. Wie in der Leitlinie zur Behandlung akuter perioperativer und posttraumatischer Schmerzen der Deutschen Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e.V. dargestellt, wird bei regelmäßiger Evaluierung der Schmerzen im Verlauf eine Reduzierung der Analgesie empfohlen. Dies kann zu einer Beeinflussung des Gang- und des Standbildes im zeitlichen Verlauf führen (Alves et al., 2016; Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e.V. (DGAI), n.d.; Mcveigh et al., 2020; Mitchell et al., 2018). Mcveigh et al. (2020) zeigt jedoch auch, dass bei Nagetieren Veränderungen des Gangbildes nicht immer mit nozizeptiven Schmerzen korrelieren.

2.8 Weitere Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung nach Frakturen

Neben dem Einfluss des Schmerzes können auch weitere Faktoren die plantare Druckverteilung nach Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenks beeinflussen.

Eine Fraktur führt zu einer Abnahme der Mobilität und einer Einschränkung der Beweglichkeit. Durch die Fraktur verursachte Bewegungseinschränkungen können zu veränderten Plantarbelastungen führen. Durch die reduzierte Bewegung und die Entlastung der frakturierten Extremität kommt es vermehrt zu Muskelabbauprozessen. Die daraus resultierende Muskelschwäche kann zu einem veränderten Gangmuster und daraus resultierenden Änderungen in der plantaren Druckverteilung führen. Die reduzierte Mobilität und die Entlastung der Frakturlokalisation kann zudem zu einer Gewichtszunahme oder auch durch die Muskelatrophie zu einer Gewichtsreduktion führen (Mehlhorn et al., 2017; Palke et al., 2022). Starkes Übergewicht führt zu erhöhten und veränderten plantaren Drücken. Eine signifikante Druckerhöhung unter den Fersen-, Mittelfuß- und Mittelfußköpfen II und IV bei Männern und III und IV bei Frauen ist bei adipösen Patienten auffällig (Hills et al., 2001).

2.9 Ziel der Arbeit und Fragestellung

Es ist unbekannt, wie sich die Gewichtsbelastung und die Druckverteilung unter dem Fuß des verletzten Beines bei Patienten mit Frakturen des Unterschenkels und oberen Sprunggelenks im Verlauf der Frakturheilung im Stehen entwickelt und welchen Einfluss Schmerzen darauf haben.

Daher werden in dieser Arbeit die Gewichtsbelastung, die plantare Druckverteilung und der Einfluss von Schmerz auf das Stehen nach einer Fraktur des Unterschenkels und oberen Sprunggelenks untersucht.

Die folgenden Hypothesen zur plantaren Belastung im Stehen während der Heilung von Frakturen des oberen Sprunggelenks, des Tibiaschaftes und des Tibiakopfes wurden im Rahmen dieser Arbeit untersucht:

- 1: Im Verlauf der Frakturheilung ändern sich die Gewichtsbelastung und die plantare Druckverteilung unter dem verletzten Bein im Stand.
- 2: Die Druckverteilung unter dem Fuß des verletzten Beines unterscheidet sich auch nach 130 bis 230 Tagen noch von der Druckverteilung bei gesunden Probanden.
- 3: Es gibt im Heilungsverlauf Unterschiede in der Gewichtsbelastung und der plantaren Druckverteilung zwischen den Frakturtypen. Da Patienten mit Tibiaschaftfrakturen bei operativer Versorgung mit einem Nagel sofort voll belasten dürfen, steigt die Gewichtsbelastung des verletzten Beines schneller an.
- 4: Die Belastung des verletzten Beines im Heilungsverlauf ist indirekt proportional zur Stärke des Schmerzes.

3 Material und Methoden

3.1 Rahmenbedingungen

3.1.1 Ethik

Diese Arbeit ist im Rahmen des von der Werner Siemens-Stiftung geförderten Projektes *Smart Implants 2.0* entstanden. Ziel des Projektes ist die Entwicklung von Implantaten zur Frakturbehandlung, die mit Sensorik und Aktorik ausgestattet sind. Zur Entwicklung der Sensorik werden unter anderem Patienten mit Frakturen des Unterschenkels und oberen Sprunggelenks postoperativ mittels Gang- und Standanalysen nachuntersucht.

Eine ethische Beratung und Genehmigung der Studie ist durch die Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes (Deutschland, Antragsnummer 30/21) erfolgt. Die Studie wurde gemäß der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Sie ist im Deutschen Register für Klinische Studien registriert (DRKS-ID: DRKS00025108).

3.1.2 Patientenauswahl

Die Einschlusskriterien waren neu aufgetretene Tibiafrakturen oder Frakturen des oberen Sprunggelenks ohne weitere die Beweglichkeit beeinträchtigende Verletzungen, Volljährigkeit, Schuhgröße zwischen 32 und 49, die Fähigkeit einzuwilligen und die Bereitschaft an der Studie teilzunehmen. Die Ausschlusskriterien waren fehlende Einwilligungsfähigkeit, Alter unter 18 Jahre, Mehrfachverletzungen, aufgehobene Mobilität bereits vor dem Frakturereignis, Benutzung von Gehhilfen vor dem Frakturereignis, Schwangerschaft, Inhaftierung, Schuhgröße unter 32 oder über 49, und fehlende Einwilligung.

Die Schuhgröße des Patienten musste bei den verwendeten Pedographie-Sohlen existieren (Größe 32 – 49) und die Bewegungssensoren mussten rutschfest angebracht werden können.

Auch Patienten bei denen davon ausgegangen werden musste, dass sie die klinische Studienphase nicht erfolgreich absolvieren können sowie Patienten, die innerhalb des Vormonats an einer anderen medizinischen Studie teilgenommen haben, die das Bewegungsverhalten beeinflussen könnten, wurden ebenfalls ausgeschlossen.

3.1.3 Probandenauswahlkriterien

In die Kontrollgruppe ganggesunder Probanden wurden volljährige, einwilligungsfähige Personen ohne Gangstörung eingeschlossen, die ohne Hilfsmittel optisch ein normales Gangbild aufwiesen. Die Schuhgröße der Probanden musste bei den verwendeten Sohlen existieren und die fixierten Bewegungssensoren mussten rutschfest anliegen können. Auch mussten die schriftliche und mündliche Einwilligung vorliegen.

Die Ausschlusskriterien waren Minderjährigkeit, fehlende Einwilligungsfähigkeit, Schuhgröße außerhalb des systembedingt notwendigen Rahmens, fehlende rutschfeste Fixierbarkeit der

Bewegungssensoren, fehlende Ganggesundheit, Hilfsmittelbedarf, Schwangerschaft und Inhaftierung.

3.2 Messungen

Die Messungen erfolgten zu den folgenden Zeitpunkten: sobald der Patient teilbelasten durfte, sechs Wochen postoperativ, drei und sechs Monate sowie ein Jahr postoperativ. Die Messungen wurden jeweils durchgeführt, wenn die Patienten sowieso einen Termin in der Sprechstunde zur Kontrolle hatten. Dieselben Messungen wurden einmalig bei den gesunden Probanden durchgeführt. Bei jedem Besuch wurden neben den Messungen für die vorliegende Studie auch noch weitere Messungen mit anderen Geräten durchgeführt. Diese Messungen wurden im Labor des Lehrstuhls für innovative Implantatentwicklung Homburg durchgeführt (Abbildung 6).



Abbildung 6: Labor des Lehrstuhls für innovativen Implantatentwicklung Homburg, in dem die Labormessungen stattfanden

3.2.1 Messgeräte

OpenGo Sensorsohlen der Firma Moticon

Zur Messung der plantaren Druckverteilung und der Gesamtkraftmessung wurden die OpenGo Sohlen der Firma Moticon ReGo AG (Machtlfinger Str. 21, 81379 München, Abbildung 7) genutzt. Jede Sensorsohle ist ausgestattet mit 16 Plantar-Drucksensoren, einem Gyroskop und einem Accelerometer (Abbildung 8). Die Sohlen wurden in die Schuhe der Patienten oder Probanden eingelegt, mit denen sie zu uns kamen, und auf das entsprechende Körpergewicht kalibriert.



Abbildung 7: OpenGo Sohlen der Firma Moticon



Abbildung 8: Sensoraufteilung der OpenGo Sohlen mit 16 Drucksensoren

Belastungs- und Bewegungsdaten wurden in Echtzeit an die OpenGo Mobile App auf einem Tablet übertragen und zusätzlich auf den Sohlen gespeichert. So konnte bereits während der Messung live die regelrechte Messung der Fußdynamik und Belastung überprüft werden (Abbildung 9).

Material und Methoden



Abbildung 9: Ansicht der Plantardruckbelastung in der OpenGo App: links der Druck unter den Fußsohlen in Farbcodierung und rechts der Druck als absoluter Wert in Newton

Diese Daten konnten später über die OpenGo Desktop Software auf dem Computer genau analysiert werden. Die Rohdaten von den Sohlen wurden aus der Software exportiert und mit MATLAB zur Parametererstellung weiter berechnet.

Fragebogen: PROMIS – Allgemeine Gesundheit

Zum Vergleich des Gang- und Stehverhaltens mit den Schmerzen der Patienten wurde der Fragebogen „PROMIS (Patient Reported Outcome Measurement Information System) – Global Health Allgemeine Gesundheit“ verwendet. Dieser Fragebogen misst unter anderem die selbst berichtete Stärke von Schmerzen zwischen 0 und 10, wobei 0 keine Schmerzen und 10 die schlimmsten vorstellbaren Schmerzen sind.

Hierbei wurde untersucht, ob sich das Stehverhalten mit der Belastung des verletzten Beines parallel zum subjektiven Empfinden von Schmerzen entwickelt.

Dieser Fragebogen ist am Ende der Arbeit im Anhang einzusehen.

3.2.2 Standanalyse

Da die Messungen des Stehens nicht bei allen Patienten zu genau den genannten Zeitpunkten stattfinden konnten wurden für die Analyse Visitenzeiträume genutzt: Visitenzeitraum 1 bedeutet Tag 0 bis Tag 14 nach der OP, Visitenzeitraum 2 bedeutet Tag 30 bis Tag 60 nach der OP, Visitenzeitraum 3 bedeutet Tag 70 bis 110 nach der OP und Visitenzeitraum 4 Tag

130 bis 230 nach der OP (Abbildung 10). Gesunde Probanden wurden einmalig zu einem beliebigen Zeitpunkt gemessen.

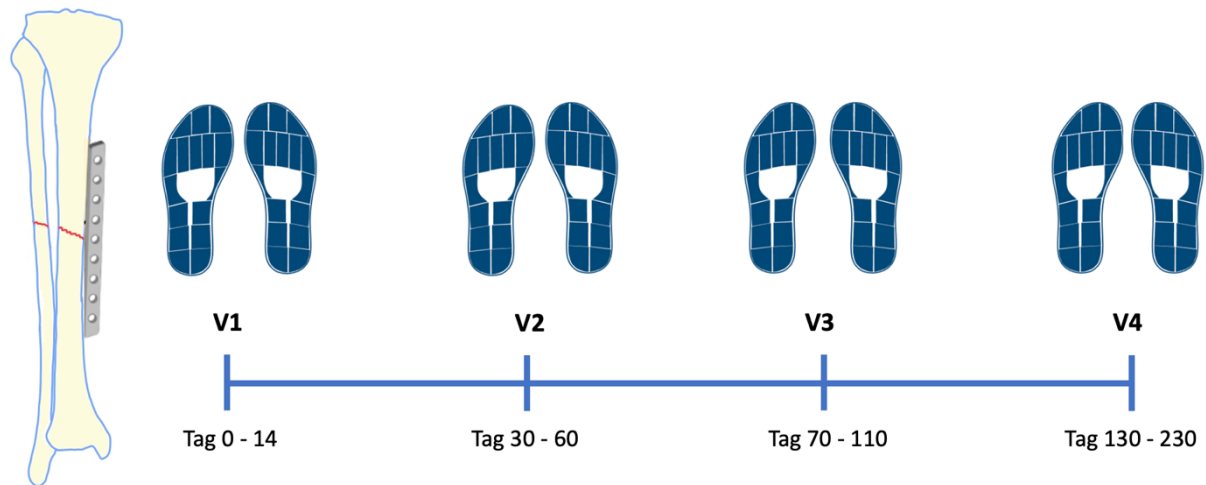


Abbildung 10: Definition der Visitenzeiträume V1 - V4

Bei den Messungen V1 und V2 verwendeten die Patienten Unterarmgehstützen, die während der Messung jedoch nicht mit Gewicht belastet wurden, sondern für die Sicherheit des Patienten in dessen Hand blieben. Bei diesen Messungen V1 und V2 trugen viele Patienten, vor allem Patienten mit OSG-Frakturen, auch Unterschenkelorthesen.

Für die Messung im Stehen wurden die Sohlen in der Schuhgröße des Patienten auf das individuelle Gewicht kalibriert.

Dem Patienten wurden die drucksensitiven Sohlen in die Schuhe eingelegt und es wurde die Verbindung der Sohlen zum Tablet hergestellt.

Für die Messung selbst wurde der Patient angewiesen für zehn Sekunden ruhig an einer definierten Stelle zu stehen, wie er auch normal entspannt steht. Diese zehn Sekunden wurden dann mit den Drucksensor-Sohlen über das Tablet erfasst.

Im Anschluss wurden die Patienten gebeten, den Fragebogen zum aktuellen Schmerzensstand auszufüllen.

3.2.3 Erhobene Parameter

Im Rahmen der Standmessung wurden die plantare Druckverteilung, die maximale Kraftbelastung und die plantare Schwingung mit den Sohlen gemessen, während die Patienten/Probanden zehn Sekunden stillstanden. Die Daten wurden exportiert und in MATLAB weiterverarbeitet. Die Daten zur Kraftbelastung der gesamten Sohle und zur Belastung der einzelnen Sensoren wurden auf das Körpergewicht des Patienten/Probanden normiert, wodurch es möglich war, die Daten verschiedener Patienten und Probanden zu vergleichen. Die Kraftbelastung der gesamten Sohle wurde in Prozent des Körpergewichts angegeben. Für diese Kraft wurde der Mittelwert über zehn Sekunden berechnet. Um die Druckverteilung zu analysieren, wurden die Sensoren in Gruppen zusammengefasst und die

Belastungen der jeweiligen Gruppen verglichen. Die Sensoren wurden dafür, wie in der Abbildung 11 farblich markiert, zusammengefasst. So erkennt man neben der gesamten Kraft auf der Sohle (Darstellung 11A) in der Darstellung 11B eine Aufteilung in **Vorfuß** und **Rückfuß**, in der Darstellung 11C die funktionelle Einteilung in **Zehen**, **Mittelfuß** und **Ferse**, in der Darstellung 11D die funktionelle Aufteilung in **dorsalen**-, **lateralen**- und **medialen Stützstrahl**, in der Darstellung 11E die Trennung in die **laterale** und die **mediale Fußseite**. Die Mittelwerte der Daten der verschiedenen Sensoren wurden in den angegebenen Kombinationen addiert. Diese Parameter wurden in Prozent der Belastung des gesamten Fußes angegeben. So konnten die einzelnen Bereiche miteinander verglichen werden. In der Darstellung 11F wurden ausschließlich die **Metatarsalknochen I - V** getrennt voneinander betrachtet. Auch von diesen Parametern wurden die Mittelwerte der zehn Sekunden berechnet. Die **Länge der Auslenkung des Center of pressure (Cop)** ist die gesamte Strecke des plantaren Schwingens in den gemessenen zehn Sekunden. Die **Lage des Center of pressure (Cop)** ist der Mittelwert der Entfernung des Cops vom Mittelpunkt der Sohle in **anteroposteriorer Richtung** und in **mediolateraler Richtung** (Darstellung 11G). Der Mittelpunkt der Sohle galt als Nullpunkt. In mediolateraler Richtung wurde die Entfernung nach medial als positiv, die nach lateral als negativ dargestellt. In anteroposteriorer Richtung wurde die Entfernung nach anterior als positiv, die nach posterior als negativ dargestellt. Der Wert wurde, normiert vom Nullpunkt, in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit von -1 bis 1 angegeben.

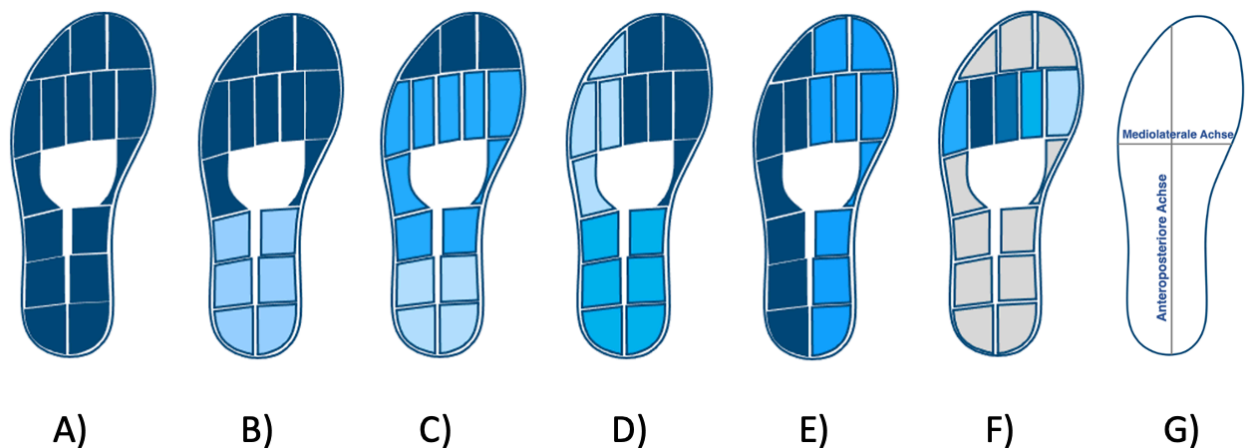


Abbildung 11: Selbstgewählte Aufteilung der Sohlensensoren in Gruppen als Parameter zur Untersuchung der plantaren Druckverteilung: A) Kraft unter der gesamten Fußsohle, B) Vorfuß und Rückfuß, C) Zehen und Mittelfuß und Ferse, D) dorsaler- und lateraler- und medialer Stützstrahl, E) laterale und mediale Seite, F) Metatarsalknochen I -V; G) Achsen für die Auslenkung des Center of pressure in anteroposteriorer und mediolateraler Richtung

Die erhobenen Daten wurden im zeitlichen Verlauf der Frakturheilung, im Vergleich mit gesunden Probanden sowie auch im Vergleich der verschiedenen Frakturformen miteinander untersucht.

So konnte zum Beispiel untersucht werden, ob sich die Belastung im Verlauf der Frakturheilung immer mehr auf das verletzte Bein zurückverlagerte und ob sich diese

Belastung nach Abschluss der Heilung wieder auf das Niveau der Vergleichsgruppe der gesunden Probanden begab.

Zudem wurde im zeitlichen Verlauf die subjektive *Schmerzempfindung* mithilfe des oben genannten „PROMIS – Allgemeine Gesundheit“ mit der Belastung des verletzten Beines im Stehen verglichen, um zu sehen, ob sich die Schmerzabnahme sowie die Belastungszunahme proportional zueinander verhielten.

3.3 Statistik

Alle statistischen Daten sind als Mittelwerte (MW) \pm Standardfehler (SEM) angegeben. Beim Vergleich von zwei Gruppen wurden die Daten zuerst mittels Shapiro-Wilk auf ihre Normalverteilung überprüft. Bei vorhandener Normalverteilung der Werte wurde der Student's t-Test angewandt. Lag keine Normalverteilung vor, wurde der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test angewandt.

Beim Vergleich von mehreren Gruppen wurden die Daten mittels Levene-Testes auf ihre Varianzgleichheit überprüft. Waren die Werte gleich verteilt, wurde der ANOVA-Test angewandt. Waren die Werte nicht gleich verteilt, wurde der Brown-Forsythe-Test zur Korrektur verwendet. Wurde bei den mehreren Gruppen ein signifikanter Unterschied zwischen diesen festgestellt, wurden die Gruppen mittels Tukey Post hoc Testes überprüft, um festzustellen zwischen welchen der Gruppen der signifikante Unterschied vorlag.

Die Statistik wurde mit Hilfe von JASP 0.17.3 (Intel) erstellt. Als Signifikanzniveau wurde ein p-Wert von kleiner als 0,05 festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Patienten- und Probandenkollektiv

Insgesamt wurden die Daten von 61 Patienten eingeschlossen (33 Männer und 28 Frauen, Tabelle 1). Das Alter der Patienten streckte sich von 18 bis 80 Jahren, wobei die Patienten im Mittel $51,5 \pm 16,6$ Jahre alt waren. Darunter waren 34 Patienten mit einer Fraktur des oberen Sprunggelenks (OSG), 15 Patienten mit einer proximalen Tibiafraktur und 12 Patienten mit einer Tibiaschaftfraktur.

In die Kontrollgruppe wurden 44 gesunde Probanden eingeschlossen (24 Männer und 20 Frauen). Das Alter der Probanden streckte sich von 18 bis 80 Jahren, wobei die Probanden im Mittel $49,9 \pm 18,0$ Jahre alt waren.

Das Patienten- und das Probandenkollektiv wurde auf signifikante Unterschiede untersucht (Tabelle 1). Die Körpergröße war normalverteilt, weswegen hier der t-Test für unverbundene Stichproben verwendet wurde. Da Alter und Gewicht nicht normalverteilt waren, wurde der Mann-Whitney-Test genutzt.

Bei allen drei Parametern wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt.

Die Gruppen der verschiedenen Frakturtypen wurden ebenfalls auf signifikante Unterschiede untersucht. Hierfür wurde eine einfaktorielle ANOVA verwendet. Die Werte wurden im Vor herein auf Normalverteilung getestet. Auch zwischen den Gruppen mit verschiedenen Frakturtypen fand sich kein signifikanter Unterschied bei Alter, Gewicht und Größe (Tabelle 2).

Tabelle 2: Patienten- und Probandenkollektiv (Standardabweichung in Klammern bei Alter, Größe und Gewicht)

	Gesunde Probanden	Patienten total	Sprung gelenk	Tibia schaft	Tibia kopf	p-Wert Proband /Patient	p-Wert Fraktur formen
Kollektiv (männlich)	44 (24)	61 (33)	34 (18)	12 (8)	15 (7)	0,967	0,586
Alter (Jahr)	49,9 (18,0)	51,5 (16,6)	53,4 (16,5)	46,8 (17,8)	51,0 (16,0)	0,840	0,503
Größe (cm)	174,1 (8,7)	174,7 (9,5)	173,8 (9,1)	176,3 (7,5)	175,5 (12,0)	0,713	0,692
Gewicht (kg)	77,2 (14,3)	82,6 (15,9)	85,4 (18,1)	80,6 (11,2)	78,13 (13,3)	0,100	0,308

Bei den gesunden Probanden wurde festgelegt, immer das linke Bein des Probanden als Vergleichswert zum verletzten Bein bei Patienten anzugeben. Bei zwei Probanden wurden aufgrund von Sensorproblemen an den Sohlen statt den Daten des linken Beines die Daten des rechten Beines verwendet.

4.1.1 Vergleich der Parameter im zeitlichen Verlauf

Zuerst wurde untersucht, ob sich die Parameter zwischen den Visitenzeiträumen signifikant verändert haben. Dies wurde über die Änderung geteilt durch die Zeit (in Tagen) errechnet.

Zeitraum zwischen V1 und V2:

Im Zeitraum zwischen V1 und V2 ist die **Kraft** auf dem verletzten Bein signifikant gestiegen ($p < 0,001$). Bei den anderen Parametern zeigte sich keine Änderung über die Zeit (s. Tabelle 3 und Abbildung 12).

*Tabelle 3: Test auf signifikante Änderung der Parameter im zeitlichen Verlauf über die Steigungsänderung pro Parameter zwischen den verschiedenen Visiten-Zeiträumen V1 bis V2; * bei Signifikanz; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des COPs und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

Steigung von:	Mittelwert (Standardabweichung)	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	0,575 (0,490)	<0,001 *
Zehen (% BdF)	-0,002 (0,410)	0,506 °
Mittelfuß (% BdF)	-0,199 (1,038)	0,286
Ferse (% BdF)	0,201 (1,264)	0,482
Vorfuß (% BdF)	-0,097 (1,071)	0,637
Rückfuß/dorsaler Stützstrahl (% BdF)	0,097 (1,071)	0,637
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	-0,049 (0,581)	0,201 °
Medialer Stützstrahl (% BdF)	-0,048 (0,711)	0,730
Laterale Seite (% BdF)	0,073 (0,653)	0,810
Mediale Seite (% BdF)	-0,073 (0,653)	0,810
Metatarsus I (% BdF)	-0,223 (0,845)	0,527 °
Metatarsus II (% BdF)	0,135 (0,940)	0,670 °
Metatarsus III (% BdF)	0,165 (0,438)	0,053
Metatarsus IV (% BdF)	0,077 (0,564)	0,149 °
Metatarsus V (% BdF)	-0,037 (1,076)	0,671
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,002 (0,007)	0,095 °
Lage des Cops in ml-Richtung	<0,001 (0,002)	0,189 °
Länge der Auslenkung des Cops	0,021 (0,033)	0,057

Ergebnisse

Zeitraum zwischen V2 und V3:

Auch im Zeitraum zwischen V2 und V3 ist die **Kraft** auf dem verletzten Bein weiter signifikant gestiegen ($p < 0,001$).

Bei den anderen Parametern war keine Änderung in diesem Zeitraum ersichtlich (s. Tabelle 4 und Abbildung 12).

*Tabelle 4: Test auf signifikante Änderung der Parameter im zeitlichen Verlauf über die Steigungsänderung pro Parameter zwischen den verschiedenen Visiten-Zeiträumen V2 bis V3, * bei Signifikanz; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

Steigung von:	Mittelwert (Standardabweichung)	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	0,392 (0,399)	<0,001 ° *
Zehen (% BdF)	0,046 (0,211)	0,511 °
Mittelfuß (% BdF)	0,034 (0,479)	0,376 °
Ferse (% BdF)	-0,080 (0,504)	0,444
Vorfuß (% BdF)	0,006 (0,518)	0,199 °
Rückfuß/dorsaler Stützstrahl (% BdF)	-0,006 (0,518)	0,199 °
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	0,018 (0,320)	0,917
Medialer Stützstrahl (% BdF)	-0,012 (0,378)	0,241 °
Laterale Seite (% BdF)	0,058 (0,332)	0,391 °
Mediale Seite (% BdF)	-0,058 (0,332)	0,391 °
Metatarsus I (% BdF)	-0,161 (0,558)	0,458 °
Metatarsus II (% BdF)	-0,024 (0,323)	0,654
Metatarsus III (% BdF)	-0,025 (0,361)	0,662
Metatarsus IV (% BdF)	0,011 (0,242)	0,832
Metatarsus V (% BdF)	0,199 (0,596)	0,116
Lage des Cops in ap-Richtung	<0,001 (0,003)	0,317 °
Lage des Cops in ml-Richtung	<0,001 (0,002)	0,183
Länge der Auslenkung des Cops	-0,002 (0,017)	0,809

Zeitraum zwischen V3 und V4:

Im Zeitraum zwischen V3 und V4 ist die Kraft nicht weiter signifikant gestiegen ($p = 0,839$). Auch bei den anderen Parametern war keine Änderung in diesem Zeitraum ersichtlich (s. Tabelle 5 und Abbildung 12).

Ergebnisse

Tabelle 5: Test auf signifikante Änderung der Parameter im zeitlichen Verlauf über die Steigungsänderung pro Parameter zwischen den verschiedenen Visiten-Zeiträumen V3 bis V4; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit

Steigung von:	Mittelwert (Standardabweichung)	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	-0,022 (0,140)	0,839
Zehen (% BdF)	0,025 (0,069)	0,126 °
Mittelfuß (% BdF)	0,007 (0,202)	0,546 °
Ferse (% BdF)	-0,032 (0,241)	0,216
Vorfuß (% BdF)	0,033 (0,209)	0,464
Rückfuß/dorsaler Stützstrahl (% BdF)	-0,033 (0,209)	0,464
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	0,026 (0,114)	0,699
Medialer Stützstrahl (% BdF)	0,007 (0,117)	0,494 °
Laterale Seite (% BdF)	0,003 (0,065)	0,832
Mediale Seite (% BdF)	-0,003 (0,065)	0,832
Metatarsus I (% BdF)	0,072 (0,203)	0,260 °
Metatarsus II (% BdF)	-0,040 (0,111)	0,198 °
Metatarsus III (% BdF)	-0,047 (0,134)	0,230
Metatarsus IV (% BdF)	-0,017 (0,126)	0,355 °
Metatarsus V (% BdF)	0,032 (0,214)	0,494 °
Lage des Cops in ap-Richtung	<0,001 (0,001)	0,526
Lage des Cops in ml-Richtung	<0,001 (<0,001)	0,227 °
Länge der Auslenkung des Cops	<0,001 (0,005)	0,225

Ergebnisse

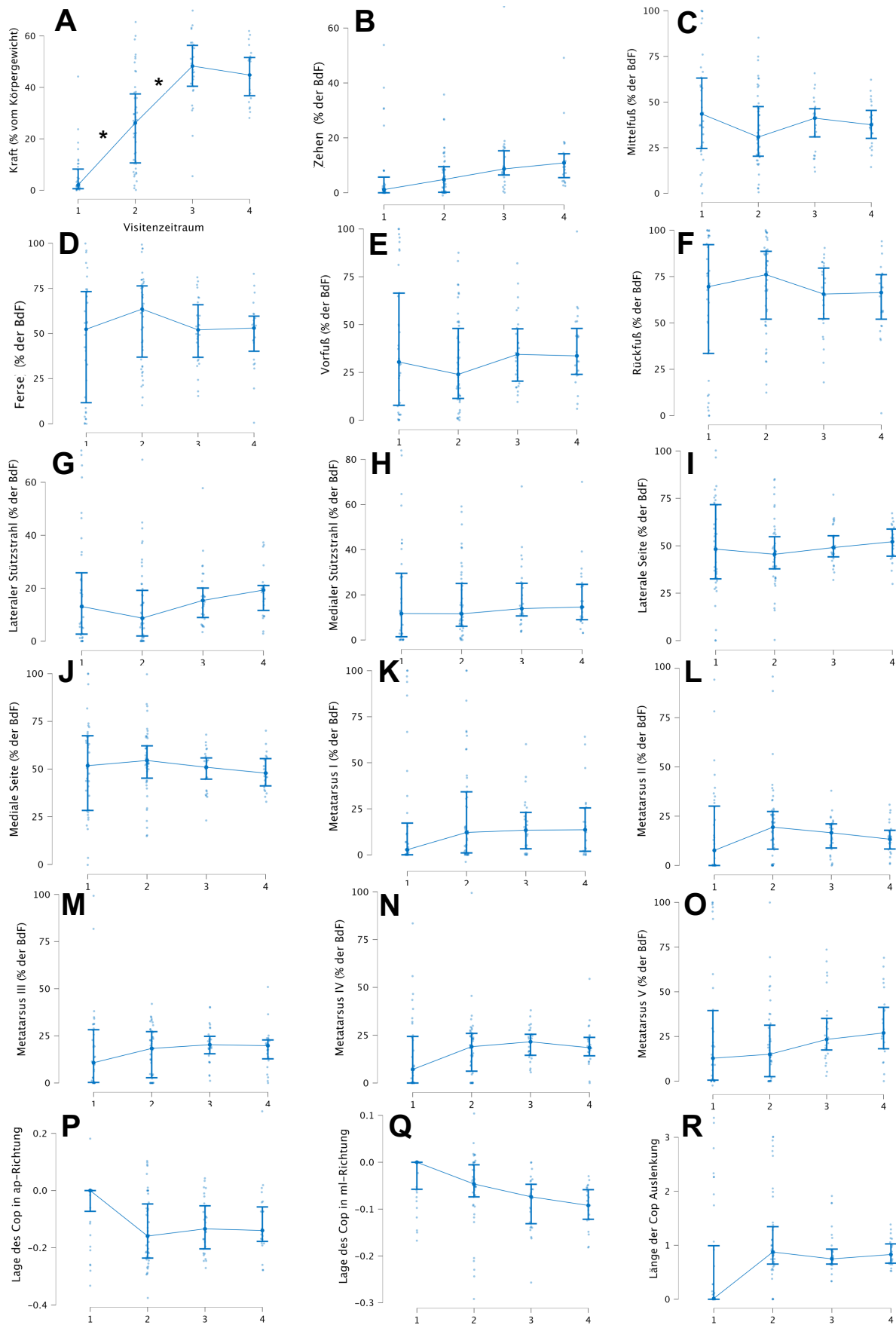


Abbildung 12: Veränderung der Parameter im zeitlichen Verlauf: A) Kraft B) Zehen C) Mittelfuß D) Ferse E) Vorfuß F) Rückfuß G) Lateraler Stützstrahl H) Medialer Stützstrahl I) Laterale Seite J) Mediale Seite K) Metatarsus I L) Metatarsus II M) Metatarsus III N) Metatarsus IV O) Metatarsus V P) Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung Q) Lage des Cops in mediolateraler Richtung R) Länge der Auslenkung des Cops; A in % des Körpergewichtes; B-O in % der gesamten BDF; P-R in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit; * bei $p < 0,05$

4.1.2 Vergleich der Parameter zwischen den gesunden Probanden und den Patienten im letzten Untersuchungszeitraum V4: Tag 130 bis Tag 230 postoperativ

Die berechneten Parameter der Patienten im letzten untersuchten Zeitraum, also 130-230 Tage nach der operativen Versorgung, wurden mit den Daten der gesunden Probanden verglichen.

Hier zeigte die Belastung der **lateralen und der medialen Seite** einen signifikanten Unterschied zwischen den gesunden Probanden und den Patienten 130-230 Tage nach der operativen Versorgung ($p = 0,024$). Die Patienten wiesen eine signifikant höhere Belastung der lateralen Seite auf, die gesunden Probanden eine signifikant höhere Belastung der medialen Seite.

Auch bei der Lage des **Cops in mediolateraler Richtung** wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den verletzten und den gesunden Beinen festgestellt ($p = 0,048$). So war das Cop bei Patienten ($-0,100 \pm 0,05$ in einer vom Hersteller selbst definierten Einheit zwischen -1 und 1) in mediolateraler Richtung weiter vom errechneten Cop entfernt als bei gesunden Probanden ($-0,078 \pm 0,04$ in einer vom Hersteller selbst definierten Einheit zwischen -1 und 1). Das bedeutet, dass das Cop der Patienten signifikant weiter lateral lag als bei gesunden Probanden.

Bei allen anderen Parametern bestand kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen. (s. Tabelle 6 und Abbildung 13).

Ergebnisse

*Tabelle 6: Mittelwerte der verschiedenen Parameter in Prozent im Vergleich von gesunden Probanden und Patienten; * bei Signifikanz; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit;*

	Gesunde Probanden	Patienten	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	49,096 (7,582)	45,035 (10,020)	0,066
Zehen (% BdF)	12,474 (6,943)	12,011 (10,048)	0,403 °
Mittelfuß (% BdF)	36,706 (13,035)	39,055 (12,861)	0,478
Ferse (% BdF)	50,820 (16,923)	48,934 (18,730)	0,674
Vorfuß (% BdF)	38,585 (16,969)	37,623 (20,111)	0,835
Rückfuß/dorsaler Stützstrahl (% BdF)	61,415 (16,969)	62,377 (20,111)	0,835
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	18,045 (8,577)	19,339 (9,960)	0,576
Medialer Stützstrahl (% BdF)	20,540 (11,181)	18,284 (14,597)	0,213 °
Laterale Seite (% BdF)	47,177 (8,216)	52,528 (10,620)	0,024 *
Mediale Seite (% BdF)	52,823 (8,216)	47,472 (10,620)	0,024 *
Metatarsus I (% BdF)	16,476 (18,867)	16,487 (18,438)	0,903 °
Metatarsus II (% BdF)	14,988 (7,916)	13,708 (8,077)	0,529
Metatarsus III (% BdF)	18,927 (10,290)	18,246 (11,032)	0,765 °
Metatarsus IV (% BdF)	19,340 (9,975)	19,797 (10,941)	0,774 °
Metatarsus V (% BdF)	30,268 (18,850)	31,762 (18,702)	0,774 °
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,107 (0,101)	-0,109 (0,118)	0,707 °
Lage des Cops in ml-Richtung	-0,078 (0,040)	-0,100 (0,050)	0,048 *
Länge der Auslenkung des Cops	1,254 (1,366)	0,823 (0,290)	0,985 °

Ergebnisse

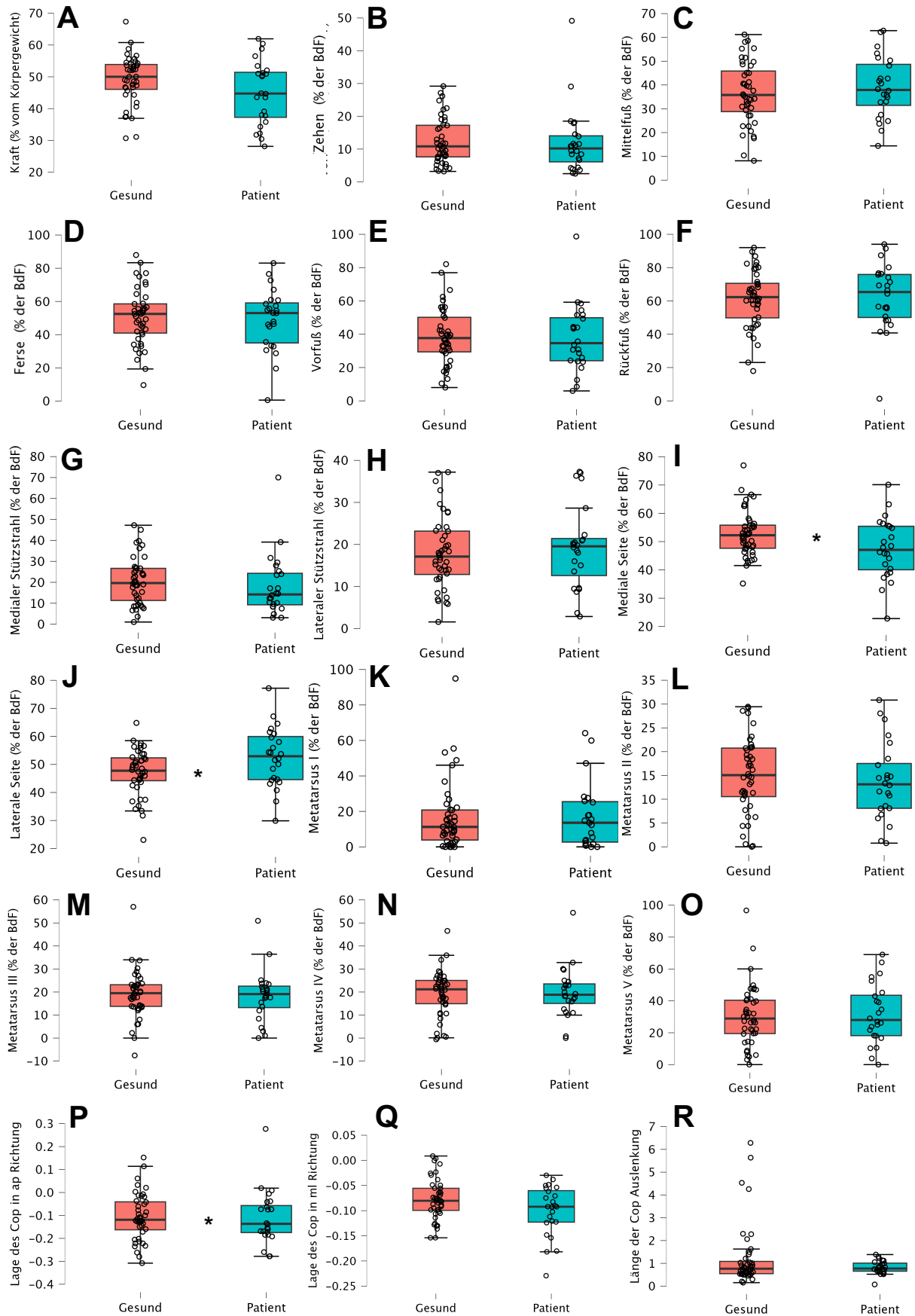


Abbildung 13: Vergleich der Parameter zwischen Probanden und Patienten 130 bis 230 nach OP: A) Kraft B) Zehen C) Mittelfuß D) Ferse E) Vorfuß F) Rückfuß G) Medialer Stützstrahl H) Lateraler Stützstrahl I) Mediale Seite J) Laterale Seite K) Metatarsus I L) Metatarsus II M) Metatarsus III N) Metatarsus IV O) Metatarsus V P) Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung Q) Lage des Cops in mediolateraler Richtung R) Länge der Cop-Auslenkung; A in % des Gewichtes; B-O in % der gesamten BdF; P-R in einer vom Hersteller definierten Einheit; * bei $p < 0,05$

4.1.3 Vergleich der Parameter zwischen den Frakturtypen

Die errechneten Parameter wurden zu jedem Visitenzeitraum zwischen den Frakturtypen verglichen und auf signifikante Unterschiede getestet.

Zeitraum V1: Tag 1 bis Tag 14 postoperativ

Im Visitenzeitraum 1 zeigte die Belastung des **Metatarsus I** mit einer ANOVA einen signifikanten Unterschied zwischen den Frakturtypen ($p = 0,004$). Bei der Überprüfung mittels des Tukey Post-Hoc-Tests wurde jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen zwei Frakturtypen erkannt. Patienten mit einer Fraktur des OSGs belasteten den Metatarsus I mehr (29,82% der Gesamtbelastung der Metatarsi) als Patienten mit einer Tibiaschaftfraktur (9,12% der Gesamtbelastung der Metatarsi) oder einer Tibiakopffraktur (3,33% der Gesamtbelastung der Metatarsi), dieser Unterschied war aber nicht signifikant.

Bei allen anderen Parametern wurde kein Unterschied im Zeitraum V1 zwischen den Frakturformen festgestellt (s. Tabelle 7 und Abbildung 14-16).

Zeitraum V2: Tag 30 bis Tag 60 postoperativ

Im Zeitraum V2 waren bei mehreren Parametern signifikante Unterschiede zwischen den Frakturtypen erkennbar.

Die Belastung des **Vorfußes** im Vergleich zu den **Zehen** unterschied sich zwischen Patienten mit einer Tibiakopffraktur und Patienten mit einer Tibiaschaftfraktur oder mit einer OSG-Fraktur signifikant ($p = 0,002$). So belasteten Patienten mit einer Tibiakopffraktur im Zeitraum V2 den Vorfuß signifikant mehr als die anderen beiden Patientengruppen (s. Tabelle 8 und Abbildung 14).

Der **Rückfuß** wurde dementsprechend bei Patienten mit Tibiakopffrakturen signifikant weniger belastet als bei den anderen beiden Patientengruppen ($p = 0,002$).

Bei der Belastung der **Ferse** war der Unterschied nur zwischen den Patienten mit einer Tibiakopffraktur und denen mit einer OSG-Fraktur signifikant ($p = 0,036$).

Die Belastung des **medialen Stützstrahles** war bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur signifikant höher als bei Patienten mit Tibiaschaft- oder OSG-Frakturen ($p < 0,001$).

Bei der Lage des **Cops in anteroposteriorer Richtung** wurde zuerst ein signifikanter Unterschied zwischen den Frakturformen festgestellt ($p = 0,033$). Bei der Überprüfung mittels Tukey-Tests wurde jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen zwei Frakturformen erkannt.

Bei allen anderen Parametern wurde kein Unterschied im Zeitraum V2 zwischen den Frakturformen festgestellt (s. Tabelle 8 und Abbildung 14-16).

Ergebnisse

*Tabelle 7: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V1 (*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	5,214 (10,250)	3,408 (4,208)	8,218 (6,882)	0,609
Zehen (% BdF)	5,333 (10,849)	2,770 (3,826)	11,922 (19,909)	0,439 °
Mittelfuß (% BdF)	49,774 (31,494)	45,412 (39,051)	38,603 (17,910)	0,664
Ferse (% BdF)	44,893 (33,902)	51,818 (41,327)	49,475 (30,599)	0,902
Vorfuß (% BdF)	39,968 (37,075)	42,443 (33,079)	40,003 (34,732)	0,990
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	60,032 (37,075)	57,557 (33,079)	59,997 (34,732)	0,990
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	16,826 (19,556)	34,739 (31,617)	18,867 (20,959)	0,262
Medialer Stützstrahl (% BdF)	23,142 (24,393)	7,705 (9,637)	21,136 (28,534)	0,441
Laterale Seite (% BdF)	42,027 (23,700)	68,513 (23,414)	52,554 (25,584)	0,088
Mediale Seite (% BdF)	57,973 (23,700)	31,487 (23,414)	47,446 (25,584)	0,088
Metatarsus I (% BdF)	29,824 (40,183)	9,121 (9,685)	3,329 (5,175)	0,004 ° *
Metatarsus II (% BdF)	17,186 (24,413)	7,031 (8,776)	23,662 (26,410)	0,472
Metatarsus III (% BdF)	19,871 (26,000)	15,017 (14,730)	14,139 (15,066)	0,795
Metatarsus IV (% BdF)	14,911 (18,090)	24,603 (34,008)	11,489 (14,234)	0,513
Metatarsus V (% BdF)	13,663 (21,955)	44,228 (37,927)	47,382 (42,441)	0,083 °
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,024 (0,093)	-0,055 (0,114)	-0,102 (0,125)	0,206
Lage des Cops in ml-Richtung	-0,020 (0,042)	-0,034 (0,063)	-0,039 (0,046)	0,564
Länge der Auslenkung des Cops	0,571 (1,005)	1,144 (1,573)	0,664 (0,968)	0,206

Ergebnisse

Tabelle 8: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V2 ((a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	23,288 (18,714)	31,774 (13,123)	27,251 (18,478)	0,489
Zehen (% BdF)	3,832 (5,659)	4,830 (3,287)	13,632 (10,381)	0,002 ° *(a,b)
Mittelfuß (% BdF)	31,558 (23,473)	30,551 (16,405)	41,804 (15,159)	0,299
Ferse (% BdF)	64,610 (25,046)	64,620 (16,426)	44,563 (21,113)	0,036 *(b)
Vorfuß (% BdF)	22,880 (22,698)	19,719 (14,836)	49,026 (21,093)	0,002 *(a,b)
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	77,120 (22,698)	80,281 (14,836)	50,974 (21,093)	0,002 *(a,b)
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	10,135 (15,175)	11,548 (13,404)	19,392 (12,790)	0,172
Medialer Stützstrahl (% BdF)	12,746 (12,726)	8,171 (4,764)	29,634 (17,962)	<0,001 ° *(a,b)
Laterale Seite (% BdF)	44,394 (19,359)	51,735 (12,212)	43,417 (15,337)	0,519
Mediale Seite (% BdF)	55,606 (19,359)	48,265 (12,212)	56,583 (15,337)	0,519
Metatarsus I (% BdF)	28,908 (33,121)	13,364 (19,954)	18,771 (20,204)	0,325
Metatarsus II (% BdF)	25,945 (25,751)	11,105 (12,322)	19,359 (7,350)	0,065 °
Metatarsus III (% BdF)	13,676 (12,364)	13,578 (14,024)	22,611 (12,300)	0,110
Metatarsus IV (% BdF)	14,873 (12,836)	28,824 (30,036)	18,339 (11,542)	0,136
Metatarsus V (% BdF)	16,597 (17,327)	33,130 (35,266)	20,921 (15,986)	0,330 °
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,160 (0,131)	-0,189 (0,077)	-0,064 (0,112)	0,033 *
Lage des Cops in ml-Richtung	-0,050 (0,077)	-0,074 (0,066)	-0,047 (0,071)	0,680
Länge der Auslenkung des Cops	1,059 (0,840)	1,100(0,829)	1,294 (0,895)	0,727

Zeitraum V3: Tag 70 bis Tag 110 postoperativ

Im Zeitraum V3 zeigte sich ein signifikanter Unterschied bei der Belastung des **Metatarsus I**. Bei der Überprüfung mittels Post-Hoc-Tests war der Unterschied jedoch nicht mehr signifikant. Bei der Lage des **Cops in mediolateraler Richtung** wurde ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit Tibiaschaft- und OSG-Frakturen festgestellt (p = 0,049). So lag das Cop im Stehen bei Patienten mit Tibiaschaftfrakturen signifikant weiter lateral als bei Patienten

Ergebnisse

mit OSG-Frakturen. Bei beiden Gruppen lag das Cop aber insgesamt lateral des Nullpunktes, also lateral des Mittelpunktes der Sohlen.

Bei allen anderen Parametern wurde im Zeitraum V3 kein Unterschied zwischen den Frakturtypen festgestellt (s. Tabelle 9 und Abbildung 14-16).

Tabelle 9: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V3 ((a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	45,053 (12,015)	54,906 (9,239)	39,491 (21,647)	0,170
Zehen (% BdF)	8,716 (5,795)	10,108 (6,508)	16,129 (21,139)	0,364
Mittelfuß (% BdF)	36,763 (11,834)	44,707 (12,476)	33,349 (17,002)	0,299
Ferse (% BdF)	54,521 (15,255)	45,184 (18,707)	50,522 (21,989)	0,548
Vorfuß (% BdF)	30,640 (14,248)	41,297 (20,277)	40,711 (23,368)	0,315
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	69,360 (14,248)	58,703 (20,277)	59,289 (23,368)	0,315
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	12,576 (6,144)	26,671 (17,565)	18,077 (8,573)	0,121 °
Medialer Stützstrahl (% BdF)	18,064 (11,452)	14,626 (8,063)	22,635 (21,178)	0,572
Laterale Seite (% BdF)	48,526 (8,853)	59,027 (11,504)	50,970 (12,533)	0,128
Mediale Seite (% BdF)	51,474 (8,853)	40,973 (11,504)	49,030 (12,533)	0,128
Metatarsus I (% BdF)	20,986 (16,102)	6,900 (8,654)	8,265 (9,141)	0,038 *
Metatarsus II (% BdF)	17,680 (9,747)	10,713 (7,644)	11,620 (8,701)	0,172
Metatarsus III (% BdF)	22,627 (9,936)	14,053 (7,564)	18,028 (10,456)	0,174
Metatarsus IV (% BdF)	16,648 (8,725)	25,354 (2,547)	21,721 (10,655)	0,096
Metatarsus V (% BdF)	22,061 (16,613)	42,980 (20,877)	40,366 (27,186)	0,051
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,140 (0,086)	-0,101 (0,099)	-0,119 (0,108)	0,661
Lage des Cops in ml-Richtung	-0,071 (0,047)	-0,138 (0,069)	-0,089 (0,055)	0,049 *(c)
Länge der Auslenkung des Cops	0,846 (0,394)	0,757 (0,277)	1,015 (0,527)	0,511

Ergebnisse

Zeitraum V4: Tag 130 bis Tag 230 postoperativ

Im Zeitraum V4 wurde bei keinem der Parameter ein Unterschied zwischen den verschiedenen Frakturtypen festgestellt (s. Tabelle 10 und Abbildung 14-16).

*Tabelle 10: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V4 (*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	47,835 (9,266)	49,033 (10,402)	38,537 (8,310)	0,072
Zehen (% BdF)	9,033 (5,545)	10,021 (4,902)	17,225 (15,097)	0,220 °
Mittelfuß (% BdF)	36,154 (13,188)	43,578 (10,171)	39,291 (14,709)	0,555
Ferse (% BdF)	54,814 (17,342)	46,401 (13,733)	43,484 (23,292)	0,431
Vorfuß (% BdF)	29,368 (16,619)	38,331 (13,400)	47,411 (25,265)	0,169
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	70,632 (16,619)	61,669 (13,400)	52,589 (25,265)	0,169
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	15,462 (9,816)	22,641 (11,641)	21,709 (8,246)	0,280
Medialer Stützstrahl (% BdF)	13,906 (8,027)	15,690 (8,847)	25,701 (21,571)	0,212
Laterale Seite (% BdF)	53,456 (6,052)	55,180 (10,529)	49,380 (15,024)	0,611 °
Mediale Seite (% BdF)	46,544 (6,052)	44,820 (10,529)	50,620 (15,024)	0,611 °
Metatarsus I (% BdF)	19,793 (20,449)	18,515 (24,542)	10,836 (9,669)	0,585
Metatarsus II (% BdF)	16,565 (5,947)	8,663 (6,562)	13,920 (10,228)	0,180 °
Metatarsus III (% BdF)	18,231 (14,021)	11,711 (8,182)	23,165 (5,923)	0,159
Metatarsus IV (% BdF)	21,361 (14,384)	21,850 (7,328)	16,303 (8,242)	0,561
Metatarsus V (% BdF)	24,050 (16,099)	39,261 (18,433)	35,776 (20,536)	0,226
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,151 (0,092)	-0,104 (0,074)	-0,059 (0,161)	0,267
Lage des Cops in ml-Richtung	-0,096 (0,040)	-0,113 (0,061)	-0,096 (0,058)	0,796
Länge der Auslenkung des Cops	0,891 (0,293)	0,887 (0,286)	0,788 (0,129)	0,646 °

4.1.4 Vergleich der Parameter im zeitlichen Verlauf zwischen den Frakturtypen

Es wurde untersucht, ob sich der Anstieg der Parameter zwischen den Gruppen unterschied. Dafür wurden die Steigungen zwischen den Visitenzeiträumen verglichen.

Zeitraum zwischen V1 und V2:

Untersucht wurde, ob die Steigung der Parameter zwischen V1 und V2 sich zwischen den Gruppen unterschied. Hier wurde bei der Belastung des medialen Stützstrahles, bei der Belastung des Metatarsus I und bei der Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung ein signifikanter Unterschied im zeitlichen Verlauf zwischen Patienten mit einer Tibiakopffraktur und einer OSG-Fraktur festgestellt.

Bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur nahm die Belastung des **medialen Stützstrahl** signifikant mehr zu als bei Patienten mit einer Fraktur des OSG ($p = 0,047$).

Auch die Belastung des **Metatarsus I** stieg bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur prozentual von der Gesamtbelastung signifikant mehr als bei Patienten mit OSG-Fraktur ($p = 0,003$).

Die **Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung** veränderte sich bei Patienten mit Tibiakopffrakturen signifikant weiter nach anterior als bei Patienten mit einer OSG-Fraktur ($p = 0,008$).

Bei allen anderen Parametern wurde kein Unterschied im Zeitverlauf zwischen den Frakturformen im Zeitraum zwischen V1 und V2 festgestellt (s. Tabelle 11 und Abbildung 14-16).

Zeitraum zwischen V2 und V3:

Im Zeitraum zwischen V2 und V3 wurde kein Unterschied im Anstieg der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturtypen festgestellt (s. Tabelle 12 und Abbildung 14-16).

Zeitraum zwischen V3 und V4:

Im Zeitraum zwischen V3 und V4 wurde bei der Belastung der **medialen und der lateralen Seite** zuerst ein signifikanter Unterschied im Anstieg zwischen den Frakturformen festgestellt ($p = 0,037$), bei der Überprüfung mittels Tuckey-Tests wurde jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen zwei Frakturformen erkannt.

Auch bei den anderen Parametern wurde kein Unterschied zwischen den Frakturformen im Zeitraum zwischen V3 und V4 festgestellt (s. Tabelle 13 und Abbildung 14-16).

Ergebnisse

*Tabelle 11: Test auf signifikante Unterschiede im zeitlichen Heilungsverlauf zwischen den Frakturformen über die Steigung zwischen Zeitraum V1 und Zeitraum V2 errechnet(*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

Steigung von:	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	0,674 (0,527)	0,835 (0,066)	0,348 (0,427)	0,256
Zehen (% BdF)	-0,114 (0,375)	0,075 (<0,001)	0,160 (0,483)	0,332
Mittelfuß (% BdF)	-0,473 (1,145)	-0,380 (1,714)	0,293 (0,538)	0,261
Ferse (% BdF)	0,588 (1,322)	0,305 (1,714)	-0,453 (0,913)	0,189
Vorfuß (% BdF)	-0,463 (0,912)	-0,434 (1,610)	0,581 (0,998)	0,079
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	0,463 (0,912)	0,434 (1,610)	-0,581 (0,998)	0,079
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	-0,110 (0,591)	-0,545 (1,235)	0,173 (0,334)	0,260
Medialer Stützstrahl (% BdF)	-0,354 (0,593)	0,111 (0,375)	0,408 (0,738)	0,047 *(b)
Laterale Seite (% BdF)	0,273 (0,732)	-0,039 (0,483)	-0,225 (0,460)	0,238
Mediale Seite (% BdF)	-0,273 (0,732)	0,039 (0,483)	0,225 (0,460)	0,238
Metatarsus I (% BdF)	-0,576 (0,949)	-0,075 (0,107)	0,314 (0,367)	0,003 ° *(b)
Metatarsus II (% BdF)	0,294 (1,120)	0,254 (0,490)	-0,154 (0,667)	0,582
Metatarsus III (% BdF)	0,125 (0,460)	-0,261 (0,150)	0,337 (0,387)	0,204
Metatarsus IV (% BdF)	0,157 (0,319)	-0,807 (1,806)	0,168 (0,335)	0,683 °
Metatarsus V (% BdF)	0,208 (0,621)	0,889 (2,254)	-0,665 (1,203)	0,531 °
Lage des Cops in ap-Richtung	-0,005 (0,005)	-0,005 (<0,001)	0,004 (0,007)	0,008 *(b)
Lage des Cops in ml-Richtung	-0,001 (0,002)	-0,003 (<0,001)	< -0,001 (0,002)	0,527
Länge der Auslenkung des Cops	0,023 (0,032)	0,017 (0,011)	0,019 (0,040)	0,943

Ergebnisse

Tabelle 12: Test auf signifikante Unterschiede im zeitlichen Heilungsverlauf zwischen den Frakturformen über die Steigung zwischen Zeitraum V2 und Zeitraum V3 errechnet(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

Steigung von:	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	0,420 (0,472)	0,399 (0,187)	0,345 (0,393)	0,924
Zehen (% BdF)	0,088 (0,116)	0,031 (0,095)	-0,009 (0,339)	0,615
Mittelfuß (% BdF)	0,061 (0,496)	0,336 (0,108)	-0,157 (0,516)	0,242
Ferse (% BdF)	-0,149 (0,519)	-0,367 (0,049)	0,166 (0,535)	0,101
Vorfuß (% BdF)	0,081 (0,468)	0,266 (0,087)	-0,235 (0,649)	0,232
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	-0,081 (0,468)	-0,266 (0,087)	-0,235 (0,649)	0,232 °
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	-0,007 (0,370)	0,198 (0,102)	-0,035 (0,309)	0,480
Medialer Stützstrahl (% BdF)	0,088 (0,282)	0,067 (0,101)	-0,201 (0,528)	0,207 °
Laterale Seite (% BdF)	-0,032 (0,323)	0,118 (0,200)	0,162 (0,389)	0,424
Mediale Seite (% BdF)	0,032 (0,323)	-0,118 (0,200)	-0,162 (0,389)	0,424
Metatarsus I (% BdF)	-0,227 (0,754)	-0,050 (0,129)	-0,117 (0,325)	0,842
Metatarsus II (% BdF)	0,094 (0,392)	-0,145 (0,228)	-0,141 (0,178)	0,124 °
Metatarsus III (% BdF)	0,098 (0,348)	-0,079 (0,269)	-0,183 (0,388)	0,228
Metatarsus IV (% BdF)	-0,025 (0,232)	0,139 (0,319)	< -0,001 (0,229)	0,517
Metatarsus V (% BdF)	0,059 (0,505)	0,135 (0,842)	0,441 (0,601)	0,378
Lage des Cops in ap-Richtung	<0,001 (0,003)	0,002 (<0,001)	-0,001 (0,003)	0,179
Lage des Cops in ml-Richtung	<0,001 (0,002)	<0,001 (<0,001)	<0,001 (0,002)	0,506
Länge der Auslenkung des Cops	< -0,001 (0,021)	-0,002 (0,011)	-0,003 (0,014)	0,961

Ergebnisse

Tabelle 13: Test auf signifikante Unterschiede im zeitlichen Heilungsverlauf zwischen den Frakturformen über die Steigung zwischen Zeitraum V3 und Zeitraum V4 errechnet(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur; ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit*

Steigung von:	Sprunggelenk	Tibiaschaft	Tibiakopf	p-Wert
Kraft (% Körpergewicht)	0,017 (0,105)	-0,043 (0,105)	-0,055 (0,206)	0,617
Zehen (% BdF)	0,007 (0,068)	0,019 (0,058)	0,054 (0,080)	0,472
Mittelfuß (% BdF)	0,024 (0,144)	0,025 (0,065)	-0,030 (0,334)	0,877
Ferse (% BdF)	-0,031 (0,206)	-0,043 (0,115)	-0,024 (0,373)	0,992
Vorfuß (% BdF)	0,030 (0,186)	0,026 (0,100)	0,042 (0,318)	0,992
Rückfuß / dorsaler Stützstrahl (% BdF)	-0,030 (0,186)	-0,026 (0,100)	-0,042 (0,318)	0,992
Lateraler Stützstrahl (% BdF)	0,046 (0,085)	-0,010 (0,102)	0,029 (0,164)	0,717
Medialer Stützstrahl (% BdF)	-0,015 (0,115)	0,036 (0,037)	0,014 (0,167)	0,755
Laterale Seite (% BdF)	0,046 (0,061)	-0,031 (0,052)	-0,027 (0,053)	0,037 *
Mediale Seite (% BdF)	-0,046 (0,061)	0,031 (0,052)	0,027 (0,053)	0,037 *
Metatarsus I (% BdF)	0,076 (0,286)	0,136 (0,172)	0,014 (0,040)	0,637
Metatarsus II (% BdF)	-0,074 (0,130)	-0,013 (0,103)	-0,018 (0,095)	0,558
Metatarsus III (% BdF)	-0,100 (0,172)	-0,031 (0,082)	0,009 (0,096)	0,327
Metatarsus IV (% BdF)	-0,015 (0,163)	-0,042 (0,059)	0,003 (0,126)	0,851
Metatarsus V (% BdF)	0,113 (0,174)	-0,049 (0,092)	-0,009 (0,312)	0,377
Lage des Cops in ap-Richtung	<0,001 (0,001)	<0,001 (<0,001)	<0,001 (0,002)	0,982
Lage des Cops in ml-Richtung	<-0,001 (<0,001)	<0,001 (<0,001)	<0,001 (<0,001)	0,299
Länge der Auslenkung des Cops	0,001 (0,006)	<0,001 (0,002)	<0,001 (0,005)	0,996

Ergebnisse

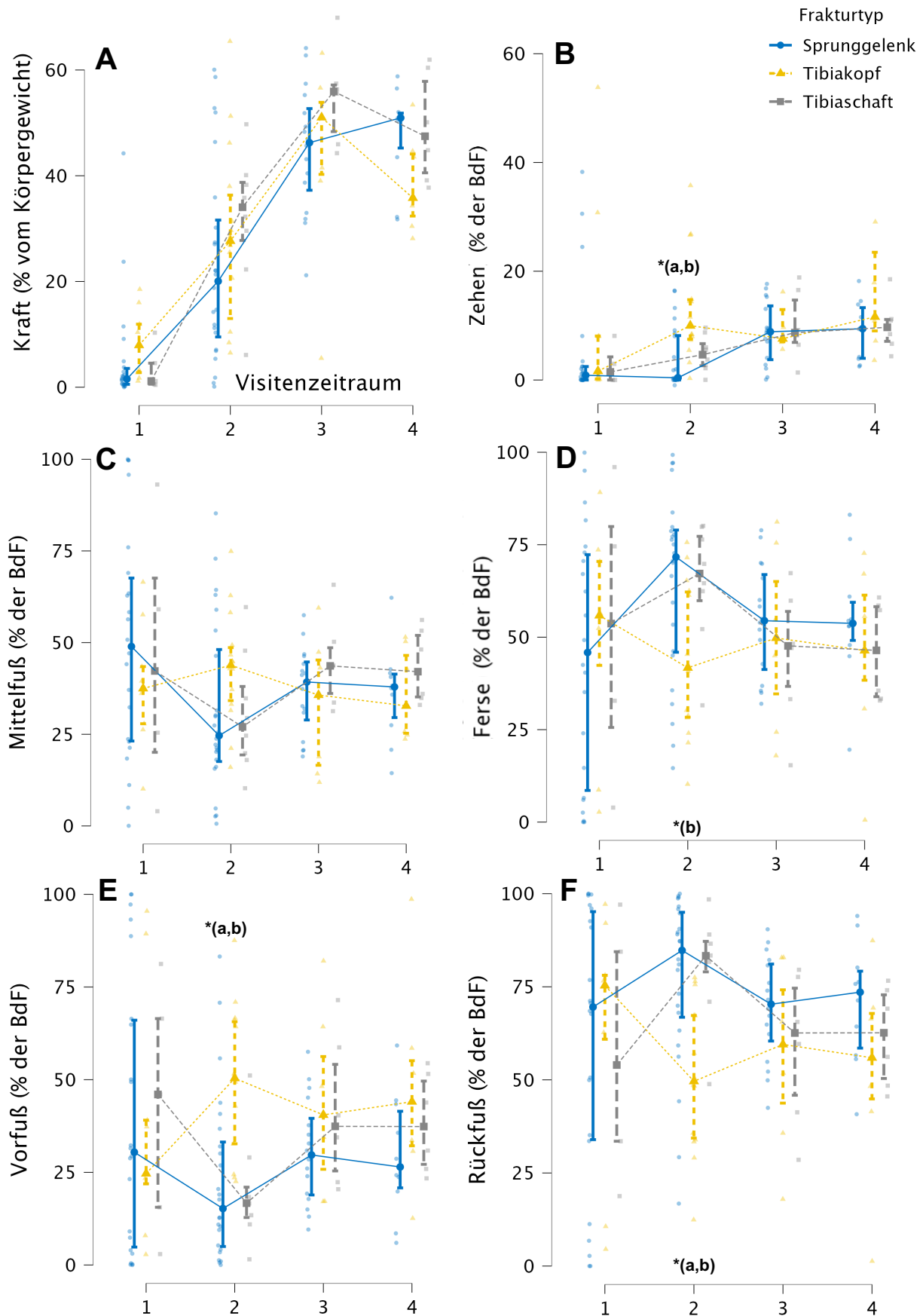


Abbildung 14: Vergleich der Parameter zwischen Patienten mit Frakturen des Tibiakopfes, des Tibiaschaftes und des Sprunggelenks zu den Untersuchungszeiträumen beziehungsweise im zeitlichen Verlauf nach der OP: A) Kraft B) Zehen C) Mittelfuß D) Ferse E) Vorfuß F) Rückfuß; A) in % des Körpergewichtes; B-F) in % der gesamten BdF; * bei $p < 0,05$ (*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, (*b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, (*c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur

Ergebnisse

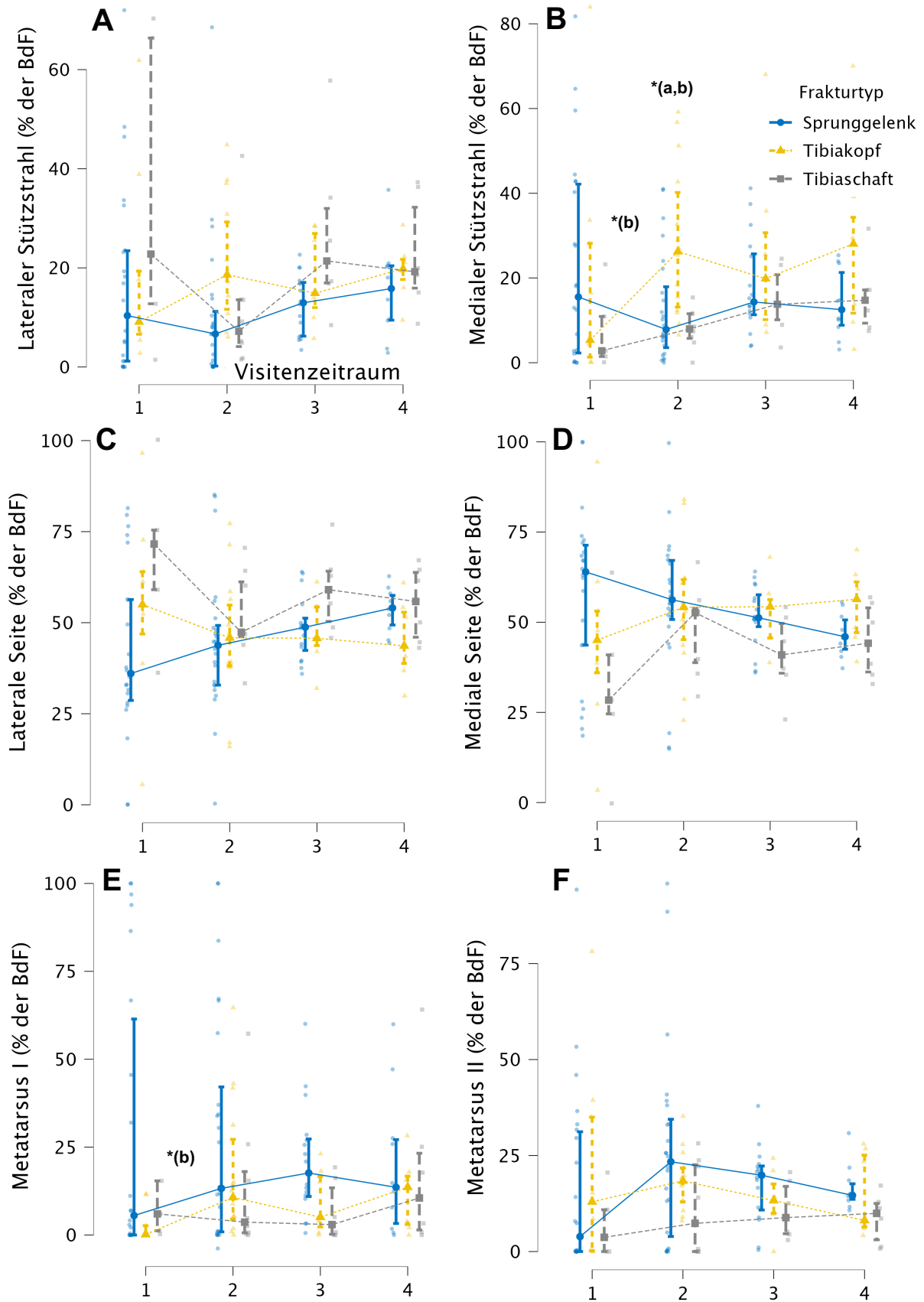


Abbildung 15: Vergleich der verschiedenen Parameter zwischen Patienten mit Frakturen des Tibiakopfes, des Tibiaschaftes und des Sprunggelenks zu den Untersuchungszeiträumen beziehungsweise im zeitlichen Verlauf nach der operativen Versorgung: A) Medialer Stützstrahl B) Lateraler Stützstrahl C) Mediale Seite D) Laterale Seite E) Metatarsus I F) Metatarsus; A-F in % der gesamten BdF;; * bei $p < 0,05$ *(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur)

Ergebnisse

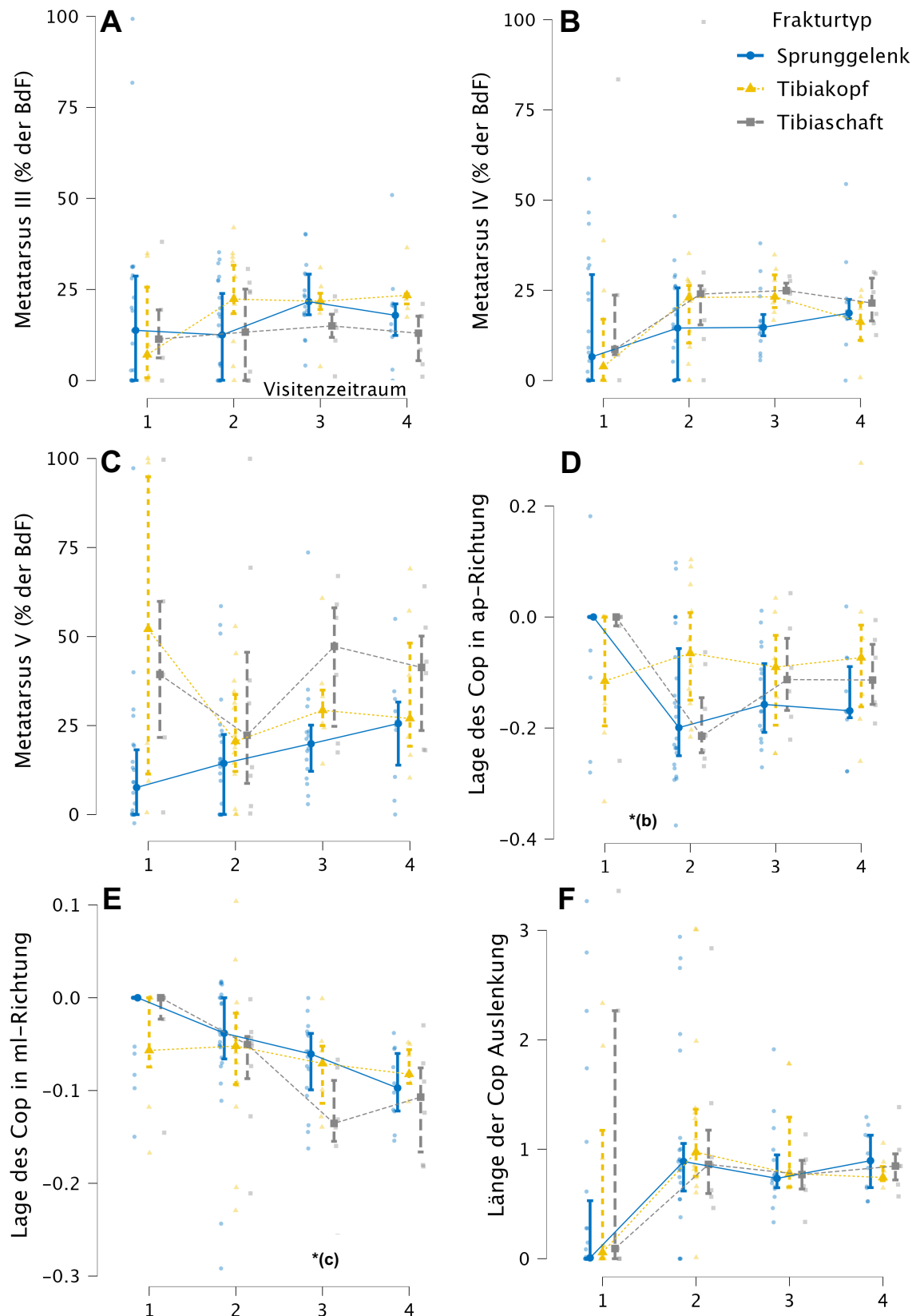


Abbildung 16: Vergleich der Parameter zwischen Patienten mit Frakturen des Tibiakopfes, des Tibiaschaftes und des Sprunggelenks zu den Untersuchungszeiträumen bzw. im zeitlichen Verlauf nach der OP: A) Metatarsus III B) Metatarsus IV C) Metatarsus V D) Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung E) Lage des Cops in mediolateraler Richtung F) Länge der Auslenkung des Cops; A-C in % der gesamten BdF; D-F in einer vom Hersteller definierten Einheit; * bei $p < 0,05$ (*(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur)

4.1.5 Korrelationsanalyse des Schmerzes mit der Kraftbelastung des verletzten Beines

Die Werte des empfundenen Schmerzes und der Kraft waren nicht normalverteilt, sodass der Spearman-Test zur Korrelationsanalyse verwendet wurde. Zwischen dem empfundenen Schmerz und der Kraftbelastung des verletzten Beines bestand ein geringer negativer Zusammenhang ($p = 0,141$).

Auch zwischen dem empfundenen Schmerz und den Tagen nach der Operation bestand nur ein geringer negativer Zusammenhang ($p = 0,137$).

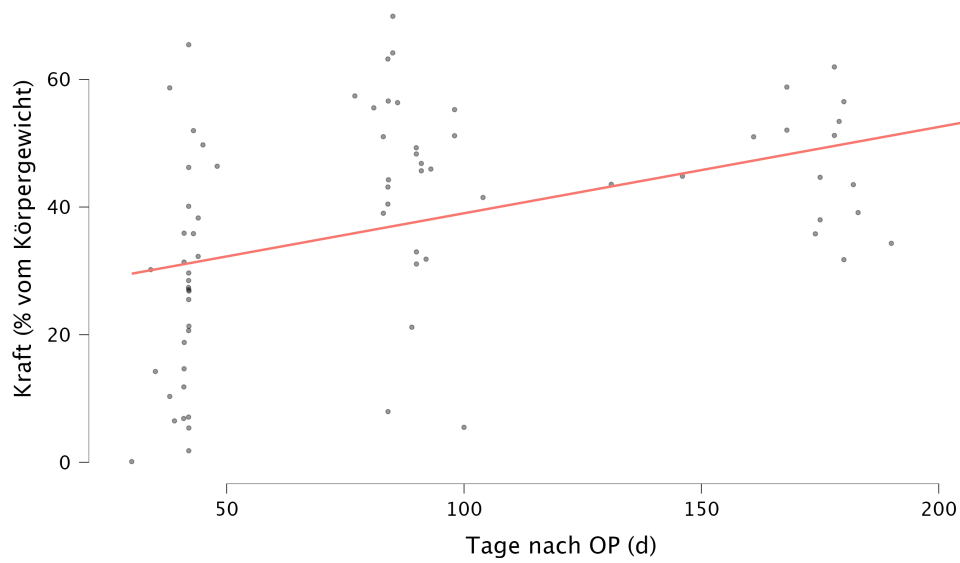
Zwischen der Kraft auf dem verletzten Bein und den Tagen nach der Operation bestand ein eindeutiger positiver Zusammenhang ($p = 1,000$) (s. Tabelle 14 und Abbildung 15).

Tabelle 14: Korrelation zwischen Schmerz, Kraft und Tagen nach der Operation

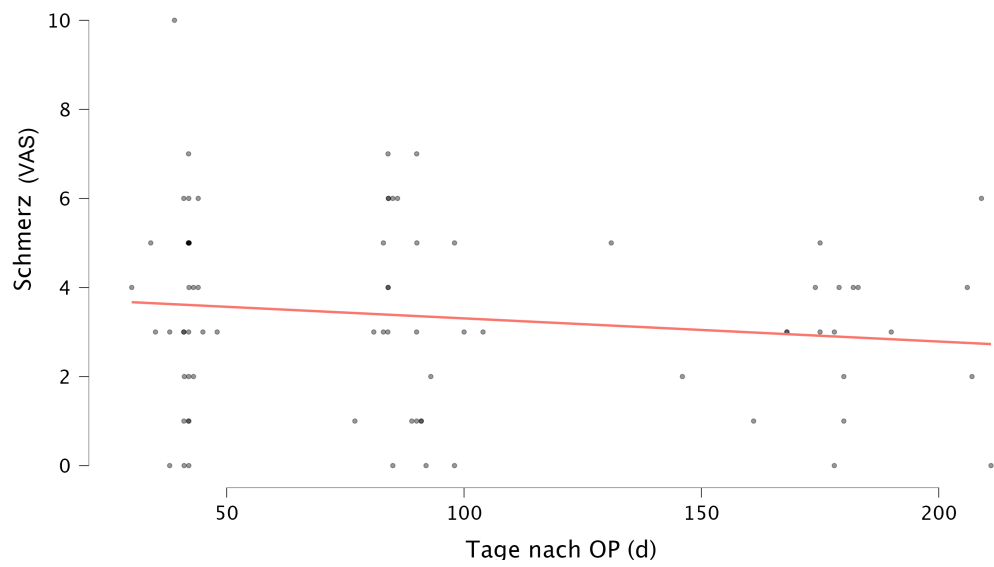
	Spearman's rho	p-Wert
Korrelation zwischen Schmerz und Kraftbelastung	- 0,123	0,141
Korrelation zwischen Schmerz und Tagen nach OP	- 0,126	0,137
Korrelation zwischen Kraft und Tagen nach OP	0,495	1,000

Ergebnisse

A



B



C

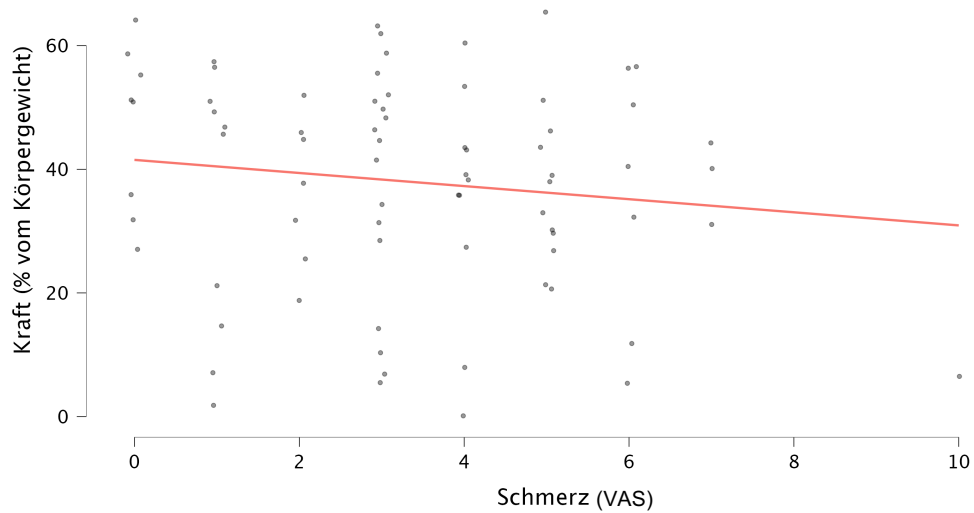


Abbildung 17: Schmerz: A) Steigerung der Kraft im zeitlichen Verlauf B) Abnahme des Schmerzes im zeitlichen Verlauf C) Korrelation von Schmerz und Kraft im zeitlichen Verlauf

5 Diskussion

Die vorliegende Arbeit hat erstmalig Veränderungen der plantaren Druckverteilung nach Frakturen des Unterschenkels und des OSGs bei Patienten untersucht. Die wichtigsten Ergebnisse der Studie sind:

1. In den Zeiträumen zwischen V1 (0 bis 14 Tage postoperativ) und V2 (30 bis 60 Tage postoperativ), sowie zwischen V2 und V3 (70 bis 110 Tage postoperativ) stieg die Kraft auf dem verletzten Bein signifikant an. Zwischen V3 und V4 (130 bis 230 Tage postoperativ) erfolgte kein weiterer Kraftanstieg.
2. Im Zeitraum V4 zeigten die Patienten eine höhere Belastung der lateralen Fußsohle, während bei den gesunden Probanden eine signifikant höhere Belastung der medialen Seite bestand ($p = 0,024$). Passend hierzu lag das Cop bei den Patienten weiter lateral als bei gesunden Probanden ($p = 0,048$).
3. Im Zeitraum V2 belasteten Patienten mit einer Tibiakopffraktur den Vorfuß signifikant mehr als Patienten mit einer OSG- oder Tibiaschaftfraktur ($p = 0,002$). Dementsprechend wurde der Rückfuß bei Patienten mit Tibiakopffrakturen in diesem Zeitraum signifikant weniger belastet als bei den anderen beiden Patientengruppen ($p = 0,002$). Auch die Belastung des medialen Stützstrahles war in diesem Zeitraum bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur signifikant höher als bei Patienten mit Tibiaschaft- oder OSG-Frakturen ($p = <0,001$).
4. Im Zeitraum V3 lag das Cop in mediolateraler Richtung bei Patienten mit Tibiaschaftfrakturen signifikant weiter lateral als bei Patienten mit OSG-Frakturen ($p = 0,049$).
5. Im zeitlichen Verlauf zwischen V1 und V2 nahm bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur die Belastung des medialen Stützstrahls signifikant mehr zu als bei Patienten mit einer Fraktur des OSG ($p = 0,047$). Auch die Belastung des Metatarsus I stieg bei Patienten mit einer Tibiakopffraktur signifikant mehr als bei Patienten mit einer OSG-Fraktur ($p = 0,003$). Die Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung veränderte sich in diesem Zeitraum bei Patienten mit Tibiakopffrakturen signifikant weiter nach anterior als bei Patienten mit einer OSG-Fraktur ($p = 0,008$).
6. Zwischen dem empfundenen Schmerz und der Kraftbelastung des verletzten Beines bestand im zeitlichen Verlauf ein geringer negativer Zusammenhang ($p = 0,141$).

In Bezug auf die Hypothesen bedeutet dies:

Die erste Hypothese *„Im Verlauf der Frakturheilung ändern sich die Gewichtsbelastung und die plantaren Druckverteilung unter dem verletzten Bein im Stand.“* wird teilweise angenommen. Die Belastung des verletzten Beines stieg im Verlauf signifikant an, sodass der erste Teil der Hypothese angenommen wird. Die anderen Parameter zur plantaren Druckverteilung veränderten sich im zeitlichen Verlauf jedoch nicht, sodass der zweite Teil der Hypothese abgelehnt wird.

Die zweite Hypothese *„Die Druckverteilung unter dem Fuß des verletzten Beines unterscheidet sich auch nach 130 bis 230 Tagen gegen Ende der Behandlung noch von der Druckverteilung bei gesunden Probanden.“* wird angenommen. Denn 130 bis 230 Tage postoperativ zeigten die Patienten eine höhere Belastung der lateralen Fußsohle, während gesunde Probanden eine signifikant höhere Belastung der medialen Seite aufwiesen ($p = 0,024$). Auch das Cop lag bei den Patienten weiter lateral als bei gesunden Probanden ($p = 0,048$).

Die dritte Hypothese *„Es gibt im Heilungsverlauf Unterschiede in der Gewichtsbelastung und der plantaren Druckverteilung zwischen den Frakturtypen. Da Patienten mit Tibiaschaftfrakturen bei operativer Versorgung mit einem Nagel sofort voll belasten dürfen, steigt die Gewichtsbelastung des verletzten Beines schneller an.“* wird teilweise angenommen. Mehrere Parameter der plantaren Druckverteilung wie die Belastung des Vorfußes, des Rückfußes, des medialen Stützstrahles, des Metatarsus I oder des Cops verhalten sich im Vergleich zwischen den Frakturtypen unterschiedlich. Die Kraftbelastung bei Tibiaschaftfrakturen unterscheidet sich jedoch nicht von der Kraftbelastung bei Tibiakopf- oder OSG-Frakturen, sodass dieser Teil der Hypothese abgelehnt wird.

Die vierte Hypothese *„Die Belastung des verletzten Beines im Heilungsverlauf ist indirekt proportional zur Stärke des Schmerzes.“* wird angenommen. Es besteht im Heilungsverlauf ein negativer Zusammenhang zwischen der Schmerzstärke und der Kraft auf dem Bein, dieser ist jedoch sehr gering.

5.1 Diskussion der Methoden

Die plantare Druckverteilung im Stehen nach Frakturen des Unterschenkels ist ein bisher unerforschtes Gebiet. Die Untersuchung mittels drucksensitiver Einlegesohlen bietet, wie in dieser Studie gezeigt wurde, eine sehr gute Möglichkeit, die Verteilung des Drucks zu untersuchen. Dadurch, dass die verwendeten Sohlen mit je 16 Sensoren ausgestattet sind, kann die Druckverteilung genau analysiert und die Belastung gut prozentual aufgeteilt werden. Die Patienten haben bei der ersten Untersuchung im Visitenzeitraum V1, also bereits wenige Tage nach der operativen Versorgung, schmerzbedingt oftmals nur sehr wenig Gewicht auf das verletzte Bein übertragen. So stellt sich die Frage, ob bei einer nur minimalen Belastung des verletzten Beines eventuell von nur einem Prozent des Körpergewichtes, der Druck und

die entsprechende Druckverteilung überhaupt von der minimalen Fußbelastung des Standes des Patienten kamen oder ob der Druck einfach eher dort dargestellt wurde, wo der Schuh am engsten die Einlegesohle zwischen Fuß und Boden einklemmte.

Eine alternative Untersuchungsmethode, die dieses Problem verhindern würde, wäre die Untersuchung auf einer Kraft- oder Druck-Messplatte (Dyer & Bamberg, 2011). Hier wäre eine direkte Druckübertragung vom Fuß auf die Platte möglich. So hätte das Problem der Verfälschung durch den Druck des Schuhes zwar verhindert werden können, insgesamt wäre diese Untersuchungsmethode für die Untersuchung der Patienten mit Frakturen am Unterschenkel jedoch weniger geeignet gewesen. Bei der Messung mittels Kraftplatte wäre die Messung der plantaren Druckverteilung ausschließlich in einem Bewegungsanalyselabor möglich gewesen, doch die erste Messung im Visitenzeitraum 1 musste auf Station stattfinden, da die meisten Patienten frisch operiert noch nicht in der Lage waren, in das Bewegungslabor zu kommen. Mit den Einlegesohlen konnte die Messung auch schon frühzeitig nach der operativen Versorgung auf Station stattfinden und auch später im Alltag bei manchen Patienten zuhause fortgeführt werden. Zusätzlich zur Mobilität sind die Sohlen deutlich günstiger und konnten den Patienten so ohne großes finanzielles Risiko auch zur Heimmessung mit nach Hause gegeben werden.

Bei Patienten mit Unterschenkelorthesen ist die Messung der plantaren Druckverteilung mittels Einlegesohle deutlich effektiver. Da die Sohle direkt unter dem Fuß liegt und nicht erst unterhalb der festen und stabilen Orthese, wie es bei Messplatten der Fall wäre, werden hier keine durch die Orthese verfälschten Werte, sondern die tatsächliche plantare Druckverteilung gemessen. Auf eine Kraftmessplatte wäre der Druck nicht direkt und realistisch vom Fuß auf die Platte, sondern über die Orthese auf die Platte übertragen worden.

Neben den elektronischen Messverfahren, also den Sensoreinlegesohlen oder den Druckmessplatten, gibt es auch noch die klassischen Druckmessverfahren wie den Gipsabdruck. Hier wäre jedoch nur eine statische und keine dynamische zehn Sekunden-Verlaufsmessung möglich, sodass Parameter wie das Schwingen um das Cop überhaupt nicht messbar gewesen wären.

Angebracht werden muss auch die Tatsache, dass die Patienten mit Frakturen des OSG oder oftmals auch die mit Frakturen des Tibiaschaftes gerade bei den ersten beiden Messungen V1 und V2 Unterschenkelorthesen getragen und die Patienten aller Frakturtypen im selben Zeitraum Unterarmgehstützen verwendet haben. Das verfälscht einerseits in einem gewissen Maß die Stehdaten an sich und andererseits sorgt es für eine verminderte Vergleichbarkeit der Daten von V1 oder V2 mit V3 oder V4, da die Messungen dann einmal mit und einmal ohne Hilfsmittel aufgenommen wurden. Dies kann jedoch nicht geändert werden, ohne das Behandlungsverfahren der Patienten zu verändern, da diese Hilfsmittel die medizinische Versorgung optimal unterstützen. Die Orthesen können das plantare Belastungsmuster

verfälscht haben. So wird laut einer Studie von Ehrnthaller et al. (2023) der Spitzendruck am Vorfuß durch Unterschenkelorthesen (in dieser Studie hoher Walker-Stiefel genannt) deutlich reduziert (Ehrnthaller et al., 2023). Dies sollte berücksichtigt werden.

Kritisch muss auch die fehlende Vorgabe des Stehens betrachtet werden. Dadurch, dass der Patient entspannt stehen sollte, wie er es auch im Alltag macht, ist der Stand weniger vergleichbar. Hätten die Patienten jedoch Vorgaben erhalten, wie sie stehen sollen, hätte dies den natürlichen Stand und die natürliche plantare Belastung beeinflusst.

Vorgaben zum Stand sind primär relevant, wenn nicht der natürliche Stand untersucht werden soll, sondern beispielsweise ein bestimmtes Ereignis provoziert werden kann, wie es bei Untersuchungen des Gleichgewichts beispielsweise der Fall ist. Da hier bekannt ist, dass die Entfernung der Füße voneinander einen großen Einfluss hat, sollten die Füße hier falls möglich für Messzwecke parallel nebeneinander zusammengestellt werden (Mattle & Fischer, 2021). Diese Fußstellung führt dann zu völlig anderen Ergebnissen als eine breitbeinige Standanalyse in Bezug auf das Gleichgewicht. Für eine Vergleichbarkeit der Daten ist hier eine genaue Vorgabe notwendig, um das gleichgewichtsbedingte Schwanken und dessen Folgen zwischen Patienten direkt vergleichbar zu machen. Im Fall der plantaren Druckverteilung hätten mehr Vorgaben vermutlich aber die Ergebnisse für einen natürlichen Stand verfälscht.

Ein weiterer zur Diskussion stehender Punkt ist der Schmerzfragebogen. Die Frage zur Schmerzstärke wurde sehr einfach gestellt, sodass die Patienten sich nur für einen Zahlenwert entscheiden mussten. Doch die Frage zur Stärke der eigenen Schmerzen ist sehr subjektiv und dadurch wenig vergleichbar (Swieboda et al., 2013). Dadurch, dass die gleichen Patienten im zeitlichen Verlauf dieselbe Frage erneut beantworteten, war die Vergleichbarkeitsproblematik etwas reduziert, doch der Schmerz war weiterhin subjektiv und tagesformabhängig. Zudem nahmen die Patienten gerade in den ersten Wochen vermehrt Schmerzmittel ein, was sich entsprechend auf den Schmerz auswirkte. Im Verlauf wurde diese Schmerzmedikation wieder reduziert, sodass die Schmerzen eventuell wieder vermehrt wahrgenommen wurden. Dieser Einfluss wurde im entsprechenden Schmerzfragebogen nicht beachtet. Dazu kommt, dass durch die Angabe auf dem Fragebogen „Stand vor vierzehn Tagen“ die Patienten im ersten Visitenzeitraum irritiert wurden und manche ihre Angabe zum Stand vor dem Unfall und manche zum korrekten gefragten Stand nach der operativen Versorgung beantwortet haben. Dadurch wurde der Visitenzeitraum 1 nicht verwertbar und konnte nicht genutzt werden. Dieses Problem fand sich in den Visitenzeiträumen 2 bis 4 zwar nicht mehr doch die Subjektivität, die Tagesformabhängigkeit und der Einfluss der Schmerzmedikation waren hier weiterhin vorhanden und konnte nicht behoben werden.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Fragestellung, wie sich die Verteilung des plantaren Drucks im Stehen im Heilungsverlauf nach Frakturen des OSG, des Tibiaschaftes und des Tibiakopfes entwickelt, war bisher unerforscht. Insgesamt fanden sich keine Daten zur Veränderung der plantaren Druckverteilung im Stehen nach Frakturen der unteren Extremität.

Die genannten Hypothesen zur plantaren Belastung im Stehen während der Frakturheilung von Frakturen des OSG, des Tibiaschaftes und des Tibiakopfes wurden in diesem Rahmen untersucht und die entstandenen Ergebnisse sollen nun in Bezug zur aktuellen Literatur gesetzt werden:

1:Im Verlauf der Frakturheilung ändern sich die Gewichtsbelastung und die plantaren Druckverteilung unter dem verletzten Bein im Stand.

Beim Vergleich der gesamten Parameter wurde nur bei der Kraftbelastung des verletzten Beines eine signifikante Änderung im zeitlichen Verlauf festgestellt. Dies erscheint logisch, da Patienten das verletzte Bein zunehmend belasten dürfen.

Bei allen anderen Parametern wurden keine signifikanten Änderungen zwischen den verschiedenen Visitenzeiträumen festgestellt. Dies zeigt, dass die Patienten die Druckverteilung unter dem verletzten Fuß im Frakturverlauf im Stehen nicht sonderlich zu verändern schienen.

Zur Veränderung der plantaren Druckverteilung im Heilungsverlauf nach Frakturen des Unterschenkels oder des OSG gibt es kaum Literatur. Eine Studie mit sieben Teilnehmern mit OSG-Frakturen zeigte eine Verschiebung der Belastung nach dorsal im Gehen (Lajevardi-Khosh et al., 2019). Eine solche Entwicklung konnte bei unseren Messungen im Stehen nicht festgestellt werden. Die meisten Studien beschäftigen sich jedoch mit einem deutlich späteren Zeitpunkt mindestens ein Jahr nach der Heilung der Fraktur. So zeigen Studien für diesen Zeitraum nach Unterschenkel- oder OSG-Frakturen eine vermehrte laterale Fußbelastung oder eine vermehrte laterale Vorfußbelastung im Gehen (Becker et al., 1995; Falzarano et al., 2018; Jansen et al., 2013; Perttunen et al., 2000). Die vermehrte laterale Belastung konnte in der vorliegenden Studie auch für den Stand festgestellt werden. Eine deutliche Änderung der plantaren Belastung im Heilungsverlauf in den Wochen nach der Fraktur konnte, abgesehen von einer Kraftsteigerung, nicht festgestellt werden. Zu Änderungen der plantaren Druckverteilung im Stehen oder auch im Gehen in den Wochen im Anschluss an die Fraktur existieren sonst noch keine Daten. Auch für andere Verletzungen finden sich keine Daten zu plantaren Veränderungen im Stehen in den Wochen nach dem Ereignis.

2: Die Druckverteilung unter dem Fuß des verletzten Beines unterscheidet sich auch nach 130 bis 230 Tagen gegen Ende der Behandlung noch von der Druckverteilung bei gesunden Probanden.

Beim Vergleich der Parameter zwischen gesunden Probanden und Patienten mit den genannten Frakturen im Visitenzeitraum 4 sind signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen aufgefallen. Die Patienten belasteten die laterale Fußseite mehr, die gesunden Probanden belasteten die mediale Seite mehr. Zudem ist ein Unterschied in der Lage des Cops in mediolateraler Richtung erkennbar gewesen. Das Cop der Patienten lag lateraler als das der gesunden Probanden.

Dies lässt darauf schließen, dass eine veränderte Druckverteilung länger erhalten bleibt als ursprünglich gedacht. So wäre es hier interessant gewesen die Patienten Jahre später noch einmal zu untersuchen, um zu sehen, ob sich die Belastung irgendwann wieder der Normalverteilung gesunder Beine anpasst oder ob die Änderung der Druckverteilung auch Jahre später noch vorhanden ist.

Vergleicht man die entstandenen Ergebnisse im Stehen mit vorhandenen Daten zum Gehen sind eindeutige Parallelen erkennbar. Im Nagetiermodell fanden Mcveigh et al. veränderte Druckverhältnisse im Gehen nach Frakturen (Mcveigh et al., 2020). Beim Menschen belegten mehrere Studien zu Frakturen des Unterschenkels oder des OSG eine anhaltende verstärkte laterale Vorfußbelastung im Gehen (Becker et al., 1995; Fernández-Gorgojo et al., 2023; Perttunen et al., 2000; Schmidt et al., 1999). Im Stehen wurde in der vorliegenden Studie zwar keine vermehrte laterale Vorfußbelastung festgestellt, passend hierzu allerdings eine verstärkte laterale Fußbelastung sowie eine weiter laterale Lage des Cops. Es erscheint passend, dass im Gehen der Vorfuß durch das Abstoßen vermehrt belastet wird und im Stehen die gesamte Fußlänge. Doch sowohl im Gehen in der vorhandenen Literatur als auch hier im Stehen ist die vermehrte plantare Druckbelastung auf der lateralen Seite aufgefallen. In einer systematischen Überprüfung mehrerer Studien zu intraartikulären Calcaneusfrakturen wurde im Gehen ebenfalls eine Lateralisierung des Cops und eine vermehrte laterale Vorfußbelastung im Vergleich zum medialen Vorfuß festgestellt. Weitere Änderungen dieser Überprüfung wie erhöhte Vor- und Mittelfußdrücke oder reduzierte Rück- und Zehendrücke, die nach Calcaneusfrakturen im Gehen festgestellt wurden, konnten in der vorliegenden Studie im Stehen nicht bestätigt werden (Sanders et al., 2020). Hirschmüller et al. zeigte nach Calcaneusfrakturen jedoch eine erhöhte Rück- und Mittelfußbelastung (Hirschmüller et al., 2011). Doch auch dies konnte in der vorliegenden Studie im Stehen nicht bestätigt werden. Pawik et al. stellten zu einem einmaligen Zeitpunkt zwei bis fünf Jahre nach einer Tibiafraktur mit Pseudarthrose keine Änderung in der Symmetrie zwischen dem verletzten und dem unverletzten Bein im Stehen fest. Auch zwischen den Patienten und den gesunden Probanden wurde kein Unterschied festgestellt. Diese Studie analysierte jedoch lediglich die

Gesamtfußbelastung und unterteilte in Vorfuß und Rückfuß (Pawik et al., 2021). Weitere Unterteilungen wie beispielsweise in eine laterale und eine mediale Seite wurden leider nicht untersucht. Hier fanden sich allerdings im Gehen in mehreren Studien signifikante Unterschiede und auch in der vorliegenden Studie im Stehen waren hier Veränderungen erkennbar.

3: Es gibt im Heilungsverlauf Unterschiede in der Gewichtsbelastung und der plantaren Druckverteilung zwischen den Frakturtypen. Da Patienten mit Tibiaschaftfrakturen bei operativer Versorgung mit einem Nagel sofort voll belasten dürfen, steigt die Gewichtsbelastung des verletzten Beines schneller an.

Hier wurde zu den jeweiligen Visitenzeiträumen zwischen den Frakturformen verglichen und im zeitlichen Verlauf zwischen den Visitenzeiträumen zwischen den Frakturformen verglichen. Im Visitenzeitraum V2 waren mehrere signifikante Unterschiede feststellbar.

Der Vorfuß sowie die Zehen wurden von Patienten mit einer Tibiakopffraktur im Vergleich zu Patienten mit Frakturen des OSG oder des Tibiaschaftes mehr belastet, der Rückfuß wurde bei Patienten mit Tibiakopffrakturen weniger belastet. Bei der Belastung der Ferse war der Unterschied nur zwischen den Patienten mit Tibiakopffrakturen und denen mit Frakturen des OSG signifikant, jedoch nicht zwischen den Patienten mit Tibiakopffrakturen und denen mit Tibiaschaftfrakturen. Passend hierzu zeigten Ganse et al., dass bei Tibiaschaftfrakturen für eine erfolgreiche Heilung ohne Überbelastung eine Belastung des Vorfußes einer Belastung des Rückfußes vorzuziehen ist, da über den Hebelarm eine Belastung des Vorfußes in Tibiaschaftfrakturen zu höheren Kräften führt als eine Belastung der Ferse. Die Patienten überschritten hier bei reiner Vorfußbelastung ihre Belastungsgrenze in kg im Vergleich zur reinen Rückfußbelastung, was mit dem Hebelarm des Sprunggelenks zu erklären ist (Ganse et al., 2016).

Auch die Belastung des medialen Stützstrahles war bei Patienten mit Tibiakopffrakturen signifikant höher als bei Patienten mit Frakturen des OSG oder des Tibiaschaftes.

Auffällig ist hier, dass sich immer die Patienten mit Tibiakopffrakturen von den anderen Frakturformen unterschieden. Zu erwarten wäre eher ein Unterschied zwischen Tibiaschaftfrakturen und den anderen beiden Frakturformen gewesen, da hier ein Marknagel eingesetzt wird und die Patienten daraufhin direkt voll belasten dürfen (Schumpelick et al., 2010). Bei Tibiakopf- und OSG-Frakturen wird eine Osteosynthese durchgeführt, woraufhin die Patienten für circa sechs Wochen nur eine Teilbelastung auf das verletzte Bein übertragen dürfen (Henne-Bruns et al., 2012). Doch die Ergebnisse zeigten hier überraschenderweise den Unterschied bei den Patienten mit einer Tibiakopffraktur. Dies deutet darauf hin, dass die Patienten im Visitenzeitraum V2, also zeitlich gesehen zu Beginn der Vollbelastung, das Gewicht je nach Frakturform verändert auf dem verletzten Bein trugen.

Im Visitenzeitraum V3 unterschied sich die Lage des Cops in mediolateraler Richtung zwischen Patienten mit einer Tibiaschaftfraktur und Patienten mit einer Fraktur des OSG. Bei beiden Frakturformen lag das Cop lateral des Nullpunktes aber bei Tibiaschaftfrakturen signifikant weiter lateral als bei Frakturen des OSG.

Im Visitenzeitraum 4, also gegen Ende der Behandlung, waren keine signifikanten Änderungen zwischen den Frakturformen mehr feststellbar. Dies deutet darauf hin, dass die Frakturform selbst keinen oder nur einen geringen Einfluss auf die Art der Änderung der plantaren Druckverteilung hat.

Auch im Gehen sieht es danach aus, dass die verschiedenen Frakturformen dieselbe veränderte plantare Druckbelastung aufweisen. Es gibt zum derzeitigen Stand zwar keine Studien, die zwischen den Frakturformen direkt unterscheiden, aber bei einer Studie nach Sprunggelenksfrakturen von Becker et al. kam dieselbe vermehrte laterale Vorfußbelastung im Gehen heraus wie bei einer Studie nach Tibiafrakturen von Perttunen et al. (Becker et al., 1995; Perttunen et al., 2000). Zwar schien bei Tibiafrakturen vermehrt eine Asymmetrie des Gangbildes erhalten zu bleiben und bei OSG-Frakturen nicht, aber die veränderte plantare Druckbelastung zu Gunsten der lateralen Vorfußbelastung war dieselbe.

Beim Vergleich der Parameter zwischen den Frakturformen im zeitlichen Verlauf waren signifikante Unterschiede nur zwischen dem Visitenzeitraum 1 und dem Visitenzeitraum 2 erkennbar. Hier war eine vermehrte Belastungssteigerung des medialen Stützstrahles und des Metatarsus I bei Frakturen des Tibiakopfes im Vergleich zu Frakturen des OSG erkennbar.

Auch bei der Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung fiel ein Unterschied zwischen Frakturen des Tibiakopfes und des OSG auf. Bei beiden Frakturformen bewegte sich das Cop in Richtung anterior des Nullpunktes, bei Tibiakopffrakturen jedoch signifikant weiter als bei Frakturen des OSG.

Zudem fällt hier wie oben auf, dass die signifikante Abweichung wieder bei Patienten mit Tibiakopffrakturen auftrat. Warum der Unterschied erneut bei den Patienten mit Tibiakopffrakturen auffällt, ist nicht ersichtlich. Ein Ansatzpunkt kann die fehlende Versorgung mit einer Orthese bei Patienten mit Tibiakopffrakturen sein, denn OSG-Frakturen und teilweise auch Tibiaschaftfrakturen werden mit Unterschenkelorthesen versorgt. Tibiakopffrakturen werden nicht mit solchen Orthesen versorgt, was eventuell eine Erklärung für die veränderte plantare Druckbelastung insbesondere zu Visitenzeitraum 1 oder 2 darstellen könnte. Ein weiterer Überlegungsansatz ist eine schmerzbedingte Haltungsänderung bei Patienten mit Tibiakopffrakturen. Die Patienten extendieren eventuell das Knie weniger, da ihnen diese Bewegung durch die kniegelenksnahe Frakturlokalisation Schmerzen bereitet. Dies könnte den Druck nach ventral in Richtung Vorfuß verlagern.

Interessant ist jedoch, wie bereits erwähnt, dass Patienten mit einer Tibiaschaftfraktur abgesehen von der veränderten Lage des Cops in mediolateraler Richtung im Visitenzeitraum

V3 trotz des deutlich anderen Behandlungsverfahrens keine Unterschiede zu den anderen beiden Frakturformen aufwiesen.

4: Die Belastung des verletzten Beines im Heilungsverlauf ist indirekt proportional zur Stärke des Schmerzes.

Hier zeigte sich überraschenderweise nur ein geringer negativer Zusammenhang zwischen dem Schmerzempfinden der Patienten und der Kraftbelastung. Das unerwartete Ergebnis ist vermutlich auf mehrere Faktoren zurückzuführen.

Zunächst hätte man eher eine eindeutige negative Korrelation zwischen der Schmerzstärke und der Gewichtsbelastung erwartet, denn der Gedanke, dass die Patienten mehr belasten, wenn sie weniger Schmerzen haben, scheint zuerst logisch. Doch gleichzeitig erscheint es nachvollziehbar, dass mehr Schmerzen auftreten, wenn die Patienten das verletzte Bein vermehrt belasten. Hat ein Patient zunächst wenig Schmerzen, steigert er automatisch die Belastung und genau diese Mehrbelastung kann dann wieder zu mehr Schmerzen führen. Gerade im Heilungsverlauf wird die Belastung des verletzten Beines gesteigert, sodass Schmerzen durch die vermehrte Aktivität auch schneller wahrgenommen werden.

Auch der Alltag der Patienten hat einen großen Einfluss auf die Heilung und das Schmerzempfinden. Je nachdem, ob der Patient viel belastet oder viel schont, ob er heilungsfördernd agiert oder nicht, ändert es den Schmerzzustand. Nach Kasnakova et al. verbessern Physiotherapie und gezielte Übungen die Heilung und reduzieren die Schmerzen nach Sprunggelenksfrakturen (Kasnakova et al., 2022).

Auch werden gerade zu Beginn des Heilungsverlaufs vermehrt Schmerzmittel von den Patienten eingenommen. Diese reduzieren die Schmerzen und können die Angabe zur Schmerzstärke stark beeinflussen. Werden die Schmerzmittel im Heilungsverlauf reduziert, werden vorhandene Schmerzen vermehrt wahrgenommen. Dies verfälscht den zeitlichen Verlauf der unabhängigen Schmerzstärke.

Zu Bedenken ist zudem, dass Schmerz ein sehr subjektiver Parameter ist, der schlecht objektivierbar ist.

Dies scheinen logische Erklärungen für das zunächst wenig überzeugende Ergebnis zu sein.

Zu allen genannten Fragestellungen müssen neben den Frakturen auch andere Einflussfaktoren auf den Stand bedacht werden. Das Alter, das Gewicht, neurologische, internistische oder orthopädische Begleiterkrankungen, die Fußstellung oder das Vorhandensein von Schmerzen können die plantare Druckverteilung beeinflussen. Auch weitere Folgen der Frakturen wie Muskelabbau, Vernarbungen, Bewegungseinschränkungen oder Kontrakturen nehmen Einfluss darauf (Buldt et al., 2018; Hills et al., 2001; Horisberger et al., 2009; Low et al., 2017; Lugade & Kaufman, 2014; Mehlhorn et al., 2017; Richmond et

al., 2021; Robinson et al., 2013; Ruhe et al., 2011; Scott et al., 2007; Shin & Ahn, 2020; Terra et al., 2020). Da die Gruppen sich bezüglich Alter, Geschlecht und Gewicht nicht signifikant unterschieden haben, kann hier davon ausgegangen werden, dass dies keine größeren Einflussfaktoren waren. Begleiterkrankungen, natürliche Fußstellungen oder Schmerzen könnten die Untersuchungen beeinflusst haben, da hier nicht alles statistisch geprüft werden konnte. Da potenzielle Einflussfaktoren, wie zum Beispiel die Begleiterkrankungen, oftmals altersabhängig sind und das Alter gleichmäßig verteilt war, kann eventuell sogar davon ausgegangen werden, dass sich auch diese Begleitfaktoren gleichmäßig über die Gruppen verteilt hatten und bei den Stichprobengrößen kaum Einfluss auf die Ergebnisse gehabt hatten.

5.3 Anwendbarkeit in der Klinik

Die Standanalyse mit tragbaren Einlagen oder Druckplatten ist in der klinischen Praxis relativ einfach umzusetzen. Die Patienten können die Stehaufgabe innerhalb von zehn Sekunden leicht durchführen. Die meisten druckempfindlichen Einlegesohlen oder Druckplatten verfügen über eine zugehörige Software, die die Daten direkt nach der Messung sammelt, sodass die Messdaten von medizinischem Fachpersonal zur Überwachung der Fortschritte zwischen den klinischen Untersuchungen verwendet werden können.

Zum aktuellen Zeitpunkt würde man vermutlich jedoch keinen ausreichenden Mehrwert aus den Daten erhalten. Noch ist nicht bekannt, ob man mit Hilfe der plantaren Druckverteilung frühzeitig erkennen könnte, ob Frakturen gut oder schlecht heilen. Noch ist keine typische Druckverteilung in den verschiedenen Phasen der Heilung bekannt. Deswegen sind große klinische Studien zur Prädiktion von Heilungsstörungen über Standanalysen erforderlich. Aufgrund der zeitlichen Verzögerung der Darstellung des Heilungsfortschritts auf Röntgenbildern ist die Entwicklung neuer Verfahren zur Vorhersage von Komplikationen wünschenswert. So könnte eventuell früher in den Heilungsverlauf eingegriffen werden. Auch könnte eventuell die Häufigkeit von Röntgenbildern reduziert werden, wodurch Strahlenbelastung und Kosten gespart werden könnten. Für die Stehanalyse wären lediglich Einlegesohlen oder Druckplatten mit der dazugehörigen Software nötig. Für die Kontrolle der plantaren Druckverteilung im Heilungsverlauf wären vermutlich keine so detailliert aufgeteilten Einlegesohlen mit 16 Drucksensoren notwendig, sondern Sohlen mit einer Unterteilung in die vier Bereiche lateraler Vorfuß, medialer Vorfuß, lateraler Rückfuß und medialer Rückfuß müssten hierfür ausreichen. Der Zeitaufwand wäre sehr gering, da der Patient für eine Messung lediglich zehn Sekunden stehen muss.

5.4 Diskussion der Stichprobengröße

Insgesamt wurden 61 Patienten und 44 Probanden in dieser Arbeit untersucht. Diese Stichprobengröße ließ eindeutige Aussagen zum Vergleich der beiden Gruppen sowie zum

Vergleich der Patienten im zeitlichen Verlauf zu. Allerdings sind nicht von jedem Patienten alle vier Visitenmessungen vorhanden, da Termine manchmal abgesagt wurden, der Zeitaufwand für den Patienten unter Umständen zu groß war oder Anderes dazwischenkam. Wären jedoch nur die Daten von Patienten verwendet worden, bei denen alle vier Visiten gemessen wurden, wäre die Stichprobenzahl deutlich gesunken.

Beim Vergleich der verschiedenen Frakturformen entstanden jedoch recht kleine Gruppengrößen. Vierunddreißig Patienten mit Frakturen des OSG, 12 Patienten mit Tibiaschaftfrakturen und 15 Patienten mit Tibiakopffrakturen. Hier wäre ein größeres Gruppenkollektiv gerade bei den Patienten mit Tibiaschaft- und Tibiakopffrakturen vorteilhaft gewesen.

5.5 Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie hat als erste Studie zu diesem Thema gezeigt, dass Frakturen des OSG, des Tibiaschaftes und des Tibiakopfes die plantare Druckverteilung im Stehen während der Heilungsphase beeinflussen. Es besteht eine vermehrte laterale Belastung bei den Patienten sechs Monate nach der Verletzung im Vergleich zu gesunden Probanden. Initial zeigen sich charakteristische Belastungsänderungen für die verschiedenen Frakturformen im Heilungsverlauf, ab sechs Monaten ist hier jedoch kein Unterschied zwischen den Gruppen mehr erkennbar. Dies deckt sich mit der aktuellen Literatur zu Untersuchungen im Gehen nach den genannten Frakturen, jedoch werden weitere Studien zum Stehen benötigt, vor allem um den prognostischen Wert der Methode zu bewerten.

6 Literaturverzeichnis

- Agar, A., Şahin, A., Guclu, S. A., Gülabi, D., & Erturk, C. (2022). Foot Loading Analysis of Intra-articular Tibia Pilon Fracture. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 112(3). <https://doi.org/10.7547/21-107>
- Alves, C. J., Neto, E., Sousa, D. M., Leitão, L., Vasconcelos, D. M., Ribeiro-Silva, M., Alencastre, I. S., & Lamghari, M. (2016). Fracture pain-Traveling unknown pathways. *Bone*, 85, 107–114. <https://doi.org/10.1016/J.BONE.2016.01.026>
- Anderson, W., Choffin, Z., Jeong, N., Callihan, M., Jeong, S., & Sazonov, E. (2022). Empirical Study on Human Movement Classification Using Insole Footwear Sensor System and Machine Learning. *Sensors* 2022, Vol. 22, Page 2743, 22(7), 2743. <https://doi.org/10.3390/S22072743>
- Andonov, Y. (2023). Direct fixation of posterior malleolus fractures-posterolateral or posteromedial approach? *Acta Orthopaedica Belgica*, 89(3), 499–506. <https://doi.org/10.52628/89.3.11914>
- Aumüller, G., Aust, G., Engele, J., Kirsch, J., Maio, G., Mayerhofer, A., Mense, S., Reißig, D., Salvetter, J., Schmidt, W., Schmitz, F., Schulte, E., Spaniel-Borowski, K., Wennemuth, G., Wolff, W., Wurzinger, L. J., & Zilch, H.-G. (2017). *Duale Reihe Anatomie* (4th ed.). Thieme.
- Aurich, M., Koenig, V., & Hofmann, G. (2018). Comminuted intraarticular fractures of the tibial plateau lead to posttraumatic osteoarthritis of the knee: Current treatment review. *Asian Journal of Surgery*, 41(2), 99–105. <https://doi.org/10.1016/J.ASJSUR.2016.11.011>
- Becker, H., Rosenbaum, D., Kriese, T., Gerngross, H., & Claes, L. (1995). Gait asymmetry following successful surgical treatment of ankle fractures in young adults. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.
- Bennett, K. J., Millar, S. C., Fraysse, F., Arnold, J. B., Atkins, G. J., Solomon, L. B., Martelli, S., & Thewlis, D. (2021). Postoperative lower limb joint kinematics following tibial plateau fracture: A 2-year longitudinal study. *Gait & Posture*, 83, 20–25. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.10.005>
- Blokhuis, T. J., De Bruine, J. H. D., Bramer, J. A. M., Den Boer, F. C., Bakker, F. C., Patka, P., Haarman, H. J. T. M., & Manoliu, R. A. (2001). The reliability of plain radiography in experimental fracture healing. *Skeletal Radiology*, 30(3), 151–156. <https://doi.org/10.1007/S002560000317>
- Braun, B. J., Bushuven, E., Hell, R., Veith, N. T., Buschbaum, J., Holstein, J. H., & Pohlemann, T. (2016). A novel tool for continuous fracture aftercare - Clinical feasibility and first results of a new telemetric gait analysis insole. *Injury*, 47(2), 490–494. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2015.11.004>

- Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Levinger, P., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2018). Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*, 62, 235–240. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2018.03.005>
- Buurke, T. J. W., van de Venis, L., den Otter, R., Nonnekes, J., & Keijsers, N. (2023). Comparison of ground reaction force and marker-based methods to estimate mediolateral center of mass displacement and margins of stability during walking. *Journal of Biomechanics*, 146. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2022.111415>
- Chatzaki, C., Skaramagkas, V., Kefalopoulou, Z., Tachos, N., Kostikis, N., Kanellos, F., Triantafyllou, E., Chroni, E., Fotiadis, D. I., & Tsiknakis, M. (2022). Can Gait Features Help in Differentiating Parkinson's Disease Medication States and Severity Levels? A Machine Learning Approach. *Sensors* 2022, Vol. 22, Page 9937, 22(24), 9937. <https://doi.org/10.3390/S22249937>
- Chhabra, A., Elliott, C. C., & Miller, M. D. (2001). Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 9(3), 166–177. <https://doi.org/10.1097/00132585-200107000-00002>
- Claes, & Heigele, C. A. (1999). Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 255–266. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00153-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00153-5)
- Claes, Recknagel, S., & Ignatius, A. (2012). Fracture healing under healthy and inflammatory conditions. *Nature Reviews. Rheumatology*, 8(3), 133–143. <https://doi.org/10.1038/NRRHEUM.2012.1>
- Clarke, B. (2008). Normal Bone Anatomy and Physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology : CJASN*, 3(Suppl 3), S131. <https://doi.org/10.2215/CJN.04151206>
- Deleanu, B., Prejbeanu, R., Crisan, D., Predescu, V., Popa, I., & Poenaru, D. V. (2015). Gait characteristics before hardware removal in patients operated upon for tibial plateau fractures. *International Orthopaedics*, 39(7), 1411–1415. <https://doi.org/10.1007/S00264-015-2691-0>
- Deutsche Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin e.V. (DGAI). (n.d.). BEHANDLUNG AKUTER PERIOPERATIVER UND POSTTRAUMATISCHER SCHMERZEN. AWMF.
- Dinstl, K., & Spängler, H. (1963). [ON DISLOCATION-FRACTURES IN THE REGION OF THE UPPER ANKLE]. *Archiv Fur Orthopadische Und Unfall-Chirurgie*, 55(3), 317–328. <https://doi.org/10.1007/BF00415400>
- Diwan, A., Eberlin, K. R., & Smith, R. M. (2018). The principles and practice of open fracture care, 2018. *Chinese Journal of Traumatology = Zhonghua Chuang Shang Za Zhi*, 21(4), 187–192. <https://doi.org/10.1016/J.CJTEE.2018.01.002>

- Dyer, P. S., & Bamberg, S. J. M. (2011). Instrumented insole vs. force plate: a comparison of center of plantar pressure. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2011, 6805–6809. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091678>
- Eboh, D. E. O. (2022). Morphometric Anatomy of the Tibia Plateau in Nigerians. *Ethiopian Journal of Health Sciences*, 32(1), 155–160. <https://doi.org/10.4314/EJHS.V32I1.17>
- Eceviz, E., Çevik, H. B., Öztürk, O., Özen, T., Çolak, T. K., Çolak, İ., & Polat, M. G. (2021). Pedobarographic, Clinic, and Radiologic Evaluation after Surgically Treated Lisfranc Injury. *Journal of Investigative Surgery: The Official Journal of the Academy of Surgical Research*, 34(11), 1–7. <https://doi.org/10.1080/08941939.2020.1790700>
- Ehrnthaller, C., Rellensmann, K., Baumbach, S. F., Wuehr, M., Schniepp, R., Saller, M. M., Böcker, W., & Polzer, H. (2023). Pedobarographic evaluation of five commonly used orthoses for the lower extremity. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 143(7), 4249–4256. <https://doi.org/10.1007/S00402-022-04729-2>
- Elsoe, R., & Larsen, P. (2017). Asymmetry in gait pattern following bicondylar tibial plateau fractures-A prospective one-year cohort study. *Injury*, 48(7), 1657–1661. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2017.04.045>
- Elstub, L. J., Grohowski, L. M., Wolf, D. N., Owen, M. K., Noehren, B., & Zelik, K. E. (2022). Effect of pressure insole sampling frequency on insole-measured peak force accuracy during running. *Journal of Biomechanics*, 145. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2022.111387>
- Falzarano, G., Pica, G., Medici, A., Rollo, G., Bisaccia, M., Cioffi, R., Pavone, M., & Meccariello, L. (2018). Foot Loading and Gait Analysis Evaluation of Nonarticular Tibial Pilon Fracture: A Comparison of Three Surgical Techniques. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 57(5), 894–898. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2018.03.025>
- Fändriks, A., Tranberg, R., Karlsson, J., Möller, M., & Zügner, R. (2021). Gait biomechanics in patients with intra-articular tibial plateau fractures - gait analysis at three months compared with age- and gender-matched healthy subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1). <https://doi.org/10.1186/S12891-021-04577-Y>
- Fenwick, A., Kröger, N., Jovic, S., Hölscher-Doht, S., Meffert, R., & Jansen, H. (2020). Pedobarography shows no differences in gait after talar fractures. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 28(1), 85–92. <https://doi.org/10.3233/THC-191667>
- Fernández-Gorgojo, M., Salas-Gómez, D., Sánchez-Juan, P., Laguna-Bercero, E., & Pérez-Núñez, M. I. (2023). Analysis of Dynamic Plantar Pressure and Influence of Clinical-

- Functional Measures on Their Performance in Subjects with Bimalleolar Ankle Fracture at 6 and 12 Months Post-Surgery. *Sensors*, 23(8). <https://doi.org/10.3390/S23083975/S1>
- Flandry, F., & Hommel, G. (2011). Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 19(2), 82–92. <https://doi.org/10.1097/JSA.0B013E318210C0AA>
- Fleming, J. J. (2018). Intramedullary Nailing of Fibular Fractures. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 35(2), 259–270. <https://doi.org/10.1016/J.CPM.2017.12.008>
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/S13643-019-1063-Z>
- Gahr, P., Kopf, S., & Pauly, S. (2023). Current concepts review. Management of proximal tibial fractures. *Frontiers in Surgery*, 10. <https://doi.org/10.3389/FSURG.2023.1138274>
- Ganse, B., Yang, P. F., Gardlo, J., Gauger, P., Kriechbaumer, A., Pape, H. C., Koy, T., Müller, L. P., & Rittweger, J. (2016). Partial weight bearing of the tibia. *Injury*, 47(8), 1777–1782. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2016.06.003>
- Goost, H., Wimmer, M. D., Barg, A., Kabir, K., Valderrabano, V., & Burger, C. (2014). Fractures of the ankle joint: investigation and treatment options. *Deutsches Arzteblatt International*, 111(21), 377–388. <https://doi.org/10.3238/ARZTEBL.2014.0377>
- Gustilo, R., & Anderson, J. (1976). Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones: retrospective and prospective analyses. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 453–458.
- Hahn, M. P., & Thies, J. W. (2004). [Pilon tibiale fractures]. *Der Chirurg; Zeitschrift Fur Alle Gebiete Der Operativen Medizin*, 75(2), 211–230. <https://doi.org/10.1007/S00104-004-0821-0>
- Henne-Bruns, D., Brockschmidt, C., Specht, J., & Staib, L. (2012). *Duale Reihe Chirurgie* (4th ed.). Thieme.
- Hills, A. P., Hennig, E. M., McDonald, M., & Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders : Journal of the International Association for the Study of Obesity*, 25(11), 1674–1679. <https://doi.org/10.1038/SJ.IJO.0801785>
- Hirner, A., & Weise, K. (2004). *Chirurgie Schnitt für Schnitt* (1st ed.). Thieme.
- Hirschmüller, A., Konstantinidis, L., Baur, H., Müller, S., Mehlhorn, A., Kontermann, J., Grosse, U., Südkamp, N. P., & Helwig, P. (2011). Do changes in dynamic plantar pressure distribution, strength capacity and postural control after intra-articular calcaneal fracture correlate with clinical and radiological outcome? *Injury*, 42(10), 1135–1143. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2010.09.040>

- Horisberger, M., Hintermann, B., & Valderrabano, V. (2009). Alterations of plantar pressure distribution in posttraumatic end-stage ankle osteoarthritis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 303–307. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2008.12.005>
- Hsu, C. Y., Tsai, Y. S., Yau, C. S., Shie, H. H., & Wu, C. M. (2019). Differences in gait and trunk movement between patients after ankle fracture and healthy subjects. *Biomedical Engineering Online*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/S12938-019-0644-3>
- Hu, M., Zeng, W., Zhang, J., Feng, Y., Ma, L., Huang, F., & Cai, Q. (2023). Fixators dynamization for delayed union and non-union of femur and tibial fractures: a review of techniques, timing and influence factors. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/S13018-023-04054-3>
- Imhoff, A. B., Linke, R. D., & Baumgartner, R. (2021). *Checkliste Orthopädie* (4th ed.). Thieme.
- Jamshidi, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M. B., Saadatnia, M., & Salami, F. (2010). Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. *Journal of Research in Medical Sciences: The Official Journal of Isfahan University of Medical Sciences*, 15(1), 33. [/pmc/articles/PMC3082780/](https://pmc/articles/PMC3082780/)
- Jansen, H., Fenwick, A., Doht, S., Frey, S., & Meffert, R. (2013). Clinical outcome and changes in gait pattern after pilon fractures. *International Orthopaedics*, 37(1), 51–58. <https://doi.org/10.1007/S00264-012-1716-1>
- Jeremić, D., Rajovic, N., Gluscevic, B., Krivokapic, B., Rajkovic, S., Bogosavljevic, N., Davidovic, K., & Tomic, S. (2023). Updated Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials Comparing External Fixation to Intramedullary Nailing in the Treatment of Open Tibial Fractures. *Medicina (Lithuania)*, 59(7). <https://doi.org/10.3390/MEDICINA59071301/S1>
- Kalbas, Y., Kumabe, Y., Sellei, R. M., & Pape, H. C. (2023). Akutes Kompartmentsyndrom der Extremitäten. *Chirurgie (Heidelberg, Germany)*, 94(1), 93. <https://doi.org/10.1007/S00104-022-01624-9>
- Kasnakova, P., Mihaylova, A., Djurdjev, B., & Torniyova, B. (2022). Randomized controlled trial of multidisciplinary rehabilitation therapy using mobile applications in cases of ankle fractures. *European Journal of Translational Myology*, 32(2), 2022. <https://doi.org/10.4081/EJTM.2022.10471>
- Kim, R. G., An, V. V. G., & Petchell, J. F. (2022). Fibular fixation in mid and distal extra-articular tibia fractures - A systematic review and meta-analysis. *Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 28(7), 809–816. <https://doi.org/10.1016/J.FAS.2021.11.007>
- Kleinlugtenbelt, Y. V., Scholtes, V. A. B., Toor, J., Amaechi, C., Maas, M., Bhandari, M., Poolman, R. W., & Kloen, P. (2016). Does Computed Tomography Change our

- Observation and Management of Fracture Non-Unions? *Arch Bone Jt Surg*, 337(4), 337–342. <http://abjs.mums.ac.ir/theonlineversionofthisarticleabjs.mums.ac.ir>
- Kołodziej, Ł., Ciechanowicz, D., Wójtowicz, M., Król, M., Szabałowska, M., Kwiatkowski, S., Szymczak, M., & Czajka, R. (2023). Prospective, Long-Term Functional Outcomes of Extra-Osseous Talotarsal Stabilization (EOTTS) Using HyProCure in Adult Patients with Talotarsal Joint Instability: Assessment of Physical Activity and Patient Satisfaction. *Journal of Clinical Medicine*, 12(14). <https://doi.org/10.3390/JCM12144872>
- Kröger, I., Müßig, J., Brand, A., Pätzold, R., Wackerle, H., Klöpfer-Krämer, I., & Augat, P. (2022). Recovery of gait and function during the first six months after tibial shaft fractures. *Gait & Posture*, 91, 66–72. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2021.09.199>
- Lajevardi-Khosh, A., Bamberg, S., Rothberg, D., Kubiak, E., Petelenz, T., & Hitchcock, R. (2019). Center of pressure in a walking boot shifts posteriorly in patients following lower leg fracture. *Gait & Posture*, 70, 218–221. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.03.010>
- Larsen, P., Laessoe, U., Rasmussen, S., Graven-Nielsen, T., Berre Eriksen, C., & Elsoe, R. (2017). Asymmetry in gait pattern following tibial shaft fractures – a prospective one-year follow-up study of 49 patients. *Gait & Posture*, 51, 47–51. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.09.027>
- Lawson, K. A., Ayala, A. E., Morin, M. L., Latt, L. D., & Wild, J. R. (2023). Republication of “Ankle Fracture-Dislocations: A Review.” *Foot & Ankle Orthopaedics*, 8(3). <https://doi.org/10.1177/24730114231195058>
- Lazarow, J., Jensen, S. S., & Viberg, B. (2023). Early versus late weight-bearing in operatively treated ankle fractures with syndesmotic injury: A systematic review. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 56. <https://doi.org/10.1016/J.FOOT.2023.101967>
- Lee, S., Lin, J., Hamid, K. S., & Bohl, D. D. (2019). Deltoid Ligament Rupture in Ankle Fracture: Diagnosis and Management. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(14), e648–e658. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-18-00198>
- Lippert, H., Herbold, D., & Lippert-Burmester, W. (2010). *Anatomie*. Urban & Fischer.
- Liu, J., Valentine, D., & Ebraheim, N. A. (2022). Management of Syndesmosis Injury: A Narrative Review. *Orthopedic Research and Reviews*, 14, 471. <https://doi.org/10.2147/ORR.S340533>
- Loi, F., Córdova, L. A., Pajarinen, J., Lin, T. hua, Yao, Z., & Goodman, S. B. (2016). Inflammation, fracture and bone repair. *Bone*, 86, 119–130. <https://doi.org/10.1016/J.BONE.2016.02.020>
- Low, D. C., Walsh, G. S., & Arkesteijn, M. (2017). Effectiveness of Exercise Interventions to Improve Postural Control in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analyses of

- Centre of Pressure Measurements. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(1), 101–112.
<https://doi.org/10.1007/S40279-016-0559-0>
- Lugade, V., & Kaufman, K. (2014). Center of pressure trajectory during gait: a comparison of four foot positions. *Gait & Posture*, 40(4), 719–722.
<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2014.07.001>
- Lüllmann-Rauch, R. (2009). *Taschenlehrbuch Histologie* (3rd ed.). Thieme.
- Mattle, H., & Fischer, U. (2021). *Kurzlehrbuch Neurologie*. Thieme.
- Mcveigh, L. G., Perugini, A. J., Fehrenbacher, J. C., White, F. A., & Kacena, M. A. (2020). *ORTHOPEDIC MANAGEMENT OF FRACTURES (M KACENA AND L GERSTENFELD, SECTION EDITORS) Assessment, Quantification, and Management of Fracture Pain: from Animals to the Clinic*. <https://doi.org/10.1007/s11914-020-00617-z>
- Meenen, N. M., Lorke, D. E., Westerhoff, M., Dallek, M., & Jungbluth, K. H. (1993). [Isolated fracture of Volkmann's triangle--a unique injury]. *Unfallchirurgie*, 19(2), 98–107.
<https://doi.org/10.1007/BF02588088>
- Mehlhorn, A. T., Walther, M., Yilmaz, T., Gunst, L., Hirschmüller, A., Südkamp, N. P., & Schmal, H. (2017). Dynamic plantar pressure distribution, strength capacity and postural control after Lisfranc fracture-dislocation. *Gait & Posture*, 52, 332–337.
<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.11.043>
- Meinberg, E. G., Agel, J., Roberts, C. S., Karam, M. D., & Kellam, J. F. (2018). Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 32 Suppl 1, S1–S170. <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000001063>
- Millar, S. C., Arnold, J. B., Thewlis, D., Fraysse, F., & Solomon, L. B. (2018). A systematic literature review of tibial plateau fractures: What classifications are used and how reliable and useful are they? *Injury*, 49(3), 473–490.
<https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2018.01.025>
- Mitchell, S. A. T., Majuta, L. A., & Mantyh, P. W. (2018). New Insights in Understanding and Treating Bone Fracture Pain. *Current Osteoporosis Reports*, 16(4), 325–332.
<https://doi.org/10.1007/S11914-018-0446-8>
- Mückley, T., Kruis, C., Schütz, T., Brucker, P., & Bühren, V. (2004). [Fractures of the lower leg in professional skiers]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Fur Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 18(1), 22–27. <https://doi.org/10.1055/S-2004-812899>
- Niethard, F. U., Biberthaler, P., & Pfeil, J. (2022). *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie* (9th ed.). Thieme.
- North, K., Kubiak, E. N., & Hitchcock, R. W. (2012). Sensor packaging design for continuous underfoot load monitoring. *Biomedical Microdevices*, 14(1), 217–224.
<https://doi.org/10.1007/S10544-011-9599-2>

- Obionu, K., Palm, H., Astrup, Y., Lange, N. B., & Krogsgaard, M. R. (2024). A clinical guide to the medial ligaments of the ankle: Anatomy, function, diagnosis of injuries and treatment of instability-a narrative review. *Foot and Ankle Surgery : Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 30(2). <https://doi.org/10.1016/J.FAS.2023.10.010>
- Palke, L., Schneider, S., Karich, B., Mende, M., Josten, C., Böhme, J., & Henkelmann, R. (2022). Anti-gravity treadmill rehabilitation improves gait and muscle atrophy in patients with surgically treated ankle and tibial plateau fractures after one year: A randomised clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, 36(1), 87–98. <https://doi.org/10.1177/02692155211037148>
- Park, J. W., Kim, S. K., Hong, J. S., & Park, J. H. (2002). Anterior tibiofibular ligament avulsion fracture in weber type B lateral malleolar fracture. *The Journal of Trauma*, 52(4), 655–659. <https://doi.org/10.1097/00005373-200204000-00007>
- Paulsen, F., & Waschke, J. (2017). *Sobotta, Atlas der Anatomie Band 1 Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. Urban & Fischer in Elsevier.
- Pawik, L., Pajchert-Kozłowska, A., Szelerski, L., Zarek, S., Górski, R., Pawik, M., Fink-Lwow, F., & Morasiewicz, P. (2021). Assessment of Lower Limb Load Distribution in Patients Treated with the Ilizarov Method for Tibial Nonunion. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 27, e930849-1. <https://doi.org/10.12659/MSM.930849>
- Peng, J., Feng, B., Ren, W., Jiang, S., Wu, C., Hu, Z., & Xu, W. (2023). Incidence and risk factors of isolated calf muscular venous thrombosis after tibial plateau fractures surgery. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 24(1). <https://doi.org/10.1186/S12891-023-06764-5>
- Perttunen, J. R., Nieminen, H., Tukiainen, E., Kuokkanen, H., Asko-Seljavaara, S., & Komi, P. V. (2000). Asymmetry of gait after free flap reconstruction of severe tibial fractures with extensive soft-tissue damage. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 34(3), 237–243. <https://doi.org/10.1080/02844310050159819>
- Peter, R. E., Bachelin, P., & Fritschy, D. (1988). Skiers' lower leg shaft fracture. Outcome in 91 cases treated conservatively with Sarmiento's brace. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(5), 486–491. <https://doi.org/10.1177/036354658801600510>
- Raducha, J. E., Swarup, I., Schachne, J. M., Cruz, A. I., & Fabricant, P. D. (2019). Tibial Shaft Fractures in Children and Adolescents. *JBJS Reviews*, 7(2). <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.18.00047>
- Rammelt, S., Bartoníček, J., Neumann, A. P., & Kroker, L. (2021). [Fractures of the anterolateral tibial rim: The fourth malleolus]. *Der Unfallchirurg*, 124(3), 212–221. <https://doi.org/10.1007/S00113-021-00959-Y>

- Ramponi, D. R., & McSwigan, T. (2018). Tibial Plateau Fractures. *Advanced Emergency Nursing Journal*, 40(3), 155–161. <https://doi.org/10.1097/TME.0000000000000194>
- Richmond, S. B., Fling, B. W., Lee, H., & Peterson, D. S. (2021). The assessment of center of mass and center of pressure during quiet stance: Current applications and future directions. *Journal of Biomechanics*, 123, 110485. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2021.110485>
- Roberts, J. L., Paglia, D. N., & Drissi, H. (2018). Transcriptional Mechanisms of Secondary Fracture Healing. *Current Osteoporosis Reports*, 16(2), 146–154. <https://doi.org/10.1007/S11914-018-0429-9>
- Robinson, C. C., Balbinot, L. F., Silva, M. F., Achaval, M., & Zaro, M. A. (2013). Plantar pressure distribution patterns of individuals with prediabetes in comparison with healthy individuals and individuals with diabetes. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 7(5), 1113–1121. <https://doi.org/10.1177/193229681300700503>
- Roy, K. J. (1988). Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 5(3), 491–508. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3293751/>
- Ruchholz, S., & Wirtz, D. C. (2021). *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials* (4th ed.). Thieme.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20(3), 358–368. <https://doi.org/10.1007/S00586-010-1543-2>
- Ruiz, G., Torres-Lugo, N. J., Marrero-Ortiz, P., Guzmán, H., Olivella, G., & Ramírez, N. (2022). Complications of the surgical treatment of fractures of the tibial plateau: prevalence, causes, and management. *EFORT Open Reviews*, 7(8), 599–610. <https://doi.org/10.1530/EOR-22-0004>
- Sammy, & Baierlein. (2011). *Frakturklassifikationen*. Thieme.
- Sanders, F. R. K., Peters, J. J., Schallig, W., Mittlmeier, T., & Schepers, T. (2020). What is the added value of pedobarography for assessing functional outcome of displaced intra-articular calcaneal fractures? A systematic review of existing literature. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 72, 8–15. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2019.11.013>
- Schmidt, R., Meyer-Wölbert, B., Röderer, M., Becker, H., Benesch, S., Fels, T., & Gerngross, H. (1999). [Dynamic gait analysis. Means for quality assurance after surgically treated ankle joint fractures]. *Der Unfallchirurg*, 102(2). <https://doi.org/10.1007/S001130050381>

- Schumpelick, V., Bleese, N., & Mommsen, U. (2010). *Kurzlehrbuch Chirurgie* (8th ed.). Thieme.
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2018). *PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem LernAtlas der Anatomie*. Thieme .
- Scott, G., Menz, H. B., & Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and function. *Gait & Posture*, 26(1), 68–75. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2006.07.009>
- Segal, G., Elbaz, A., Parsi, A., Heller, Z., Palmanovich, E., Nyska, M., Feldbrin, Z., & Kish, B. (2014). Clinical outcomes following ankle fracture: a cross-sectional observational study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/S13047-014-0050-9>
- Serlis, A., Konstantopoulos, G., Poullos, P., Konstantinou, P., Ditsios, K., & Aftzoglou, M. (2022). The Management of Posterior Malleolus Fractures in Unstable Ankle Injuries: Where Do We Stand Now? *Cureus*, 14(12). <https://doi.org/10.7759/CUREUS.32191>
- Shi, D., Bao, B., Zheng, X., Wei, H., Zhu, T., Zhang, Y., & Zhao, G. (2023). Risk factors for deep vein thrombosis in patients with pelvic or lower-extremity fractures in the emergency intensive care unit. *Frontiers in Surgery*, 10. <https://doi.org/10.3389/FSURG.2023.1115920>
- Shin, C., & Ahn, T. B. (2020). Asymmetric dynamic center-of-pressure in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, 408. <https://doi.org/10.1016/J.JNS.2019.116559>
- Siewert, J. R., & Brauer, R. B. (2010). *Basiswissen Chirurgie* (2nd ed.). Springer.
- SooHoo, N. F., Krenke, L., Eagan, M. J., Gurbani, B., Ko, C. Y., & Zingmond, D. S. (2009). Complication rates following open reduction and internal fixation of ankle fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(5), 1042–1049. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.00653>
- Streicher, G., & Reilmann, H. (2008). [Distal tibial fractures]. *Der Unfallchirurg*, 111(11), 905–918. <https://doi.org/10.1007/S00113-008-1511-Z>
- Stufkens, S. A., van den Bekerom, M. P. J., Doornberg, J. N., van Dijk, C. N., & Kloen, P. (2011). Evidence-based treatment of maisonneuve fractures. *The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, 50(1), 62–67. <https://doi.org/10.1053/J.JFAS.2010.08.017>
- Subramaniam, S., Majumder, S., Faisal, A. I., & Jamal Deen, M. (2022). Insole-Based Systems for Health Monitoring: Current Solutions and Research Challenges. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(2). <https://doi.org/10.3390/S22020438>
- Suciu, O., Onofrei, R. R., Totorean, A. D., Suciu, S. C., & Amaricai, E. C. (2016). Gait analysis and functional outcomes after twelve-week rehabilitation in patients with surgically treated ankle fractures. *Gait & Posture*, 49, 184–189. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.07.006>

- Swieboda, P., Filip, R., Prystupa, A., & Drozd, M. (2013). Assessment of pain: types, mechanism and treatment. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine : AAEM, Spec no. 1*, 2–7. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25000833/>
- Tang, Y., Liang, X., Zhao, H., & Zhang, Y. (2022). 踝关节骨折中腓骨骨折的诊疗进展. *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery*, 36(1), 117. <https://doi.org/10.7507/1002-1892.202108091>
- Tansey, P. J., Chen, J., & Panchbhavi, V. K. (2023). Current concepts in ankle fractures. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 45. <https://doi.org/10.1016/J.JCOT.2023.102260>
- Terra, M. B., Da Silva, R. A., Bueno, M. E. B., Ferraz, H. B., & Smaili, S. M. (2020). Center of pressure-based balance evaluation in individuals with Parkinson's disease: a reliability study. *Physiotherapy Theory and Practice*, 36(7), 826–833. <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1508261>
- Tran, A. T., Nutter, K., Singleton, T., Nguyen, T., & Lee, D. (2023). Tillaux Fracture Associated with Adult Ankle Fracture Injury. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 113(3). <https://doi.org/10.7547/22-076>
- Tscherne, & Oestern. (1982). [A new classification of soft-tissue damage in open and closed fractures (author's transl)]. *Unfallheilkunde*.
- Turley, L., Barry, I., & Sheehan, E. (2023). Frequency of complications in intramedullary nailing of open tibial shaft fractures: a systematic review. *EFORT Open Reviews*, 8(2), 90. <https://doi.org/10.1530/EOR-22-0076>
- Uygur, E., Poyanli, O., Mutlu, İ., Çelik, T., & Akpınar, F. (2018). Medial malleolus fractures: A biomechanical comparison of tension band wiring fixation methods. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research : OTSR*, 104(8), 1259–1263. <https://doi.org/10.1016/J.OTSR.2018.06.011>
- van Hoeve, S., Houben, M., Verbruggen, J. P. A. M., Willems, P., Meijer, K., & Poeze, M. (2019). Gait analysis related to functional outcome in patients operated for ankle fractures. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 37(7), 1658–1666. <https://doi.org/10.1002/JOR.24071>
- Vanderkarr, M. F., Ruppenkamp, J. W., Vanderkarr, M., Parikh, A., Holy, C. E., & Putnam, M. (2022). Incidence, costs and post-operative complications following ankle fracture - A US claims database analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1). <https://doi.org/10.1186/S12891-022-06095-X>
- Wade, P. A. (1951). Fractures of the Shafts of Both Bones of the Lower Leg. *Surgical Clinics of North America*, 31(2), 531–544. [https://doi.org/10.1016/S0039-6109\(16\)33296-0](https://doi.org/10.1016/S0039-6109(16)33296-0)
- Walsh, J. P., Hsiao, M. S., LeCavalier, D., McDermott, R., Gupta, S., & Watson, T. S. (2022). Clinical outcomes in the surgical management of ankle fractures: A systematic review and

- meta-analysis of fibular intramedullary nail fixation vs. open reduction and internal fixation in randomized controlled trials. *Foot and Ankle Surgery : Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 28(7), 836–844. <https://doi.org/10.1016/J.FAS.2022.03.009>
- Warmerdam, E., Orth, M., Pohlemann, T., & Ganse, B. (2023). Gait Analysis to Monitor Fracture Healing of the Lower Leg. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 10(2). <https://doi.org/10.3390/BIOENGINEERING10020255>
- Warschawski, Y., Elbaz, A., Segal, G., Norman, D., Haim, A., Jacov, E., Grundshtein, A., & Steinberg, E. (2015). Gait characteristics and quality of life perception of patients following tibial plateau fracture. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 135(11), 1541–1546. <https://doi.org/10.1007/S00402-015-2325-4>
- Weber. (1967). Malleolar fractures. *Schweizer Med. Wochenschr.*, 97(24), 790–792.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Wolff, C., Steinheimer, P., Warmerdam, E., Dahmen, T., Slusallek, P., Schlinkmann, C., Chen, F., Orth, M., Pohlemann, T., & Ganse, B. (2023). Effects of age, body height, body weight, body mass index and handgrip strength on the trajectory of the plantar pressure stance-phase curve of the gait cycle. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11. <https://doi.org/10.3389/FBIOE.2023.1110099>

7 Anhang

CPP Patient Outcome - Pre Treatment
PROMIS - Global Health

PROMIS® Scale v1.2 – Global Health

Allgemeine Gesundheit

Bitte kreuzen Sie zu jeder Frage *ein* Kästchen an.

	Ausge- zeichnet	Sehr gut	Gut	Einiger- maßen	Schlecht						
Global01 Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand insgesamt beschreiben?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global02 Wie würden Sie Ihre Lebensqualität insgesamt beschreiben?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
al03 Wie würden Sie Ihren körperlichen Gesundheitszustand insgesamt beschreiben?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global04 Wie würden Sie Ihre psychische Verfassung insgesamt beschreiben? Dazu zählen Ihre Stimmung und Ihre Fähigkeit, klar zu denken. ...	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global05 Wie zufrieden sind Sie insgesamt mit Ihren Aktivitäten mit anderen Menschen und mit Ihren Beziehungen zu anderen?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global06r Wie gut sind Sie insgesamt in der Lage, Aktivitäten mit anderen Menschen nachzugehen und Ihre Rollen im Alltag und in der Gemeinschaft auszufüllen? (Dazu zählen Aktivitäten zu Hause, am Arbeitsplatz, in Ihrem Umfeld sowie Ihre Aufgaben als Elternteil, Sohn, Tochter, Lebenspartner/-in, im Berufsleben, in Ihrem Freundeskreis usw.)	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global06 Inwieweit sind Sie in der Lage, alltägliche körperliche Aktivitäten auszuführen, z. B. Gehen, Treppensteigen, Einkäufe tragen oder Stühle verschieben?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
In den letzten 7 Tagen:											
Global10r Wie oft haben Ihnen seelische Probleme zu schaffen gemacht, wie z. B. Angstgefühle, Traurigkeit, Niedergeschlagenheit oder Reizbarkeit?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global08r Wie ausgeprägt war Ihre Müdigkeit im Allgemeinen?	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1						
Global07r Wie würden Sie Ihre Schmerzen im Allgemeinen einschätzen?	<input type="checkbox"/> 0 Keine Schmerzen	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 6	<input type="checkbox"/> 7	<input type="checkbox"/> 8	<input type="checkbox"/> 9	<input type="checkbox"/> 10 Schlimmste vorstellbare Schmerzen

Fragebogen zur allgemeinen Gesundheit und den allgemeinen Schmerzen des National Institutes of Health
(<https://promis-germany.de/instrumente/>)

8 Publikation/Danksagung

8.1 Publikation

Warmerdam, E., Baumgartner, S., Pohlemann, T., & Ganse, B. (2024). Longitudinal weight and plantar pressure distribution while standing after tibial or malleolar fractures in patients with or without fracture union. *Scientific Reports* 14(1):25117.

<https://doi.org/10.1038/s41598-024-75732-3>

8.2 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich von Herzen bei all denen bedanken, die mich während meiner Arbeit unterstützt und damit maßgeblich zu meinem erfolgreichen Abschluss beigetragen haben.

Allen voran möchte ich meiner wunderbaren Doktormutter Frau Prof. Dr. med. Bergita Ganse meinen tiefsten und aufrichtigsten Dank aussprechen. Sie hat mir nicht nur mit der Überlassung dieses Themas eine großartige Möglichkeit eröffnet, sondern mich während der gesamten Bearbeitung meiner Arbeit mit unendlichem Engagement, wertvoller Unterstützung und motivierender Begleitung gefördert. Es war ein großes Privileg, unter ihrer Betreuung zu arbeiten, und ich bin ihr von Herzen dankbar für all die Zeit, Energie und Herzlichkeit, die sie mir entgegengebracht hat.

Ganz besonders danke ich meiner einzigartigen Betreuerin Frau Dr. Elke Warmerdam, deren unermüdliche Unterstützung und Expertise während des gesamten Prozesses unersetzlich waren. Mit ihrer Expertise, hilfreichen Ratschlägen und stets lösungsorientierten Herangehensweise hat sie mich zu jeder Zeit unterstützt und mir geholfen, jedes Hindernis zu überwinden. Sie war nicht nur eine herausragende Mentorin, sondern auch eine unerschütterliche Stütze, die mich motiviert und bestärkt hat. Es war riesiges Glück, von ihr betreut zu werden, und ich bin ihr unendlich dankbar für all ihre Zeit, ihr Engagement und ihr Vertrauen in mich.

Außerdem möchte ich mich herzlichst bei meiner sehr guten Freundin und großartigen Laborkollegin Caro Stoll für die tägliche Motivation und den gemeinsamen Spaß an der Arbeit bedanken.

Zudem möchte ich mich bei allen Kolleginnen und Kollegen des Instituts für Innovative Implantatentwicklung bedanken. Das herausragende Arbeitsklima und die freundliche Zusammenarbeit haben maßgeblich zu meiner täglichen Freude an der Arbeit beigetragen.

Besonders möchte ich mich auch bei meiner Familie und meinen Freunden für ihre bedingungslose Unterstützung und ihren kontinuierlichen Rückhalt während meines gesamten Studiums und der Erstellung dieser Arbeit bedanken.

9 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Beispiele für Frakturen des Unterschenkels: a) Unterschenkelfraktur b) Tibiakopffraktur c) Tibiaschaftfraktur d) distale Tibiafraktur/Pilon tibiale Fraktur (erstellt von Caroline Stoll).....	12
Abbildung 2: Klassifikation nach Weber Typ A-C (geändert nach https://de.wikipedia.org/wiki/Sprunggelenkfraktur#/media/Datei:Weber_Classification_-_latin.svg).....	14
Abbildung 3: Unterteilung der Fußknochen nach anatomischer Einteilung (rot) in Antetarsus, Metatarsus & Tarsus und nach funktioneller (grün) Einteilung (grün) in Vorfuß, Mittelfuß & Rückfuß (geändert nach https://www.flaticon.com/free-icon/foot_2416886?term=foot+bones&related_id=2416886).....	20
Abbildung 4: Druckbelastung auf einem Fußpaar mit eingezeichnetem Cop als schwarzes + pro Fuß im Stehen (Screenshot aus der Moticon Science-Software)	23
Abbildung 5: Druckbelastung der Füße im Stehen mit dem eingetragenen Cop pro Fuß und dem Cop des gesamten Körpers in der Mitte zwischen den Füßen (Screenshot aus der Zebris FDM Software)	23
Abbildung 6: Labor des Lehrstuhls für innovativen Implantatentwicklung Homburg, in dem die Labormessungen stattfanden.....	34
Abbildung 7: OpenGo Sohlen der Firma Moticon.....	35
Abbildung 8: Sensoraufteilung der OpenGo Sohlen mit 16 Drucksensoren	35
Abbildung 9: Ansicht der Plantardruckbelastung in der OpenGo App: links der Druck unter den Fußsohlen in Farbcodierung und rechts der Druck als absoluter Wert in Newton	36
Abbildung 10: Definition der Visitenzeiträume V1 - V4.....	37
Abbildung 11: Selbstgewählte Aufteilung der Sohlensensoren in Gruppen als Parameter zur Untersuchung der plantaren Druckverteilung: A) Kraft unter der gesamten Fußsohle, B) Vorfuß und Rückfuß, C) Zehen und Mittelfuß und Ferse, D) dorsaler- und lateraler- und medialer Stützstrahl, E) laterale und mediale Seite, F) Metatarsalknochen I -V; G) Achsen für die Auslenkung des Center of pressure in anteroposteriorer und mediolateraler Richtung.....	38
Abbildung 12: Veränderung der Parameter im zeitlichen Verlauf: A) Kraft B) Zehen C) Mittelfuß D) Ferse E) Vorfuß F) Rückfuß G) Lateraler Stützstrahl H) Medialer Stützstrahl I) Laterale Seite J) Mediale Seite K) Metatarsus I L) Metatarsus II M) Metatarsus III N) Metatarsus IV O) Metatarsus V P) Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung Q) Lage des Cops in mediolateraler Richtung R) Länge der Auslenkung des Cops; A in % des Körpergewichtes; B-O in % der gesamten BdF; P-R in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit; * bei $p < 0,05$	44

Abbildung 13: Vergleich der Parameter zwischen Probanden und Patienten 130 bis 230 nach OP: A) Kraft B) Zehen C) Mittelfuß D) Ferse E) Vorfuß F) Rückfuß G) Medialer Stützstrahl H) Lateraler Stützstrahl I) Mediale Seite J) Laterale Seite K) Metatarsus I L) Metatarsus II M) Metatarsus III N) Metatarsus IV O) Metatarsus V P) Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung Q) Lage des Cops in mediolateraler Richtung R) Länge der Cop-Auslenkung; A in % des Gewichtes; B-O in % der gesamten BdF; P-R in einer vom Hersteller definierten Einheit; * bei $p < 0,05$	47
Abbildung 14: Vergleich der Parameter zwischen Patienten mit Frakturen des Tibiakopfes, des Tibiaschaftes und des Sprunggelenks zu den Untersuchungszeiträumen beziehungsweise im zeitlichen Verlauf nach der OP: A) Kraft B) Zehen C) Mittelfuß D) Ferse E) Vorfuß F) Rückfuß; A in % des Körpergewichtes; B-F in % der gesamten BdF; * bei $p < 0,05$ (*(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur)	57
Abbildung 15: Vergleich der verschiedenen Parameter zwischen Patienten mit Frakturen des Tibiakopfes, des Tibiaschaftes und des Sprunggelenks zu den Untersuchungszeiträumen beziehungsweise im zeitlichen Verlauf nach der operativen Versorgung: A) Medialer Stützstrahl B) Lateraler Stützstrahl C) Mediale Seite D) Laterale Seite E) Metatarsus I F) Metatarsus; A-F in % der gesamten BdF;; * bei $p < 0,05$ (*(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur)	58
Abbildung 16: Vergleich der Parameter zwischen Patienten mit Frakturen des Tibiakopfes, des Tibiaschaftes und des Sprunggelenks zu den Untersuchungszeiträumen bzw. im zeitlichen Verlauf nach der OP: A) Metatarsus III B) Metatarsus IV D) Metatarsus V E) Lage des Cops in anteroposteriorer Richtung F) Lage des Cops in mediolateraler Richtung G) Länge der Auslenkung des Cops; A-C in % der gesamten BdF; D-F in einer vom Hersteller definierten Einheit; * bei $p < 0,05$ (*(a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur)	59
Abbildung 17: Schmerz: A) Steigerung der Kraft im zeitlichen Verlauf B) Abnahme des Schmerzes im zeitlichen Verlauf C) Korrelation von Schmerz und Kraft im zeitlichen Verlauf	61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Veränderung des plantaren Belastungsmusters bei verschiedenen Ursachen	27
Tabelle 2: Patienten- und Probandenkollektiv (Standardabweichung in Klammern bei Alter, Größe und Gewicht)	40
Tabelle 3: Test auf signifikante Änderung der Parameter im zeitlichen Verlauf über die Steigungsänderung pro Parameter zwischen den verschiedenen Visiten-Zeiträumen V1 bis V2; * bei Signifikanz; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des COPs und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	41
Tabelle 4: Test auf signifikante Änderung der Parameter im zeitlichen Verlauf über die Steigungsänderung pro Parameter zwischen den verschiedenen Visiten-Zeiträumen V2 bis V3, * bei Signifikanz; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	42
Tabelle 5: Test auf signifikante Änderung der Parameter im zeitlichen Verlauf über die Steigungsänderung pro Parameter zwischen den verschiedenen Visiten-Zeiträumen V3 bis V4; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	43
Tabelle 6: Mittelwerte der verschiedenen Parameter in Prozent im Vergleich von gesunden Probanden und Patienten; * bei Signifikanz; ° bei fehlender Normalverteilung; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit;	46
Tabelle 7: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V1 (* (a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, * (b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, * (c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	49
Tabelle 8: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V2 (* (a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, * (b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, * (c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	50

Tabelle 9: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V3 (*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	51
Tabelle 10: Vergleich der Parameter zwischen den verschiedenen Frakturformen im Zeitraum V4 (*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	52
Tabelle 11: Test auf signifikante Unterschiede im zeitlichen Heilungsverlauf zwischen den Frakturformen über die Steigung zwischen Zeitraum V1 und Zeitraum V2 errechnet(*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	54
Tabelle 12: Test auf signifikante Unterschiede im zeitlichen Heilungsverlauf zwischen den Frakturformen über die Steigung zwischen Zeitraum V2 und Zeitraum V3 errechnet(*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	55
Tabelle 13: Test auf signifikante Unterschiede im zeitlichen Heilungsverlauf zwischen den Frakturformen über die Steigung zwischen Zeitraum V3 und Zeitraum V4 errechnet(*a) bedeutet signifikanter Unterschied zwischen Tibiakopf- und Tibiaschaftfraktur, *(b) bedeutet zwischen Tibiakopf- und OSG-Fraktur, *(c) bedeutet zwischen Tibiaschaft- und OSG-Fraktur); ° bei ungleicher Verteilung der Varianzen; Kraft in % vom Körpergewicht, Zehen – Metatarsus V in % der BdF, Lage des Cops und Länge der Auslenkung des Cops in einer vom Sohlenhersteller selbst definierten Einheit	56
Tabelle 14: Korrelation zwischen Schmerz, Kraft und Tagen nach der Operation	60