

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

**Geschlechtsunterschiede bei Gangparametern 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: Caroline Charlotte Stoll geb. am: 11.07.2000 in Rosenheim

Tag der Promotion:	08.12.2025
Dekan:	Univ.-Prof. Dr. med. dent. Matthias Hannig
Berichterstatter:	Prof. Dr. Bergita Ganse
	PD Dr. Matthias Brockmeyer

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung.....	3
1.1	Deutsche Zusammenfassung	3
1.2	Abstract.....	5
2	Einleitung	6
2.1	Knochen.....	6
2.1.1	Funktion.....	6
2.1.2	Morphologie der Tibia und Fibula	6
2.1.3	Makroskopie	6
2.1.4	Histologie.....	7
2.2	Anatomie.....	8
2.3	Frakturen	9
2.3.1	Allgemeine Frakturlehre	9
2.3.2	Frakturen von Unterschenkel und OSG	10
2.4	Frakturheilung.....	13
2.4.1	Primäre Frakturheilung.....	14
2.4.2	Sekundäre Frakturheilung	14
2.4.3	Störungen der Frakturheilung.....	14
2.4.4	Geschlechtsunterschiede in der Frakturheilung	15
2.5	Versorgung von Unterschenkelfrakturen und OSG-Frakturen.....	16
2.5.1	Operative Versorgung	16
2.5.2	Postoperative Verfahren.....	18
2.6	Allgemeine Unterschiede zwischen männlichem & weiblichem Geschlecht	18
2.7	Ganganalyse.....	19
2.8	Gangzyklus	22
2.9	Geschlechtsunterschiede im Gangmuster	23
2.10	Schmerz bei Unterschenkelfrakturen.....	24
2.11	Ziel der Arbeit & Fragestellung	26
3	Material und Methodik	27
3.1	Studienaufbau.....	27
3.1.1	Ein- und Ausschlusskriterien	27
3.1.2	Studienablauf	28
3.2	Messungen	28

3.2.1	Messgeräte	28
3.2.2	Erhobene Parameter.....	31
3.2.3	Ganganalyse.....	33
3.2.4	Erhebung des Parameters Schmerz.....	35
3.3	Statistik.....	35
4	Ergebnisse.....	36
4.1	Patientenkollektiv	36
4.2	Unterschiede im Gangbild	36
4.3	Heilungsgeschwindigkeit.....	41
4.4	Unterschiede im Schmerzempfinden	43
5	Diskussion.....	- 45 -
5.1	Vergleich der eigenen Untersuchung mit der Literatur	- 45 -
5.2	Kritische Betrachtung der eigenen Untersuchung.....	- 50 -
5.2.1	Diskussion der Stichprobengröße.....	- 50 -
5.2.2	Diskussion der Patientenkonstellation	- 51 -
5.2.3	Diskussion der Methodik.....	- 52 -
5.3	Schlussfolgerung.....	- 54 -
6	Literaturverzeichnis.....	- 56 -
7	Abbildungsverzeichnis.....	- 69 -
8	Tabellenverzeichnis	- 70 -
9	Publikation / Danksagung.....	- 71 -
9.1	Publikation.....	- 71 -
9.2	Danksagung	- 71 -
10	Lebenslauf	- 72 -
11	Anhang.....	- 73 -
	Anhang 1: Fragebogen zur allgemeinen Gesundheit und den allgemeinen Schmerzen des National Institutes of Health	- 73 -

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Trotz vieler Gemeinsamkeiten unterscheiden sich Männer und Frauen aufgrund genetischer, hormoneller und sozioökonomischer Differenzen in vielen für die medizinische Behandlung relevanten Feldern. In den letzten Jahren wurden Geschlechtsunterschiede in der Frakturheilung und im Schmerzempfinden bekannt, viele Themen sind in diesem Kontext aber noch unerforscht. Diese Unterschiede begründen sich unter anderem wahrscheinlich auf der verschiedenartigen Ausprägung von Hormonen, aber auch Faktoren wie das Körpergewicht spielen eine Rolle. Bezüglich der Unterschiede in der Frakturheilung bei Männern und Frauen ist jedoch noch vieles unbekannt. Weitere Forschung in diesem Bereich ist wünschenswert, um mögliche Konsequenzen für Diagnostik und Therapien nicht zu übersehen und allen den bestmöglichen Therapiestandard anbieten zu können. Ziel dieser Studie ist es, zu untersuchen, ob während der Heilung von Frakturen des Unterschenkels und des oberen Sprunggelenkes (OSG) Geschlechtsunterschiede im Gangbild bestehen, und ob sich der Rehabilitationsverlauf zwischen Frauen und Männern unterscheidet. Die vorliegenden Ergebnisse lassen potenziell in der Zukunft die Entwicklung neuer individueller Therapiemöglichkeiten sowie eine adäquate Interpretation von Daten aus Ganganalysen, insbesondere bei prognostischer Anwendung, erwarten. Die in dieser Arbeit identifizierten Geschlechtsunterschiede sollten berücksichtigt werden, wenn Ganganalysen im Heilungsverlauf in der Klinik oder Forschung eingesetzt werden. Die Datenanalyse und Interpretation müssen aufgrund der Unterschiede geschlechtsspezifisch erfolgen.

Für diese Studie wurden insgesamt 44 Patienten¹ mit Frakturen des Unterschenkels aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikum des Saarlandes eingeschlossen (25 Männer und 19 Frauen). Mithilfe eines 3D Kamerasystems und mit Sensoren ausgestatteten Einlegesohlen wurden bei jedem Patienten Ganganalysen durchgeführt. Die dabei erhobenen kinematischen und kinetischen Gangparameter umfassen die Bewegungsabläufe sowie die Bodenreaktionskräfte. Die Messungen wurden sechs Wochen, drei Monate sowie sechs Monate postoperativ durchgeführt. Dabei erfolgte bei jeder Messung zusätzlich die Erfassung der Schmerzintensität mittels Fragebögen. Die Datenanalyse erfolgte nach Abschluss der Messungen. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass die Ganggeschwindigkeit bei Männern zu Beginn der Untersuchung höher lag als bei Frauen und im weiteren Verlauf noch weiter ansteigt. Bei Frauen konnte eine ähnliche

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

Zusammenfassung

Steigung beobachtet werden, die jedoch mit einer generell niedrigeren Ganggeschwindigkeit einherging. Unterschiede in der Heilungsgeschwindigkeit zwischen Männern und Frauen konnten anhand der Gangparameter nicht festgestellt werden. Ebenso zeigte das Schmerzempfinden keinen geschlechtsspezifischen Unterschied.

Zusammenfassend spielt das Geschlecht eine Rolle im Gangbild während der Heilung von Frakturen des Unterschenkels und des OSGs und beeinflusst den Heilungsverlauf. Die in dieser Arbeit identifizierten Geschlechtsunterschiede sollten berücksichtigt werden, wenn Ganganalysen im Heilungsverlauf in der Klinik oder Forschung eingesetzt werden. Die Datenanalyse und Interpretation müssen aufgrund der Unterschiede geschlechtsspezifisch erfolgen.

1.2 Abstract

Despite many similarities, men and women differ in many areas relevant to medical treatment due to genetic, hormonal and socio-economic differences. In recent years, gender differences in fracture healing and pain perception have become known, but many topics are still unexplored in this context. These differences are probably due to the different expression of hormones, among other things, but factors such as body weight also play a role. However, much is still unknown about the differences in fracture healing in men and women. Further research in this area is desirable in order not to overlook possible consequences for diagnostics and therapies and to be able to offer everyone the best possible standard of treatment. The aim of this study is to ascertain whether there are gender differences in gait during the healing of fractures of the lower leg and upper ankle joint and to determine whether the rehabilitation process differs between men and women. The results of this study could potentially lead to the development of new individualised treatment options in the future as well as an adequate interpretation of data from gait analyses, particularly when used for prognostic purposes. The gender differences identified in this study should be taken into account when gait analyses are used in clinical or research settings during the healing process. Data analysis and interpretation must be gender-specific due to these differences.

A total of 44 patients with fractures of the lower leg from the Department of Trauma, Hand and Reconstructive Surgery at Saarland University Hospital were included in this study (25 men and 19 women). Each patient underwent gait analysis using a three-dimensional camera system and insoles equipped with sensors. The kinematic and kinetic gait parameters recorded included the movement sequences and ground reaction forces. The measurements were taken six weeks, three months and six months postoperatively. The intensity of pain was also recorded using questionnaires for each measurement. The data was analysed after completion of the measurements. The results of the study indicated that gait speed was higher in men than in women at the outset of the study and continued to increase as the study progressed. A comparable increase was observed in women, although gait speed was generally lower. The gait parameters did not permit the determination of differences in healing speed between men and women. Similarly, there was no gender-specific difference in pain perception.

In conclusion, gender is a factor in the gait pattern during the healing of fractures of the lower leg and the ankle joint and exerts an influence on the healing process. The gender differences identified in this paper must be considered when gait analyses are conducted in clinical or research settings during the healing process. Data analysis and interpretation must be gender-specific due to these differences.

2 Einleitung

2.1 Knochen

2.1.1 Funktion

Die hauptsächliche Funktion des Knochenskeletts ist die Stützfunktion des Körpers. Zudem ermöglicht es Bewegung, indem es als Hebel für Muskeln fungiert. Darüber hinaus hat es eine Schutzfunktion (Clarke, 2008).

Zudem fungiert der Knochen auch als Calcium-Speicher, da er 99% des körpereigenen Calciums enthält (Lüllmann-Rauch, 2009) und ist nach der Geburt der Ort, wo die Hämatopoese stattfindet, nämlich im Knochenmark (Aumüller et al., 2020). Ebenso sind Knochen für die Aufrechterhaltung des Säure-Basen-Gleichgewichts wichtig und dienen als Speicher für Wachstumsfaktoren und Zytokine (Clarke, 2008).

2.1.2 Morphologie der Tibia und Fibula

Das menschliche Skelett ist aus 223 Knochen aufgebaut, die je nach Ort und Beanspruchung unterschiedlich geformt sind. Man unterteilt sie in Röhrenknochen, platte Knochen, kurze Knochen, luftgefüllte Knochen und Ossa irregularia, Knochen, die keiner dieser Gruppen zuzuordnen sind (Clarke, 2008).

Wichtig für diese Arbeit sind die Tibia und Fibula, die zu den langen Röhrenknochen zählen. Man unterscheidet hier verschiedene Abschnitte. Am proximalen und distalen Ende des Knochens liegt die *Epiphyse*. Dazwischen befindet sich die *Diaphyse*, der Knochenschaft, in dessen Innerem die Markhöhle lokalisiert ist. Die *Metaphyse* entspricht der Epiphysenfuge, also der Wachstumszone und verbindet die Epiphyse mit der Diaphyse. Knöcherne Vorsprünge dienen als Ansatzpunkt für Sehnen und Bänder und nennt man *Apophysen* (Aumüller et al., 2020).

2.1.3 Makroskopie

Im Wachstum werden die Diaphyse und Epiphyse durch die sogenannte Wachstumsplatte getrennt, die aus Knorpelgewebe besteht. Zwischen der Wachstumsplatte und der Diaphyse liegt die Metaphyse, die die beiden Teile verbindet (Welsch et al., 2022). Es gibt zwei unterschiedliche Bauarten im Knochen, die Spongiosa und die Kompakta. Bei der Spongiosa handelt es sich um Trabekel (Bälkchen) im Knocheninneren, die speziell ausgerichtet sind, sodass sie nur auf Zug oder Druck beansprucht werden (trajektorielle Ausrichtung). Die Räume dazwischen sind mit Knochenmark gefüllt. Die Rindenschicht (Corticalis) des Knochens hingegen besteht aus der Kompakta (Lüllmann-Rauch, 2009).

Je nach Art des Knochens unterscheidet sich der Aufbau und die Zusammensetzung des Knochengewebes. Der Geflechtknochen oder Faserknochen ist der primäre Knochen, der zuerst in der Embryonalzeit entsteht. Er besteht aus einem Geflecht an kollagenen Fibrillen und wird später unter der funktionellen Belastung zum Lamellenknochen. Beim Erwachsenen bleibt nur im Gebiet der Schädelnähte und im knöchernen Labyrinth des Innenohrs Geflechtknochen bestehen. Bei der Frakturheilung, bei der schnell neues Knochengewebe gebildet werden muss, entsteht ebenfalls zunächst Geflechtknochen, der sich dann im späteren Verlauf in Lamellenknochen umwandelt (Aumüller et al., 2020).

Ab dem zweiten Lebensjahr wird der Geflechtknochen fast komplett von Lamellenknochen ersetzt, da dieser aufgrund der lamellären Schichtung stabiler ist. Die Anordnung der Lamellen ist je nach Knochenstruktur unterschiedlich. Die Generallamellen bilden den Knochenschaft und ziehen sich dort einmal rundherum. Die Lamellen der Spongiosabälkchen folgen flach deren Verlauf. Innerhalb der Kompakta liegen konzentrische Lamellen um die Havers-Kanäle, durch die Gefäße durchziehen, und bilden so das *Osteon*. Schlussendlich liegen zwischen diesen Osteonen noch sogenannte Schaltlamellen (Clarke, 2008).

Für die Blutversorgung des Knochens sind die Vasa nutritia zuständig, die aus benachbarten Gefäßen entspringen und durch die Foramina nutritia in den Knochen eindringen. Eine gute Durchblutung des Knochens ist wichtig, da dieser ständig umgebaut wird und er Kalzium für den Mineralhaushalt des Körpers bereitstellen muss (Aumüller et al., 2020). Im Inneren des Lamellenknochens sieht das System der Blutgefäße folgendermaßen aus: Durch die Havers-Kanäle verlaufen die Gefäße vertikal im Zentrum der Osteone. Die Volkmann-Kanäle, die ebenfalls Gefäße beherbergen, gehen vom Periost aus und verlaufen im rechten Winkel zu den Havers-Kanälen. Der Geflechtknochen hat hingegen kein geordnetes Gefäßsystem (Clarke, 2008).

2.1.4 Histologie

Knochengewebe setzt sich aus unterschiedlichen Zelltypen und der mineralisierten Extrazellulärmatrix zusammen. Die Außenfläche des Knochens ist von Periost bedeckt, das aus zwei Schichten besteht. Die innere zelluläre und vaskuläre Schicht ist für die Neubildung von Knochengewebe zuständig, in die äußere faserige Schicht dient als Verankerung von Sehnen und Bändern. Die Knochenmatrix selbst besteht vor allem aus Typ-I-Kollagen als organische Komponente, um eine gewisse Zugfestigkeit zu gewährleisten, und aus dem anorganischen Teil, dem Hydroxylapatit, das dem Knochen seine große Biegefestigkeit verleiht (Buckwalter & Cooper, 1987).

Die inneren Oberflächen des Knochens sind von Endost überzogen. Dieses besteht aus einer kontinuierlichen Schicht von Zellen und einer Schicht aus nicht-mineralisierten

Kollagenfibrillen. Im Falle eines Reparaturbedarfs, wie nach einer Fraktur, können diese Zellen sofort überall im Knochen aktiviert werden (Lüllmann-Rauch, 2009).

Es gibt insgesamt vier Arten von Zelltypen im Knochen, die sich durch ihre Morphologie, Funktion und Lage unterscheiden: Osteoprogenitorzellen, Osteoblasten, Osteozyten und Osteoklasten. Bei der Knochenmodellierung und dem Knochenumbau resorbieren die Osteoklasten die Knochenmatrix, während die Osteoblasten neues Knochengewebe produzieren, indem sie das Kollagen für neue Knochenlamellen synthetisieren und die Mineralisation steuern. Darüber hinaus sind sie durch Überwachung der Osteoklasten auch in den Knochenabbau involviert. Die Osteozyten differenzieren sich aus Osteoblasten, die sich wiederum aus mesenchymalen Stammzellen ableiten. Sie erhalten die Struktur des Knochens und ermöglichen eine Anpassung an mechanische und chemische Reize (Buckwalter & Cooper, 1987; de Baat et al., 2005; Shapiro et al., 1977). Osteoklasten wiederum bauen Knochengewebe ab, indem sie zunächst das Hydroxylapatit mittels Säure auflösen und dann die organische Matrix zerlegen (de Baat et al., 2005).

Bei der Knochenbildung, auch Osteogenese genannt, gibt es zwei hauptsächliche Wege, die zum fertigen Knochen führen. Die meisten Knochen des menschlichen Skeletts entstehen über die chondrale Osteogenese. Chondrozyten erstellen zunächst ein Modell aus hyalinem Knorpel, aus dem erst später der fertige Knochen wird (Foolen et al., 2011). Die enchondrale Ossifikation ist wesentlich komplizierter und findet an beiden Enden der Diaphyse im Inneren des Knorpelmodells statt (Lüllmann-Rauch, 2009). Die Wachstumsplatte, die zwischen Epi- und Diaphyse liegt, ist essenziell für das spätere Längenwachstum des Knochens. Dieses erfolgt durch Matrixproduktion, Chondrozytenproliferation und -hypertrophie. Erst wenn das Wachstum beendet ist und die Chondrozyten nicht mehr proliferieren, verknöchern die Wachstumsplatten ganz (Foolen et al., 2011; Lüllmann-Rauch, 2009).

2.2 Anatomie

Relevant für diese Arbeit ist vor allem die Anatomie des Unterschenkels und des Fußes. Diese wird im Folgenden näher erläutert.

Der Unterschenkel besteht knöchern aus der Tibia und der Fibula, die durch die Membrana interossea cruris verbunden sind. Dabei ist jedoch die Tibia der größere Knochen, weswegen über die deutlich kleinere Fibula auch nur ungefähr 5-15% der Lastübertragung auf den Fuß erfolgt. Hauptsächlich dient sie als Ursprung und Ansatz der Muskulatur (Funk et al., 2004; Goh et al., 1992; Lambert, 1971; Takebe et al., 1984). Durch die Sprunggelenke ist der Unterschenkel mit dem Fuß verbunden, wobei durch das OSG das Abrollen des Fußes beim Gehen gewährleistet wird und durch das untere Sprunggelenk eine bessere Anpassung an unterschiedliche Untergründe erzielt werden kann. Die Sprunggelenke müssen einerseits

Stabilität gewährleisten, da auf dem Fuß das gesamte Körpergewicht liegt, andererseits aber auch genügend Beweglichkeit besitzen, damit eine gute Funktionalität beim Gehen erhalten bleibt und auch Unebenheiten und Geländeneigungen kein Problem darstellen (Aumüller et al., 2020).

Proximal der Tibia befindet sich der Tibiakopf, der aus dem Condylus lateralis und medialis besteht. Diese bilden unter anderem mit den Femurkondylen das Kniegelenk (Eboh, 2022). An der Stelle, wo der Tibiakopf in den Tibiaschaft übergeht, befindet sich die Tuberositas tibiae, an die das Ligamentum patellae ansetzt. Der Tibiaschaft besitzt einen dreikantigen Querschnitt, wobei die Facies medialis direkt unter der Haut liegt und nur von einer dünnen Schicht subkutanen Fettgewebes von dieser getrennt wird. Deshalb ist die Tibia auch besonders anfällig für Frakturen bei direkten Traumata, wobei oft auch offene Frakturen mit Durchspießung der Haut vorkommen. Distal bildet die Tibia den Innenknöchel, den Malleolus medialis, und damit einen Teil des OSGs (Aumüller et al., 2020).

Die Fibula ist viel schlanker als die Tibia. Sie endet distal im Malleolus lateralis und bildet zusammen mit dem distalen Tibiaende die Malleolengabel. Zwischen der Tibia und Fibula spannt sich die Membrana interossea. Das OSG, auch unter dem Namen Talocruralgelenk bekannt, bildet sich aus der Malleolengabel und der Trochlea des Tarsus. Die Tibia und Fibula werden zusätzlich zur Membrana interossea in der Malleolengabel auf Höhe des OSGs durch die Syndesmose stabil miteinander verbunden (Goost et al., 2014; Obionu et al., 2024; Rammelt et al., 2020).

2.3 Frakturen

2.3.1 Allgemeine Frakturlehre

Als Fraktur wird allgemein ein Bruch eines Knochens bezeichnet, der über die Grenze seiner Biegsamkeit hinaus beansprucht wurde. Der Knochen wird dabei durchtrennt und es entstehen mehrere Bruchstücke. Die Kontinuität des Knochens wird dabei komplett unterbrochen. Bei einer Fissur hingegen hat der Knochen keinen kompletten Kontinuitätsverlust erlitten (Rüter et al., 2004).

Es gibt verschiedene Mechanismen, wie Frakturen entstehen können. Bei direkten Frakturen wirkt die Kraft direkt auf den Knochen, der daraufhin unmittelbar bricht. Ein gutes Beispiel hierfür sind Tibiakopffrakturen nach der Kollision eines Passanten mit einem PKW. Indirekte Frakturen haben Hebelkräfte wie Drehung oder Stauchung als Ursache. Der Bruch befindet sich hier an anderer Stelle wie die ursprüngliche Gewalteinwirkung. Zudem gibt es pathologische Frakturen, bei denen der Knochen aufgrund krankhafter Prozesse an Stabilität verloren hat und durch nur geringe Krafteinwirkung bricht, und Ermüdungsfrakturen, die nach

lang andauernder Überbeanspruchung des Knochens entstehen, wie nach einer langen Wanderung (Niethard et al., 2022).

Frakturen werden mit Klassifikationssystemen eingeteilt, die die Gruppierung der Verletzungstypen erlauben. Eine sehr populäres Klassifikationssystem ist das der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), die 1996 erstmalig eingeführt und 2018 neu überarbeitet wurde. Dadurch ergab sich eine bessere Vergleichbarkeit verschiedener Frakturen, die laut diesem System mit einem vierstelligen Zahlencode versehen werden und so möglichst eindeutig charakterisiert werden können. Durch die erste Ziffer lässt sich auf die Körperregion schließen, die von 1 bis 9 durchnummeriert sind. Die zweite Nummer beschreibt das betroffene Segment innerhalb der Region. So lässt sich bei langen Röhrenknochen zwischen proximal, diaphysär und distal unterscheiden. Die Nummer 4 beschreibt den Sonderfall, wenn sich die Faktur an der Tibia oder Fibula im Bereich der Malleolengabel befindet. An dritter Stelle kommt der Schweregrad der Fraktur. Es wird zwischen einer einfachen Fraktur (A), mehrfragmentären Fraktur (B) und einer komplexen Fraktur (C) unterschieden. Zuletzt wird angegeben, ob es sich um eine einfache, komplizierte oder sehr komplizierte Fraktur handelt (Niethard et al., 2022).

2.3.2 Frakturen von Unterschenkel und OSG

Die Frakturen des Unterschenkels und des OSGs werden je nach Lokalisation in verschiedene Gruppen eingeteilt.

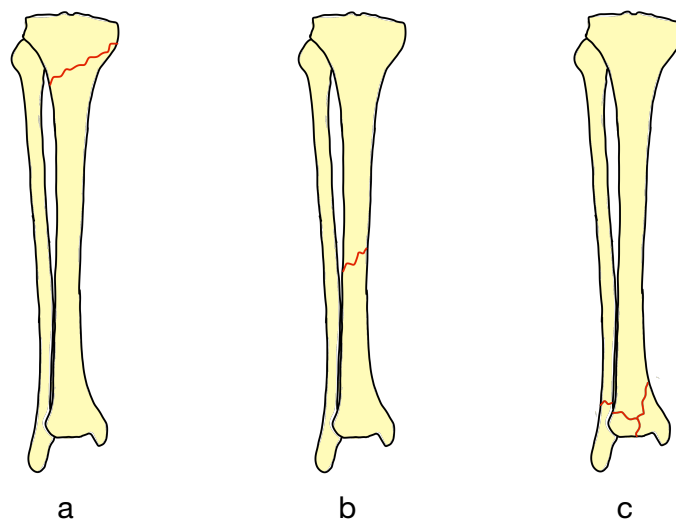


Abbildung 1: Frakturen des Unterschenkels
a Tibiakopffraktur, b Tibiaschaftfraktur, c Pilon-tibiale-Fraktur

Tibiakopffraktur

Die Tibiakopffraktur ist eine Fraktur der proximalen Tibia (siehe Abbildung 1a), bei der durch axiale Stauchung der Tibiaschaft in den Tibiakopf getrieben wird, sodass die Kondylen nach lateral verdrängt werden und V- bzw. Y-förmige Frakturen entstehen (AO 41). Sie entsteht durch hochenergetische Traumata (Thamyongkit et al., 2022). Die Gewalteinwirkung kann auch von der Seite kommen, wobei nur einzelne Kondylen abbrechen oder eine Impressionsfraktur entsteht. Dabei kann auch der Kapsel-Band-Apparat der gegenüberliegenden Seite rupturieren. Je nach Morphologie können Depressions-, Impressions-, Spalt-, Trümmer- und kombinierte Frakturen voneinander unterschieden werden (Schumpelick et al., 2010).

Tibiaschaftfraktur

Hierbei handelt es sich um eine isolierte Fraktur der Tibiadiaphyse (AO 42). Sie ist beim Menschen die am häufigsten auftretende Fraktur langer Röhrenknochen (siehe Abbildung 1b). Von einer kompletten Unterschenkelfraktur spricht man nur, wenn Tibia und Fibula zeitgleich gebrochen sind (WADE, 1950). Überwiegend kommen Tibiaschaftfrakturen durch Verkehrsunfälle oder durch spezielle Sportarten wie Skifahren zustande (Kohn & Rauch, 2022). Offene sowie geschlossenen Frakturen gehen meistens mit einem großen Weichteilschaden einher, weswegen Kompartmentsynndrome oder Wundinfektionen wichtige Komplikationen darstellen, die relativ kurz nach der Operation auftreten können und einem guten Management bedürfen. Ebenso typisch ist eine Pseudarthrose, die als Spätkomplikation häufig gesehen wird (Rommens & Schmit-Neuerburg, 1987). Die Tibiaschaftfrakturen werden durch die AO-Klassifikation in einfache (A), Keil- (B) oder komplexe (C) Frakturen eingeteilt (*AO/OTA Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018*, n.d.).

Pilon-tibiale-Fraktur

Die Pilon-tibiale-Fraktur beschreibt eine distale Tibiafraktur (AO 43), bei der die Gelenkfläche mitbetroffen ist (siehe Abbildung 1c). Es handelt sich um eine hochenergetische Stauchungsfraktur, der aufgrund der großen Krafteinwirkung fast immer in Kombination mit einem Weichteildefekt auftritt. Hierbei kommt es zu einer Absprengung der distalen Tibiagelenkfläche durch die Trochlea tali. Dies resultiert in einer Absprengung von Knochenfragmenten sowie einem knöchernen Ausriss der vorderen und hinteren Syndesmose. Die Bänder blieben hierbei aber intakt. Nach AO-Kriterien werden die Typen B3 und C1-3 als Pilon-tibiale-Frakturen klassifiziert (Hahn & Thies, 2004).

OSG-Fraktur

Im Gegensatz zu den bisher genannten Frakturen werden OSG-Frakturen im deutschsprachigen Raum nach Weber klassifiziert (Weber BG, 1967). Diese Einteilung orientiert sich an der Höhe der Fibulafraktur im Vergleich zur Syndesmosis tibiofibularis, die die distale Tibia mit der Fibula verbindet (siehe Abbildung 2). Ob eine Ruptur dieser Syndesmose vorliegt, wird ebenfalls in dieser Klassifikation deutlich (Goost et al., 2014).

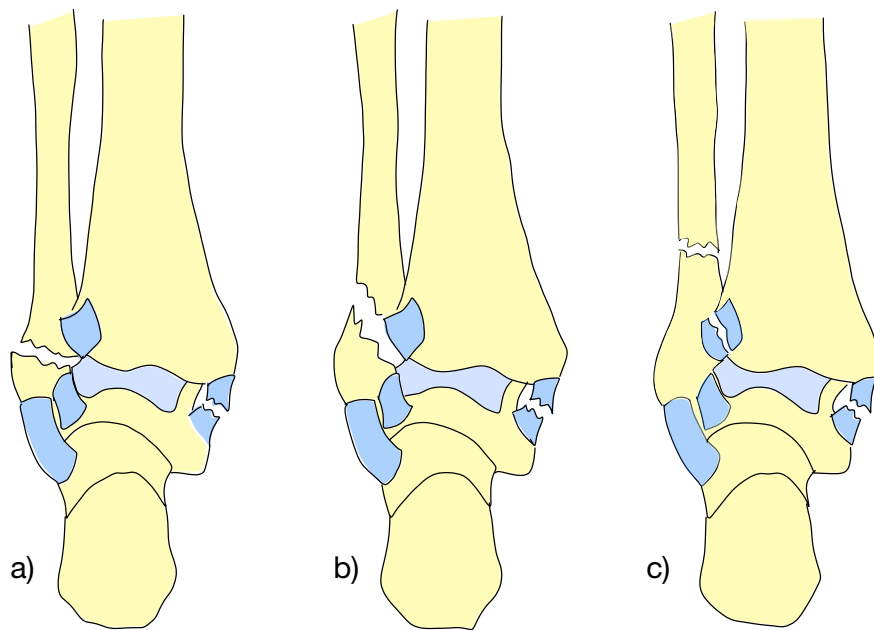


Abbildung 2: Klassifikation nach Weber
Typ a-c (erstellt von Sonja Baumgartner, Messpartnerin)

Typ Weber A

Eine laterale malleolare Fraktur, die unterhalb der Syndesmose liegt, wird als Typ Weber A klassifiziert. Die Syndesmose bleibt hierbei intakt (siehe Abbildung 2A).

Typ Weber B

Diese Art der Fraktur befindet sich auf Höhe der Syndesmose, die im Rahmen der Fraktur ebenfalls rupturiert sein kann (siehe Abbildung 2B).

Typ Weber C

In diesem Fall liegt die Fraktur oberhalb der Syndesmosis tibiofibularis, die in diesem Fall immer zerrissen ist (siehe Abbildung 2C). Eine besondere Art dieser Fraktur ist die Maisonneuve-Fraktur, wobei es sich um eine hohe Fibulafraktur mit gleichzeitiger Fraktur des Innenknöchels, Ruptur der Syndesmose und Zerreißung der Membrana interossea handelt. Sie kann daher auch als eine Knöchel-Gelenkfraktur gesehen werden. Oftmals wird diese

besondere Fraktur durch einen indirekten Pronationsmechanismus verursacht und ist durch die Beteiligung dieser vielen Strukturen sehr instabil (Goost et al., 2014).

Im Rahmen einer Sprunggelenksfraktur bezeichnet man eine spezielle Form als Volkmann-Dreieck. Darunter versteht man einen Abbruch des dorsalen Endes der Tibia. Bei einer Typ Weber B Fraktur ist das Auftreten einer solchen Abrissfraktur möglich, bei einer Typ C Fraktur sogar sehr häufig. Man könnte das Volkmann-Dreieck auch als dritter Malleolus bezeichnen (Andonov, 2023; Rammelt et al., 2021).

Bei einer Bimalleolarfraktur sind sowohl der Malleolus lateralis wie auch der Malleolus medialis gebrochen (S. Lee et al., 2019). Sind Fragmente von der Tibiahinter- oder vorderkante zusätzlich abgebrochen (Volkmann-Dreieck), wird dies als Trimalleolarfraktur bezeichnet. Rammelt bezeichnet zusätzlich noch die laterale Tibiavorderkante als vierten Malleolus. Ist dieser ebenfalls gebrochen, wird von einer Quadrimalleolarfraktur gesprochen (Rammelt et al., 2021).

2.4 Frakturheilung

Auch im gesunden Zustand gibt es im Knochen ständige physiologische Umbauvorgänge durch Osteoklasten und Osteoblasten. Diese Vorgänge werden durch eine Verletzung des Knochens jedoch massiv verstärkt. Doch nicht nur diese Zellen sind an der Reparatur des Knochens beteiligt, auch Zellen des angeborenen Immunsystems wirken durch komplexe Wechselwirkungen auf die Knochenheilung ein. Da der erste Schritt der Frakturheilung einen entzündlichen Prozess darstellt, ist die Beteiligung von Zellen der Monozyten- und Makrophagenlinie wenig überraschend. Damit die Frakturheilung möglichst reibungslos abläuft, ist eine gewisse Immobilisation des Bruches wichtig, damit es nicht zu größeren Verschiebungen und einer ungewollten Instabilität kommt. Zudem fördert ein ausreichender Kontakt zwischen den Fraktarenden die direkte Knochenheilung, der Knochen kann durch die sogenannte primäre Frakturheilung wieder zusammenwachsen. Jedoch muss es dennoch einen gewissen Grad an Bewegung im Frakturspalt geben, da durch zu wenig Bewegung der Reiz zur Knochenneubildung fehlt (Loi et al., 2016).

Insgesamt ist die Frakturheilung ein komplexer Prozess, an dem verschiedenste Mechanismen mitwirken, wie Transkriptions- oder Wachstumsfaktoren. Der Bruch kann entweder durch primäre oder sekundäre Frakturheilung repariert werden, wobei die sekundäre Reparatur die klinisch häufigere ist, da keine genaue anatomische Reposition erforderlich ist (Roberts et al., 2018).

2.4.1 Primäre Frakturheilung

Hierbei handelt es sich um eine intramembranöse Ossifikation (Roberts et al., 2018). Durch eine operative Osteosynthese, in der der Knochen optimal adaptiert und stabil fixiert wird, kann der Knochen durch direkte Kontaktheilung wieder zusammenwachsen. Dieser Prozess ist dem physiologischen Knochenumbau recht ähnlich. Osteoblasten und Osteoklasten arbeiten so zusammen, dass neuer Knochen gebildet wird und das Havers-System direkt wiederhergestellt wird (Loi et al., 2016). Es erfolgt keine Kallusbildung, weswegen es auch direkte Knochenheilung genannt wird. Durch eine stabile Fixation der Bruchstücke und einer guten Durchblutung können die Osteone direkt durch den Frakturspalt hindurch und für eine angemessene Heilung der Fraktur sorgen. Der Prozess der vollständigen Knochenheilung dauert hierbei 1,5 bis 2 Jahre (Niethard et al., 2022).

2.4.2 Sekundäre Frakturheilung

Die indirekte Frakturheilung beschreibt den physiologischen Heilungsprozess und beginnt mit der initialen reaktiven Phase, in der sich zunächst ein Hämatom um den Bruch herum bildet und es zu einer entzündlichen Reaktion kommt. Nach ein bis zwei Wochen, bildet sich aus dem Hämatom ein bindegewebiger Kallus und es beginnt die reparative Phase, in der Knochen und Knorpel neu gebildet wird. Nach Wochen bis Monaten kommt es zur Kallushärtung, wobei sich das primär entstandene Gewebe zu Geflechtknochen umwandelt. In der Remodelling-Phase entsteht nach ein bis zwei Jahren nun Lamellenknochen, um die Funktionalität des Knochens wieder vollends herzustellen. Das Gefäßsystem bildet sich neu aus und der überschüssige Kallus wird abgebaut (Roberts et al., 2018).

Die meisten Frakturen heilen auf diesem Weg, da oftmals keine vollständige Steifigkeit der Bruchstelle erreicht wird, was die Voraussetzung für die primäre Frakturheilung wäre.

2.4.3 Störungen der Frakturheilung

Wenn die optimalen Voraussetzungen für die komplikationslose Heilung der Fraktur nicht gegeben sind, können zwei Dinge eintreten. Entweder es kommt zu einer verzögerten Heilung, von der man spricht, wenn nach mehr als 6 Monaten immer noch keine komplette Kontinuität des Knochens wiederhergestellt ist. Es handelt sich also um eine „delayed-union“, zu deutsch verzögerte Heilung. Wenn aber nach mehr als 6 Monaten überhaupt keine knöcherne Verbindung der beiden Frakturteile zustande gekommen ist, handelt es sich um eine Pseudarthrose, also eine „non-union“, die sich entweder hypertroph oder atroph darstellt (Rupp et al., 2018). Bei einer anhaltenden ungewollten Mobilität des Frakturspalts kann dies schließlich zur Entwicklung eines sogenannten Falschgelenkes führen. Bei der hypertrophen Form kommt es durch zu viel Bewegung und gleichzeitig ausreichender Durchblutung des Frakturspalts zu einer übermäßigen Kallusbildung. Bei der atrophen Pseudarthrose hingegen

kommt es aufgrund von Durchblutungsstörungen zu einer mangelnden Kallusbildung und es wird nur unzureichend stabiles Füllmaterial gebildet (Niethard et al., 2022). Bislang kann man während des Heilungsverlauf jedoch noch nicht wirklich vorhersagen, ob sich eine Pseudarthrose bilden wird oder nicht.

Zudem können noch einige Faktoren seitens des Patienten eine Rolle spielen, wie Diabetes, Drogenmissbrauch, das Alter oder weitere Erkrankungen (Roberts et al., 2018).

2.4.4 Geschlechtsunterschiede in der Frakturheilung

Die grundlegenden biologischen Mechanismen bezüglich der Heilung bei Knochenbrüchen sind bei Männern und Frauen prinzipiell identisch, jedoch deuten einige Studien daraufhin, dass es dennoch Unterschiede gibt. Dies wurde am Tiermodell bei männlichen und weiblichen Mäusen getestet. Es zeigte sich 21 Tage nach der Fraktur des Femurs, dass männliche Mäuse eine ausgeprägtere Kallusbildung aufweisen, der auch eine höhere Gewebemineraldichte mit sich brachte als bei weiblichen Mäusen (Haffner-Luntzer et al., 2021). Ebenso die Biegefestigkeit war größer, was auf reifere Knochen und eine schnellere Frakturheilung bei männlichen Mäusen hindeutet. Es wurde vermutet, dass dies an ihrem höheren Gewicht liegt, da so eine höhere mechanische Belastung auf die Fraktur wirkt und so die Kallusbildung angeregt wird (Haffner-Luntzer et al., 2021). Auch Sexualhormone wie Östrogen sollen Auswirkungen auf die Heilung haben. Östrogen spielt eine wichtige Rolle im Knochenstoffwechsel, bei Östrogenmangel kann es zu Knochenschwund bzw. -zerstörung kommen, wobei hier die genauen Mechanismen noch nicht eindeutig geklärt sind (Pacifici, 2008; Weitzmann & Pacifici, 2006). Östrogenmangel führt darüber hinaus zu einer erhöhten Immunantwort und vermehrt zu entzündlichen Prozessen im Körper (Weitzmann & Pacifici, 2006). Die postmenopausale Osteoporose, die am häufigsten durch den auftretenden Östrogenmangel bedingt ist, ist demnach nichts anderes als eine chronisch-entzündliche Erkrankung (Ginaldi et al., 2005). Da das Immunsystem auch bei der Knochenheilung eine wichtige Rolle spielt, ist es nicht verwunderlich, dass ein Östrogenmangel negative Auswirkungen auf eben diesen Prozess hat, dessen erster Schritt aus einem lokalen Entzündungsprozess an der Frakturstelle besteht (L. Claes et al., 2012). Daher kann es bei osteoporotischen Frakturen nach der Menopause zu einer beeinträchtigten Frakturheilung kommen (Fischer et al., 2018). Ebenso hat der unterschiedlich regulierte Östrogenrezeptor-Signalweg Auswirkungen auf die Knochenmasse, wobei gezeigt wurde, dass Östrogen eine stimulierende Wirkung auf Osteoblasten und damit einen positiven Effekt auf die Produktion von Knochenmasse hat (Parikka et al., 2005). Auch bei den oben genannten Störungen, die während der Frakturheilung auftreten können, haben Frauen und Männer unterschiedliche Wahrscheinlichkeiten des Auftretens. Frauen sollen ein höheres Risiko für das Auftreten von atrophischen Pseudarthrosen haben, Männer hingegen sind mehr für die hypertrophen

Pseudarthrosen prädestiniert (Rupp et al., 2019). Dies würde sich in bisherige Forschungsergebnisse einfügen, in denen man davon ausgeht, dass Männer eine schnellere Frakturheilung durchlaufen und somit auch schneller neues Knochengewebe produzieren (Haffner-Luntzer et al., 2021). Größere Lücken im Frakturspalt verzögern den Heilungsprozess, Bewegung im Frakturspalt begünstigt hingegen die Kallusbildung, jedoch wird die Gewebequalität dabei nicht besser. Studien haben zudem gezeigt, dass sowohl die Dehnung als auch der hydrostatische Druck entscheidende mechanische Faktoren für die Frakturheilung sind, was impliziert, dass das Körpergewicht des Patienten ebenfalls eine wesentliche Rolle bei diesem Prozess spielt. Dabei hängen bestimmte mechanische Bedingungen mit verschiedenen Gewebetypen zusammen. Bei wenig Dehnung und niedrigem hydrostatischem Druck kommt es zur desmalen bzw. direkten Ossifikation, die enchondrale Ossifikation tritt bei mäßigem Druck und moderater Dehnung auf und bei großen Dehnungen oder ungünstigen mechanischen Bedingungen entsteht hingegen Bindegewebe oder faseriger Knorpel (Claes et al., 1998; Claes & Heigele, 1999).

2.5 Versorgung von Unterschenkelfrakturen und OSG-Frakturen

Grundsätzlich ist das Ziel jeder Behandlung, egal ob operativ oder konservativ, die vollständige Ausheilung des Knochens und das Erreichen seiner ursprünglichen Funktion. Dabei wird der Knochen zunächst repositioniert und meistens dabei operativ stabilisiert, um möglichst schnell eine funktionelle Rehabilitation zu ermöglichen.

2.5.1 Operative Versorgung

Tibiakopffraktur

Da Tibiakopffrakturen meistens durch hohe Gewalteinwirkung zustande kommen, ist nicht nur der Knochen, sondern häufig auch das umgebende Weichteilgewebe schwer in Mitleidenschaft gezogen. Komplikationen sind durch unterschiedliche Frakturmuster und die dünne Weichteilhülle am Knie und über der Tibia häufig. Eine operative Versorgung ist bei Tibiakopffrakturen bei Erwachsenen deshalb in den meisten Fällen Standard. Tibiakopffrakturen werden nach der Schatzker-Klassifikation eingeteilt (Kfuri & Schatzker, 2018). Je nach Frakturtyp erfolgen eine Schraubenosteosynthese oder eine Plattenfixierung. In Kombination mit einer schweren Weichteilverletzung, muss die Fraktur zusätzlich mit einem externen Fixateur stabilisiert werden, bis die definitive Versorgung möglich ist (Oleo-Taltavull et al., 2023; Thamyongkit et al., 2022; Tschorne & Lobenhoffer, 1993).

Tibiaschaftfraktur

Abhängig vom Weichteilschaden wird eine möglichst frühe operative Versorgung angestrebt, wobei primär eine Fixierung der Fraktur durchgeführt wird. Mittel der ersten Wahl zur Behandlung von Tibiaschaftfrakturen ist heutzutage die intramedulläre Marknagelosteosynthese (AO 42). In Einzelfällen kann eine Plattenosteosynthese oder eine konservative Therapie indiziert sein. Bei geschlossenen Frakturen sollte man versuchen, diese geschlossen indirekt zu reponieren, um ein möglichst geringes Infektionsrisiko zu erzielen. Hämatome um die Frakturstelle müssen ebenfalls versorgt und bereits abgestorbenes Gewebe entfernt werden. Früher hat man die offene Reposition bevorzugt und alle Fragmente fixiert, in den letzten Jahren ist man aber dazu übergegangen, nur noch geschlossen zu reponieren, da bessere Ergebnisse erzielt werden und das Infektionsrisiko minimal gehalten wird (Bhandari et al., 2002; Busse et al., 2008; Duan et al., 2012; Rommens & Schmit-Neuerburg, 1987). Liegt zusätzlich ein bedrohlicher Weichteilschaden oder eine Mehrfachverletzung vor, wird zunächst eine Stabilisierung über einen Fixateur externe durchgeführt, mit Verfahrenswechsel auf ein anderes Implantat im Verlauf (Niethard et al., 2022). Eine schwerwiegende Komplikation ist das Kompartment-Syndrom, bei dem es wegen einer arteriellen Blutung in eine der Muskellogen des Unterschenkels dort zu einem Druckanstieg und zum Absterben des Gewebes inklusive der Nerven kommt mit erheblichen Langzeitfolgen (Strain & Giannoudis, 2024). In diesem Fall ist eine Kompartmentspaltung erforderlich.

Pilon-tibiale-Fraktur

Diese Art der Fraktur muss in den meisten Fällen operativ versorgt werden, um die Gelenkflächen zu reponieren und damit eine Arthrose zu verhindern, und da häufig eine große Instabilität vorliegt. Häufig treten Luxationen oder Subluxationen auf, die eine sofortige Reposition benötigen, um Weichteil- und Nervenschäden zu verhindern. Für die distale Tibia gibt es unterschiedliche Methoden der Versorgung, die je nach Frakturtyp und Weichteilsituation gewählt werden (AO 43). Die Art der Osteosynthese ist abhängig vom Frakturtyp (Beytemür et al., 2017; Marcus et al., 2013; Ristiniemi et al., 2011). In den meisten Fällen besteht die primäre Versorgung aufgrund der Weichteilschwellung und der hohen Instabilität in der Anbringung eines Fixateurs externe. Erst nach Abschwellen der Weichteile, erfolgt die endgültige operative Versorgung mit Rekonstruktion der Gelenkfläche und dem Einbringen von Osteosynthesematerial wie Platten und Schrauben (Hahn & Thies, 2004).

OSG-Fraktur

OSG-Frakturen werden im deutschsprachigen Raum nach der Weber-Klassifikation in Typ A, B und C eingeteilt, je nach Höhe der Fraktur in Bezug auf die Syndesmose (Weber BG, 1967). Bei einer Weber Typ A Fraktur ist eine operative Versorgung nur notwendig, wenn Fragmente

abgesprengt sind oder eine Gelenkbeteiligung vorliegt. Typ Weber B und C werden bei jungen und aktiven Patienten in Deutschland meistens operativ versorgt, bei geriatrischen Patienten hingegen nur bei hoher Instabilität. Um operativ eine möglichst gute funktionelle Wiederherstellung des Gelenks zu erreichen, ist eine anatomische Rekonstruktion, wobei die verletzten Bandstrukturen möglichst geschützt werden, wichtig. Der Zeitpunkt der endgültigen Operation hängt von dem Zustand des umliegenden Weichteilgewebes ab. Ist dieses schwer in Mitleidenschaft gezogen, muss erst eine Abschwellung erfolgen bevor endgültig operiert werden kann, da sonst die richtige Schließung der Wunde nicht garantiert werden kann und das Risiko für Wundinfektionen oder Wundrandnekrosen erhöht ist. Die Fraktur wird dann durch eine offene Reposition und anschließende Osteosynthese mittels Stellschrauben oder Platten versorgt. Bei der speziellen Maisonneuve-Fraktur, einer hohen Weber-Typ-C-Fraktur, bei der die Syndesmose und die interossäre Membran gerissen sind, muss die Fibula anatomisch repositioniert werden. Die Maisonneuve-Fraktur selbst wird jedoch in der Regel nicht mittels einer Osteosynthese behandelt (Goost et al., 2014).

2.5.2 Postoperative Verfahren

Um ein Ausheilen der Fraktur zu ermöglichen, ist es üblich, eine Teilbelastung an Unterarmgehstützen zu verschreiben. Die meisten Patienten dürfen in den ersten sechs Wochen zunächst 20kg teilbelasten. Bei einigen Frakturen des OSGs kann der Knöchel in einer Orthese immobilisiert werden, um eine Vollbelastung zu ermöglichen. Bei Tibianägeln ist eine Vollbelastung in der Regel ohne Hilfsmittel möglich. Wichtig ist eine frühe Mobilisation des Patienten unter physiotherapeutischer Anleitung, um die Funktion des betroffenen Körperteils zu erhalten und die Lymphdrainage zu fördern (Goost et al., 2014).

2.6 Allgemeine Unterschiede zwischen männlichem & weiblichem Geschlecht

Im Folgenden werden die Unterschiede des biologischen Geschlechts zwischen Männern und Frauen erörtert. Abgesehen davon existieren weitere Geschlechter, die jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit sind.

Die Unterschiede zwischen den Geschlechtern fangen bereits bei den Chromosomen und der Genexpression an, unterschiedlichen Hormonspiegel und natürlich der Anatomie der Geschlechtsorgane als einer der grundlegendsten Unterschiede. Ebenfalls zeigen sich Unterschiede in Strukturen der Gehirnbereiche und deren Funktionalität, was sich im Verhalten von Männern und Frauen widerspiegelt (Shobeiri et al., 2020). Schon bei der Befruchtung der Eizelle wird das chromosomale Geschlecht festgelegt: Männer besitzen ein X- und ein Y-Chromosom, Frauen zwei X-Chromosome. Zusätzlich gibt es davon abweichende

Ausprägungen, die jedoch nicht Teil dieser Arbeit sind. Diese Chromosomenpaare führen zur Expression unterschiedlicher Gene, die die Entwicklung der spezifischen Geschlechtsorgane bedingen. Diese wiederum produzieren Sexualhormone, Östrogene und Androgene, in geschlechterspezifischen Konzentrationen. Das heißt, sie unterscheiden sich genetisch und hormonell voneinander. Frauen haben außerdem aufgrund ihres biologischen Geschlechts eine höhere Lebenserwartung bzw. Männer eine geringere (Austad, 2006; Kruger & Nesse, 2006; Thorslund et al., 2013). Auch sind Männer anfälliger für Erkrankungen wie Diabetes mellitus, Hypertonie und Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems (Paschou et al., 2022). Nach der Menopause wird das Risiko für kardiovaskuläre Ereignisse von Frauen ähnlich zu dem von Männern. Man geht davon aus, dass Östrogen sich schützend auf den Stoffwechsel und das Herz-Kreislauf-System auswirkt (Rozenberg et al., 2020). Auch die Stoffwechselregulierung bei Männern und Frauen ist unterschiedlich, vor allem die Insulinsensitivität und der Lipidstoffwechsel. Dies steht auch im Zusammenhang mit den unterschiedlichen Risiken für Herz-Kreislauf-Erkrankungen (Lagou et al., 2021).

Die grundlegende Körperzusammensetzung unterscheidet sich ebenfalls aufgrund der Genetik, wobei vor allem Unterschiede in der Muskelmasse existieren. Männer haben meist einen deutlich höheren Muskelanteil als Frauen und damit auch mehr Muskelmasse. Frauen haben häufig einen höheren Fettanteil als Männer und prozentual gesehen weniger Muskelmasse (Schorr et al., 2018).

Zudem sind Männer durchschnittlich größer und schwerer als Frauen und haben dementsprechend längere Beine und größere Füße (Abe et al., 2003). Für einige Gangparameter stellen dies wichtige Kriterien dar, wie die Schrittlänge beim Gehen oder die maximale Kraft, die auf den Fuß während des Gehens wirkt. Aufgrund dieser Unterschiede erwarten wir zum einen eine größere Schrittlänge bei Männern, die maximale Kraft müsste größer sein, die Gehgeschwindigkeit höher und gleichzeitig die Schrittfrequenz aufgrund der längeren Beine kleiner.

2.7 Ganganalyse

Die Ganganalyse ist ein zentraler Bereich der biomechanischen Forschung, der sich mit der Erfassung und Analyse menschlicher Bewegungen befasst, insbesondere des Gehens. Sie spielt eine entscheidende Rolle bei der Bewertung von Gangstörungen, Rehabilitation nach Verletzungen oder Operationen sowie der Entwicklung von prothetischen Geräten und orthopädischen Hilfsmitteln. Die Analyse des Gangs ermöglicht die Bewertung der Gangdynamik, Gangmuster und Kräfteverteilung. Darüber hinaus liefert sie wertvolle Informationen über die Belastung von Gelenken und Muskeln während des Gehens, was für die Prävention von Verletzungen und die Optimierung von Leistung von Bedeutung ist.

(Warmerdam et al., 2023). In den letzten Jahrzehnten haben sich verschiedene Methoden und Technologien entwickelt, um Bewegungsabläufe detailliert zu erfassen und zu analysieren. In der Ganganalyse werden unterschiedliche Systeme und Methoden eingesetzt, die sich hinsichtlich ihres Anwendungsbereichs und der erfassten Parameter unterscheiden.

Eine bedeutende Methode ist die Verwendung von Motion-Capture-Systemen, wie sie auch für diese Arbeit genutzt wurde. Dies zählt zu den Verfahren der Kinematik, ein Bereich der Mechanik, welcher die Beschreibung und Untersuchung von Bewegungen von Körpern hinsichtlich der Größen Zeit, Ort, Geschwindigkeit und Beschleunigung umfasst. Hierbei werden die Kräfte, welche diese Bewegungen verursachen, jedoch außer Acht gelassen (Winter, 2009). Motion Capture ermöglicht die präzise Aufzeichnung und Analyse von Bewegungsabläufen. Sie bieten eine hohe räumliche und zeitliche Auflösung, was es ermöglicht, Bewegungen in Echtzeit zu verfolgen und kinematische Parameter wie Gelenkwinkel, Gangzyklen und Gangsymmetrie zu quantifizieren. Oftmals wird dieses System mit der markerbasierten Analyse kombiniert, wobei reflektierende Marker an bestimmten Körperpunkten des Patienten angebracht werden. Diese Vorgehensweise führt zu einer gesteigerten Präzision und Zuverlässigkeit. Ein potenzieller Nachteil besteht darin, dass sich die Haut und damit auch die Marker während der Messung relativ zum Skelett verschieben oder verrutschen können. Moderne Systeme haben das Marker-basierte Verfahren jedoch weiterentwickelt, indem sie die Silhouette des Patienten herausfiltern und somit vollständig auf Marker verzichten. Die markerlose Methode ist jedoch mit einer gewissen Einschränkung der Genauigkeit verbunden, da die Position der Gelenke nur anhand der äußeren Körperform geschätzt wird. Dafür reduzieren sich die Verarbeitungszeit und der Aufwand für die Messungen maßgeblich (Kanko et al., 2021; Wade et al., 2022).

Eine weitere Möglichkeit stellt der Einsatz von inertialen Messeinheiten (IMU) dar. Dies sind tragbare Sensoren, auch Wearables genannt, die Bewegungen und Orientierungen von Objekten im Raum messen. Diese Geräte bestehen typischerweise aus einer Kombination von Beschleunigungsmessern und Gyroskopen, um z.B. Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit zu erfassen. Sie gewährleisten eine höhere Mobilität und sind kostengünstiger. Der Einsatz dieser Systeme ist nahezu überall möglich, sie liefern zuverlässige, aber eingeschränkte Daten als Motion-Capture-Systeme, können aber dennoch als alternatives Messinstrument eingesetzt werden (Bravi et al., 2020; M. Lee et al., 2018). Sie können Beschleunigungen, Rotationsgeschwindigkeiten und relative Bewegungen in Echtzeit messen, jedoch ist eine exakte Bestimmung der absoluten Position und eine langfristige Genauigkeit aufgrund des Drifts nicht möglich. Dies bezeichnet einen systematischen Fehler, der sich bei längeren Messungen akkumuliert und die Genauigkeit der

Messung beeinträchtigt. Er entsteht, wenn die Integration von Messwerten über die Zeit hinweg zu einer immer größer werdenden Abweichung von der tatsächlichen Position oder Orientierung führt (Wolff et al., 2023). Bei optischen Systemen werden diese Fehler automatisch korrigiert.

Die Kraftmessung während des Gehens ist ein weiterer wichtiger Aspekt der Ganganalyse. Kraftmessplatten, die in den Boden integriert sind, erfassen die Kräfte, die während des Aufsetzens und Abstoßens der Füße auftreten. Diese Daten können genutzt werden, um die Bodenreaktionskräfte zu quantifizieren und die Belastung der Gelenke während des Gehens zu analysieren (Lelas et al., 2003). Dies ist entscheidend für die Beurteilung der Gangdynamik sowie die Entwicklung orthopädischer Interventionen. Diese Platten sind jedoch örtlich gebunden. Daher wurden mit Sensoren ausgestattete Einlegesohlen entwickelt, welche ebenso die Druckverteilung beim Stehen oder Gehen messen können. Diese sind zwar weniger genau als die Kraftmessplatten, da sie mit niedrigeren Frequenzen aufzeichnen (Wolff et al., 2023), aber haben den Vorteil, dass sie in alltäglichen Situationen eingesetzt werden können, was ihre Anwendungsbreite erheblich erweitert, weswegen sie auch für diese Arbeit genutzt wurden. Die Messung der Bewegungsdaten erfolgt durch Beschleunigungsmesser und Gyroskope. Wie die IMUs zählen sie zur Gruppe der Wearables (Martini et al., 2020).

Durch den Einsatz von Laufbändern können Bewegungsabläufe während des Gehens unter kontrollierten Bedingungen erfasst und analysiert werden. Die Verwendung von Laufbändern bietet mehrere Vorteile gegenüber natürlichen Gehumgebungen, wie z.B. die Standardisierung der Gehgeschwindigkeit und -oberfläche sowie die Möglichkeit, Bewegungsdaten präzise zu messen und zu quantifizieren. Geschwindigkeit und Steigung sind leicht einstellbar. Es besteht zudem die Möglichkeit der Kombination mit anderen Methoden der Ganganalyse, wie dem Motion-Capture-System oder im Laufband integrierte Kraftmessplatten, um biomechanische Parameter während des Gehens zu erfassen (Jung & Lee, 2021). Jedoch kann es bei der Gangmessung zu erheblichen Veränderungen im Gangmuster im Vergleich zum Gehen auf natürlichen Oberflächen kommen. Zum Beispiel können Unterschiede in der Oberflächenbeschaffenheit und -textur sowie die kontinuierliche Bandbewegung dazu führen, dass Personen ihr Gangverhalten anpassen (Schmitt et al., 2021). Zudem ist die Übertragbarkeit der auf einem Laufband gewonnenen Ergebnisse auf natürliche Gehumgebungen fraglich (Murray et al., 1985; Watt et al., 2010).

Zusätzlich zur kinematischen und kinetischen Analyse werden Elektromyographie (EMG) und Kraftmessung eingesetzt, um die Muskelaktivität während des Gangzyklus zu erfassen. Die EMG-Analyse ermöglicht die Charakterisierung von Muskelaktivitätsmustern und -timing, was

Einblicke in die Koordination und Effizienz der Muskeln während des Gehens liefert (Papagiannis et al., 2019).

2.8 Gangzyklus

Um den Gangzyklus objektiv beschreiben zu können, macht man sich bestimmte räumliche und zeitliche Merkmale zu Nutze. Der Gangzyklus ist die Zeit ab dem ersten Kontakt des Fußes mit dem Untergrund bis zum erneuten Bodenkontakt desselben Fußes. Dieser teilt sich nochmals in die Standphase und die Schwungphase auf, das heißt die Zeit, in der der Fuß den Boden berührt bzw. sich derselbe Fuß in der Luft befindet. Daraus können unter anderem die Parameter Schrittdauer, Schrittlänge und Schrittbreite berechnet und für Ganganalysen genutzt werden (Di Biase et al., 2020).

Die Standphase macht ungefähr 60% des Gangzyklus aus und beinhaltet den *initial contact*, *loading response*, *mid stance*, *terminal stance* und *pre-swing* (siehe Abbildung 3). Am Anfang und Ende der Standphase haben beide Füße Kontakt mit dem Boden. Zunächst beginnt die Standphase mit dem *initial contact* (0% des Gangzyklus), bei dem der erste Fersenkontakt des Fußes mit dem Boden stattfindet. Das kontralaterale Bein ist zur selben Zeit in der *pre-swing* Phase. Direkt daran knüpft die *loading response* an, die 0-12% des Gangzyklus ausmacht. Es kommt zum kompletten Bodenkontakt der Ferse und zu einer Gewichtsverlagerung. Darauf folgt die *mid stance* Phase, die 12-31% des Zyklus entspricht. Nun befindet sich das gesamte Körpergewicht auf diesem Bein und der Körperschwerpunkt bewegt sich während dieser Phase kontrolliert über den stützenden Fuß. Währenddessen geht das kontralaterale Bein vom Initial swing zum Mid swing über. Nun folgt der *terminal stance* (31-50% im Gangzyklus), wobei der Fuß nun abrollt, die Ferse sich vom Boden abhebt und der Körperschwerpunkt sich weit über den Vorfuß hinaus verlagert. Hierbei wird gleichzeitig eine Vorwärtsbewegung durch Beschleunigung der Körpermasse initiiert (Götz-Neumann, 2015). Die Standphase schließt mit dem *pre-swing* ab (auch Push-off oder Abdruckphase), der sich von 50 bis 62% des Zyklus ausdehnt. Dabei wird das Bein entlastet, indem das Körpergewicht über den Vorfuß hinaus nach vorne gebracht und auf das andere Bein übertragen wird. Beide Füße haben hierbei Kontakt mit dem Boden, weswegen man dies auch als terminale doppelt unterstützte Standphase bezeichnen kann. Das kontralaterale Bein durchlebt derweil den *initial contact* (Pirker & Katzenschlager, 2017).

Die Schwungphase macht die restlichen 40% des Gangzyklus aus und wird unterteilt in *initial swing*, *mid-swing* und *terminal swing* (siehe Abbildung 3) (Pirker & Katzenschlager, 2017). Es kommt zuerst zum *initial swing* (62-75% im Gangzyklus), wobei der Fuß komplett vom Boden abhebt und der Oberschenkel schnell nach vorne schwingt. Das andere Bein steht dabei fest auf dem Boden im frühen *mid stance*. Der darauffolgende *mid swing* dehnt sich von 75-87%

des Gangzyklus aus. Der Fuß ist immer noch vom Boden losgelöst und das Becken ist in neutraler Stellung. Der letzte Teil erstreckt sich schließlich von 87 bis 100% des Zyklus und wird *terminal swing* genannt. Er stellt die Übergangsphase von der Schwung- in die Standphase dar und bereitet das Bein auf erneuten Bodenkontakt vor (Götz-Neumann, 2015).

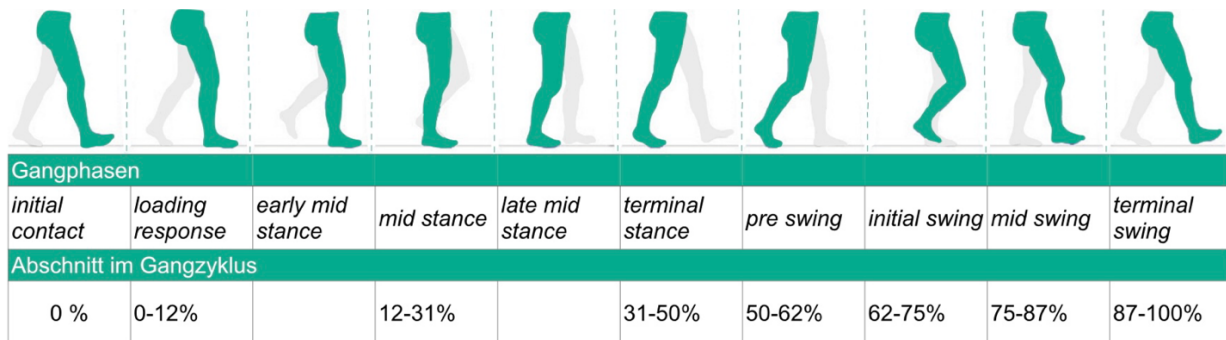


Abbildung 3: einzelne Phasen des Gangzyklus
(adaptiert nach <https://www.tekscan.com/blog/medical/gait-cycle-phases-parameters-evaluate-technology>)

2.9 Geschlechtsunterschiede im Gangmuster

Die oben beschriebenen Gangmuster variieren jedoch mit dem Geschlecht. Männer und Frauen haben unterschiedliche Arten zu gehen. Schon die grundlegenden Gangparameter sind verschieden. Männer haben z.B. eine größere Schrittlänge und eine langsamere Schrittfrequenz (Schwesig et al., 2011). Jedoch hat sich in anderen Studien herausgestellt, dass der Gang sehr individuell ist und nicht alle Parameter auf das Geschlecht zurückzuführen sind (Nigg et al., 1994). Der Unterschied im Körpergewicht und in der Muskelmasse zwischen Männern und Frauen hat ebenfalls Einfluss auf das Gangbild. Der Bewegungsablauf und -umfang beim Gehen hängt stark mit der Muskelkraft zusammen, die mit zunehmendem Alter abnimmt, weswegen sich Gangmuster im Alter auch stark ändern (Nigg et al., 1994). In Studien wurde das Geschlecht und Alter verglichen, wobei zum Tragen kam, dass der Alterungsprozess bei beiden Geschlechtern unterschiedlich ist und daher auch die Gangproblematiken, wie der Gang an sich und das Gleichgewicht, sich im höheren Alter unterscheiden (Ahad et al., 2020). Die Körpergröße und die Schrittlänge haben ebenso Auswirkungen auf das Gangbild. Daher haben Männer und Frauen, unabhängig vom Alter, schon ein grundlegend anderes Gangverhalten, da die anatomischen Gegebenheiten dies bedingen (Nigg et al., 1994).

Bisher wurden Ganganalysen sehr viel im neurologischen Bereich bei Parkinson-Patienten durchgeführt (Di Biase et al., 2020; Rehman et al., 2019; Warmerdam et al., 2021), aber auch in der Unfallchirurgie existieren viele Studien, auch speziell bei Patienten mit Frakturen des Unterschenkels. Dabei wurden unter anderem die räumlich-zeitlichen Parameter erhoben, die

auch in dieser Arbeit eine Rolle spielen, wie Ganggeschwindigkeit (Kröger et al., 2022; Larsen et al., 2017; Suciú et al., 2016; Thewlis et al., 2015) oder die Asymmetrie des Ganges (Elsoe & Larsen, 2017; Kröger et al., 2022; Larsen et al., 2017, 2021W). Ganganalysen können im klinischen Alltag eingesetzt werden, um die Heilung zu überwachen. Dieses Vorgehen kann Röntgenaufnahmen einsparen, die zum einen den großen Nachteil der Strahlenexposition mit sich bringen und zum anderen die Frakturheilung aufgrund der erst später auftretenden Frakturmineralisierung nur mit einer Verzögerung darstellen (Blokhuys et al., 2001). Röntgen-Verlaufskontrollen haben für die Beurteilung der Implantat-Lage und knöchernen Stellung natürlich weiter ihren Stellenwert.

2.10 Schmerz bei Unterschenkelfrakturen

Schmerz ist sehr individuell und wird von jedem anders wahrgenommen. Er wird mittels subjektiver Fragebögen ermittelt und kann nicht absolut gemessen werden. Eine Annäherung daran stellen Schmerzskaleten von 1 bis 10 dar, wobei 10 der schlimmste Schmerz ist, den man sich vorstellen kann. So ergibt sich, dass eine 8 für den einen etwas ganz anderes bedeuten kann als für eine andere Person.

Bei der Fraktur des Knochens werden gleichzeitig mechanosensitive Nervenfasern verletzt, die für den anfänglichen einschießenden Frakturschmerz verantwortlich sind. An der Frakturstelle werden Zytokine, Neurotransmitter und Wachstumsfaktoren ausgeschüttet, die die Bildung neuer Nervenfasern induzieren, die den scharfen Schmerz bei Bewegung aussenden und den dumpfen Schmerz in Ruhe provozieren. Bei einer optimalen Heilung bilden sich diese Vorgänge wieder zum ursprünglichen Zustand zurück und der Schmerz lässt nach. Es kann jedoch auch passieren, dass sich im ungünstigsten Fall chronische Schmerzen entwickeln (Mitchell et al., 2018).

Bezogen auf Unterschenkelfrakturen ist Schmerz vor allem für die postoperative Mobilisierung von Relevanz. Diese ist aber entscheidend, da es nur mit genügend Belastung im Frakturspalt zu einer suffizienten Knochenheilung kommen kann (Barcik et al., 2023). Schon am ersten Tag nach der endgültigen Operation und Fixierung des Knochens soll der Patient aufstehen und den verletzten Knochen teilbelasten, um die Frakturheilung bestmöglich zu unterstützen, aber auch um den Verlust an Muskel- und Knochenmasse möglichst gering zu halten. Nichtverschreibungspflichtige Schmerzmittel sind dabei meist unzureichend, um den Fraktur- und Wundschmerz effektiv einzudämmen, was häufig die Rehabilitation verzögert. Daher muss gleich von Beginn an ein effektives Schmerzmanagement betrieben werden, das meist nichtsteroidale Antirheumatika (NSARs) und Opiode beinhaltet (Mitchell et al., 2018). NSARs wirken zwar effektiv gegen Knochen- und Muskelschmerzen, Studien deuten aber darauf hin, dass sie die Knochenheilung über eine Verzögerung der Kallus- und Knochenbildung im

Frakturspalt verzögern, wie auch Protonenpumpeninhibitoren, die zusätzlich zum Magenschutz gegeben werden (O'Connor et al., 2009). Opiate hingegen können vor allem bei jungen Menschen schnell zur Abhängigkeit führen, vermindern die Leistungsfähigkeit und es gestaltet sich als schwieriger, Patienten wieder in die Arbeitswelt einzugliedern (Sullivan & Howe, 2013).

Mehrere Studien belegen, dass auch das Geschlecht einer Person Auswirkungen auf die Schmerzwahrnehmung und -verarbeitung hat. Männer und Frauen reagieren unterschiedlich auf Schmerz, wobei Frauen insgesamt wohl eine höhere Schmerzempfindlichkeit aufweisen, was im Folgenden genauer erläutert wird. Die Gründe sind multifaktoriell und beinhalten Genetik, Anatomie, Physiologie und Hormone, aber auch psychologische und soziale Faktoren spielen eine wichtige Rolle. Experimente haben gezeigt, dass die Schmerzsensitivität von Männern und Frauen mit dem endogenen Opioidsystem und den Sexualhormonen in enger Relation steht (Pieretti et al., 2016). Dies liegt nahe, da Sexualhormone und die dazugehörigen Rezeptoren in Regionen des peripheren und zentralen Nervensystems zu finden sind, die mit der nozizeptiven Übertragung assoziiert sind (Bartley & Fillingim, 2013). Es gibt Zusammenhänge zwischen erniedrigten Androgen Konzentrationen und chronischen Schmerzen, was auf einen protektiven Effekt von Testosteron im Hinblick auf Schmerzen schließen lässt. Männer sind also aufgrund ihres höheren Testosteronspiegels weniger schmerzempfindlich (Bartley & Fillingim, 2013). In jüngsten Studien zeigen sich geschlechtsspezifische Unterschiede bezogen auf physiologische Mechanismen der Schmerzentstehung, wobei verschiedene Gene und Proteine zum Tragen kommen. Aber auch Wechselwirkungen zwischen Hormonen und dem Immunsystem wirken auf die Übertragung von Schmerzsignalen ein (Osborne & Davis, 2022). Mit Hilfe von bildgebenden Untersuchungen des Gehirns von Personen, die an einer chronischen Schmerzsymptomatik litten, konnten darüber hinaus Unterschiede in der kortikalen Dicke der grauen Substanz festgestellt werden. Frauen zeigten eine signifikante Zunahme der kortikalen Dicke des somatosensorischen und primär motorischen Kortex, die auch mit der Schwere der Schmerzsymptomatik korrelierte. Bei Männern zeigte sich dieser Unterschied im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe nicht (Jiang et al., 2013). Seit langem bekannt ist auch der Einfluss psychologischer und soziokultureller Faktoren auf die Schmerzwahrnehmung und die Äußerung von Schmerzen. Das klassische Rollenbild von Mann und Frau, d. h. die gesellschaftlichen Erwartungen, wie man sich als Mann bzw. Frau zu verhalten hat, sowie die individuellen psychischen Mechanismen der Schmerzbewältigung, sind in diesem Kontext von großer Bedeutung. Folglich zeigt sich, dass Männer seltener Schmerzen angeben als Frauen. Gleichzeitig ist nachgewiesen, dass Frauen Schmerzen nachweislich stärker empfinden als Männer und häufiger an chronischen Schmerzzuständen leiden (Bartley & Fillingim, 2013; Pieretti et al., 2016).

Insgesamt zeigte sich bei Frauen eine größere Schmerzprävalenz als bei Männern. Generell geben Frauen häufiger Schmerzen an als Männer (Bartley & Fillingim, 2013) und neigen mehr zu chronischen Schmerzen (Pieretti et al., 2016). Studien, in denen experimentell Schmerzen ausgelöst wurden, haben ergeben, dass Frauen eine höhere Schmerzempfindlichkeit aufweisen als Männer und gleichzeitig eine geringere Schmerzhemmung besitzen (Osborne & Davis, 2022).

2.11 Ziel der Arbeit & Fragestellung

Bisher wurden schon viele Studien mit Ganganalysen bei Patienten mit Frakturen im Heilungsverlauf durchgeführt, jedoch wurden noch keine Ergebnisse zu Geschlechtsunterschieden publiziert. Ganganalysen tragen über die Quantifizierung funktioneller Parameter dazu bei, den Heilungsfortschritt der Fraktur objektiv zu überwachen, um im Falle einer Verzögerung der Erholung funktioneller Parameter frühzeitig mit zusätzlicher Therapie starten zu können. Geschlechtsspezifische Unterschiede könnten für eine optimale, individuelle und vor allem frühzeitige Beurteilung der Patienten eine Rolle spielen, um die korrekte Therapie jedes Patienten gewährleisten zu können.

Diesbezüglich werden folgende Hypothesen aufgestellt:

1. Das Gangbild und die Asymmetrie des Gangbildes im Laufe der Frakturheilung unterscheiden sich zwischen Männern und Frauen nicht, obwohl Unterschiede in Körpergröße, Muskelmasse und Kraft vorliegen.
2. Die Heilungsgeschwindigkeit der Fraktur, gemessen als Verbesserung der Gangparameter, unterscheidet sich zwischen Männern und Frauen nicht.
3. Frauen und Männer geben postoperativ unterschiedliche Schmerzwerte an, aber die angegebenen Schmerzen nehmen vergleichbar schnell ab.

3 Material und Methodik

3.1 Studienaufbau

Diese Doktorarbeit ist im Rahmen der Studie

„Smart Implants 2.0 – Belastungs- und Ganganalyse zur Überwachung der Knochenheilung und individualisierten Behandlung nach Trauma“

entstanden unter der Leitung von Prof. Dr. med. B. Ganse. Finanziert wird die Studie durch die Werner Siemens Stiftung.

Für diese prospektive longitudinale Beobachtungs-Studie wurden 44 Patienten mit Frakturen des Tibiakopfs, des Tibiaschafts und des OSGs eingeschlossen. Die Untersuchungen erfolgten in definierten Abständen bei den Kontrollterminen im Bewegungslabor des Lehrstuhls für Innovative Implantatentwicklung. Bei jeder Messung wurde mithilfe eines Kamerasystems und mit einlegbaren drucksensitiven Sohlen eine Ganganalyse mit den Patienten durchgeführt. Die Durchführbarkeit dieser Studie wurde von der Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes bestätigt (Antrag Nummer 30/21). Die Studie wurde zudem beim Deutschen Register für Klinische Studien registriert (DRKS00025108).

3.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Rekrutierung für die Studie erfolgte unter den Patienten der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes.

Der Patient musste volljährig und einwilligungsfähig sein, sowie eine der folgenden Frakturen aufweisen: Tibiakopf-, Tibiaschaft-, Pilon-tibiale-Frakturen und Frakturen des OSGs. Diese müssen zuvor operativ versorgt worden sein. Kurz vor Entlassung sollte der Patient an Unterarmgehstützen mobil sein, damit eine Ganganalyse durchgeführt werden konnte. Die Schuhgröße des Patienten musste innerhalb des vom Sohlenherstellers zur Verfügung gestellten Größenbereichs liegen (Größe 32-49). Zudem musste der Patient mündlich und schriftlich über die Studie aufgeklärt werden und der Studienteilnahme schriftlich eingewilligt haben.

Nicht für die Studie geeignet waren minderjährige oder nicht einwilligungsfähige Patienten, Patienten mit eingeschränkter oder aufgehobener Mobilität vor dem Frakturereignis oder Patienten, die zuvor schon auf Gehhilfen angewiesen waren. Ebenso Personen mit Begleitverletzungen der unteren Extremität, die das Gangbild beeinflussen, konnten nicht in die Studie aufgenommen werden.

3.1.2 Studienablauf

Im Zuge der Rekrutierung wurde der Patient nach seiner OP zunächst auf Station aufgesucht und die Studie wurde ihm umfassend erläutert. Nach der Einwilligung des Patienten konnte nach 6 Wochen die erste Visite bzw. die erste Messung der Gangparameter mithilfe der einlegbaren Sohlen und des 3D-Bewegungsanalyse-Systems im Ganglabor erfolgen. Auf beides wird nachfolgend noch detaillierter eingegangen.

Die zweite Visite erfolgte 3 Monate nach OP und die abschließende dritte Visite 6 Monate postoperativ.

Die Visiten (V1-3) wurden genauer nach postoperativen Tagen definiert:

V1: 30 - 60 Tage

V2: 70 – 110 Tage

V3: 130 – 230 Tage

Bei jeder Visite wurde eine umfassende Ganganalyse durchgeführt, die ebenfalls im Folgenden noch näher erläutert wird.

3.2 Messungen

3.2.1 Messgeräte

Moticon OpenGo Sensor Insoles

Für die Messung der plantaren Druckverteilung und der Gesamtkraft des Fußes wurden in den Schuh einlegbare Sohlen „OpenGo Sensor Insoles“ der Firma Moticon ReGo AG (München, Deutschland, Modell „Insole3“; siehe Abbildung 4) verwendet, die Belastungs- und Bewegungsdaten auf der OpenGo Mobile App von Moticon auf dem Tablet anzeigen (siehe Abbildung 5). Die Daten wurden auf den Sohlen gespeichert, per Bluetooth auf ein Tablet übertragen und später am Computer über der OpenGo Desktop Software exportiert (siehe Abbildung 6). Jede Sohle ist mit 16 Plantar-Drucksensoren, einer 6-Achsen Inertialmesseinheit und einem Gyroskop ausgestattet. Die Sohlen enthalten Zeitgeber, um die Daten der linken und rechten Seite synchron zu halten. Sie sind in den Größen 32 bis 49 erhältlich. Vor jeder Messung wurden die Sohlen mithilfe der OpenGo App auf das Gewicht des Patienten kalibriert.



Abbildung 5: mit Sensoren ausgestattete Einlegesohlen



Abbildung 4: Screenshot der OpenGo Mobile App von Moticon während einer Gangmessung
Die unterschiedliche Farbcodierung erlaubt eine visuelle Beurteilung der Druckverteilung auf dem Fuß. Eine dunklere Farbe steht dabei für eine höhere Krafteinwirkung. Die Messung wird über den orangenen Button in der unteren Bildschirmmitte gestartet.

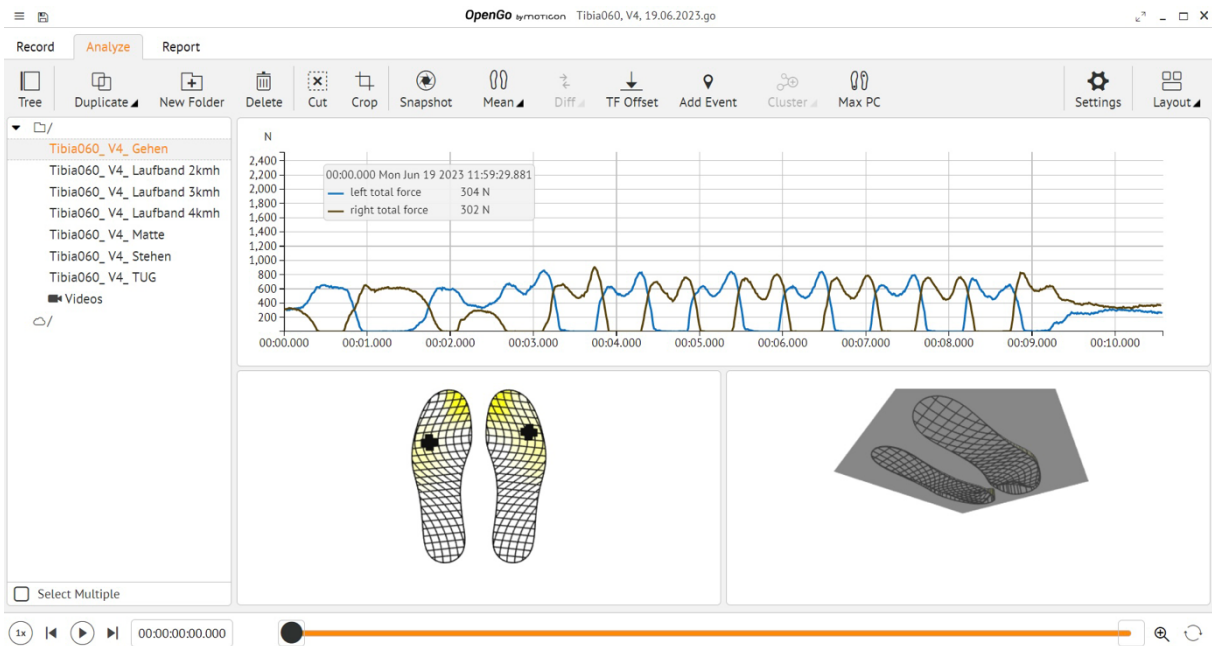


Abbildung 6: Ganganalyse mit den drucksensitiven Sohlen

Links sind die einzelnen Messungen aufgelistet. Rechts ist im zeitlichen Verlauf das Druckverhältnis auf den einzelnen Sohlen während einer Messung dargestellt (Screenshot einer Messung in der OpenGo-Software).

Vicon Nexus System

Um die Kinematik des gesamten Körpers aufzuzeichnen, wurde ein Motion Capture System zusammen mit der Software „Nexus“ der Firma Vicon Motion Systems Ltd UK (Oxford, Vereinigtes Königreich) benutzt (siehe Abbildung 7). 12 Kameras des Modells „Vicon Vero“ registrieren reflektierende Marker, die an vordefinierten Körperpunkten des Patienten angebracht wurden. Auf Basis dieser Daten konnten im Anschluss die Kinematik-Parameter berechnet werden. Für die Berechnung der für diese Arbeit relevanten Parameter wurden die Marker am Becken und an den Füßen benutzt. Vor jeder Benutzung muss das Kamerasystem mit dem „calibration wand“ von Vicon kalibriert werden (siehe Abbildung 8). Zudem müssen die Patienten mit den reflektierenden Markern instrumentiert werden, was zu einem zeitlichen Aufwand einer Messung von ca. 45 Minuten führt.



Abbildung 7: "Calibration wand" für die Kalibrierung der Kameras

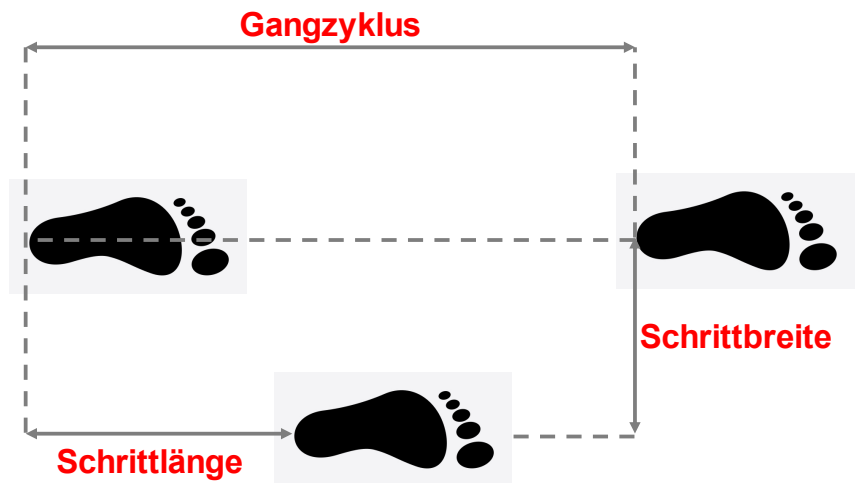


Abbildung 8: Schrittparameter im Gangzyklus

3.2.2 Erhobene Parameter

Die im folgenden beschriebenen Parameter wurden für die weitere Statistik aus den Kinematik- und Kraft-Daten berechnet. Diese Berechnungen wurde mittels von Dr. Elke Warmerdam (Postdoc) programmierter Matlab-Programme durchgeführt. Tabelle 1 gibt einen Überblick über die in dieser Arbeit verwendeten Parameter.

Es handelt sich hauptsächlich um Gangparameter, die in Gangdomänen gegliedert werden können, die *Gait Domains*. So wurden die Parameter in zeitliche, räumliche und geschwindigkeitsbezogene Parameter unterteilt.

Die Stand- und Schwungzeit des Beines während des Gangzyklus gehören zu den zeitlichen Parametern, das heißt wie lange das Standbein den Boden berührt bzw. wie lange sich das kontralaterale Bein in der Luft befindet.

Zu den räumlichen Parametern zählen die Schrittlänge und Schrittbreite (siehe Abbildung 9), während die Ganggeschwindigkeit und die Schrittfrequenz zu den geschwindigkeitsbezogenen Parametern gehören. Die Asymmetrie zwischen dem verletzten und dem gesunden Bein bezogen auf jeden Gangparameter wurde ebenfalls untersucht. Alle vorangegangenen Parameter wurden mithilfe des 3D-Bewegungsanlysesystems (Motion Capture) ermittelt.

Zeitgleich wurde mit den drucksensitiven Einlegesohlen die maximale Kraft auf dem Fuß während des Gehens gemessen.

Zudem wurde der subjektive Parameter Schmerz mittels des Fragebogens „Patient Reported Outcome Measurement Information System – Allgemeine Gesundheit“ erhoben, wobei die numerische Rating-Skala zum Einsatz kam (siehe Anhang 1).

Weitere Parameter, die bei jedem Patienten erhoben wurden, sind: Alter, Körpergröße, Gewicht, Geschlecht, Status bezüglich des Nikotinabusus, das Unfalldatum und die Art der Fraktur.

Tabelle 1: Überblick der erhobenen Parameter

Parameter	Gangdomäne	Art der Erhebung
Standzeit	Zeitliche Parameter	Motion Capture
Schwungzeit		
Schrittlänge	Räumliche Parameter	
Schrittbreite		
Ganggeschwindigkeit	Geschwindigkeitsbezogene Parameter	
Schrittfrequenz		
Maximale Kraft	/	Drucksensitive Einlegesohlen
Schmerz	/	Numerische Rating-Skala

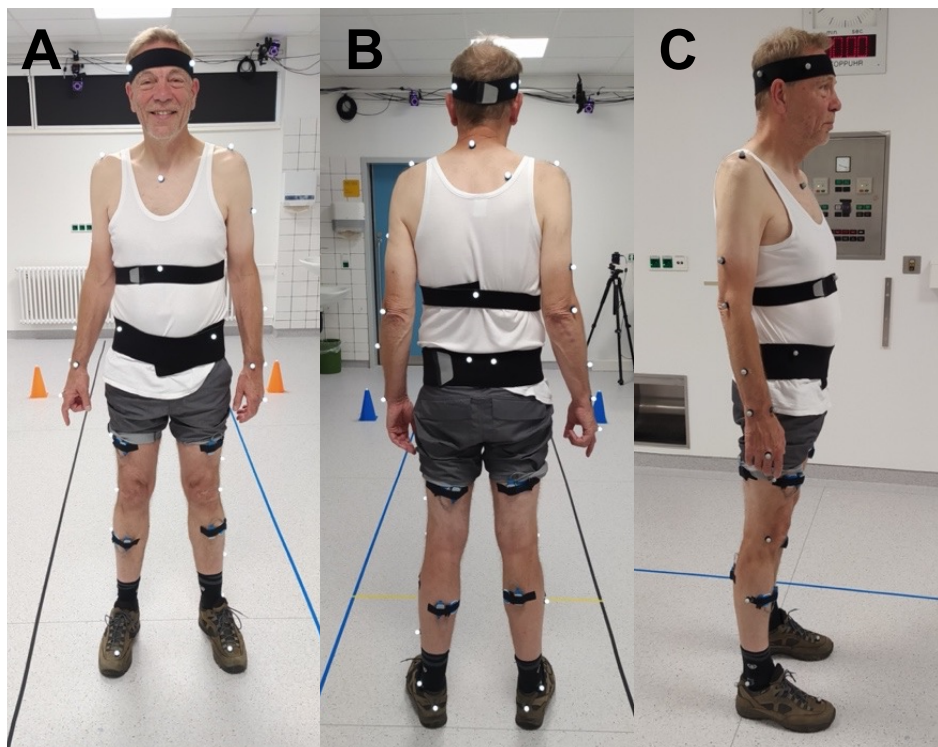


Abbildung 9: Markerpositionen
Ansicht von ventral (A), dorsal (B) und lateral (C)

3.2.3 Ganganalyse

Alle Messungen wurden im Labor des Lehrstuhls für Innovative Implantatentwicklung (Frakturheilung) an der Universität des Saarlandes durchgeführt. Jeder der im Folgenden

beschriebenen Teile des Gangparcours wurde durch das 3D-Bewegungsanalyse-System und die mit Sensoren ausgestatteten Einlegesohlen aufgezeichnet. Zuerst wurden die reflektierenden Marker wie auf Abbildung 10 gezeigt am Patienten befestigt. Anschließend wurden ihm die zuvor auf dessen Gewicht kalibrierten Sohlen in die Schuhe eingelegt. Falls der Patient auf Gehhilfen wie Unterarmgehstützen angewiesen war, durfte er diese auch während der Messung benutzen. Zuerst legte der Patient eine gerade Gehstrecke von 9,8 m in seinem individuellen Schrittempo zurück, wovon aber nur die mittleren 6 m aufgezeichnet wurden, um Abweichungen am Anfang und Ende aus der Analyse auszuschließen (siehe Abbildung 11). Von dieser Gehstrecke wurden die Gangparameter für diese Arbeit extrahiert. Abbildung 11 zeigt das Setup im Labor mit den Kamerapositionen.

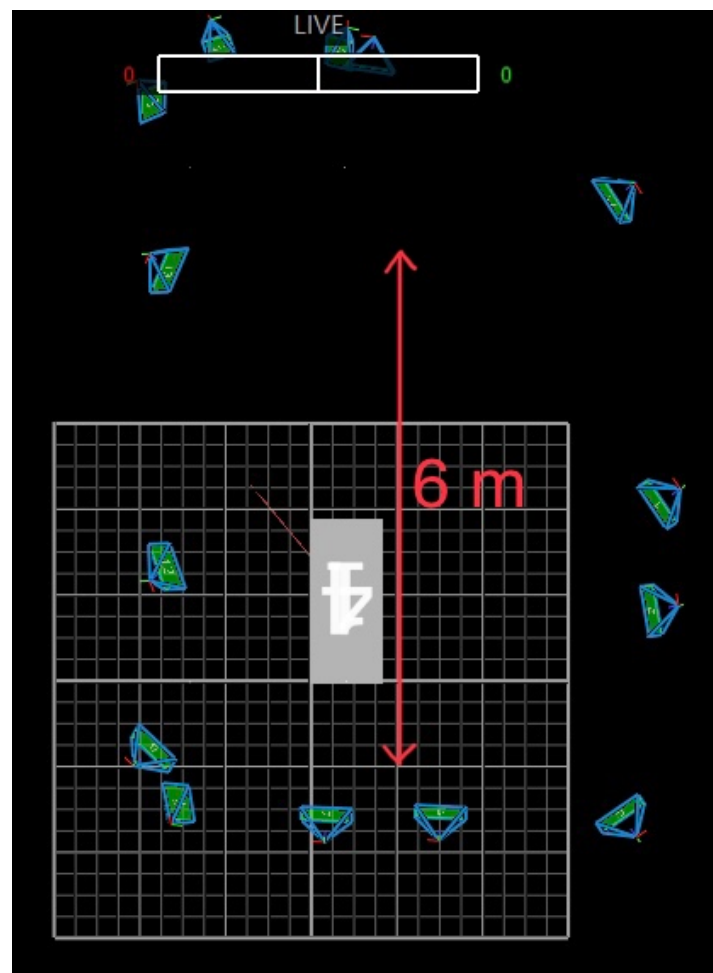


Abbildung 10: Gehstrecke, Aufsicht im Vicon Nexus Programm
Die grün markierten Objekte stellen die Positionen der Kameras dar.

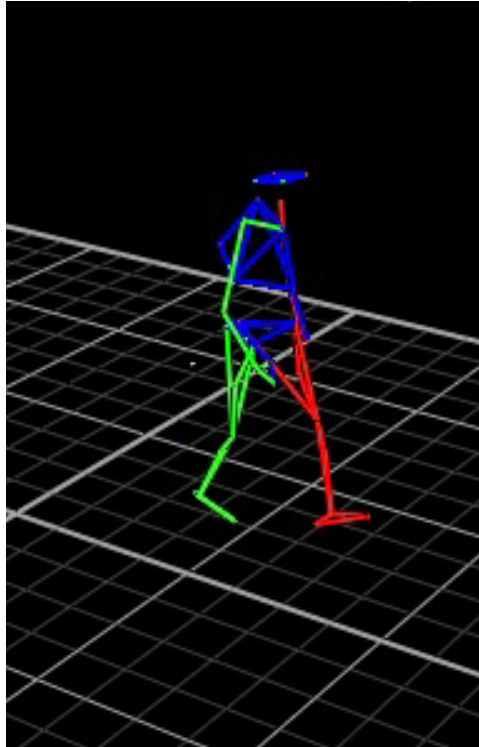


Abbildung 11: 3D-Avatar eines Patienten während einer Messung.
Die Software ergänzt automatisch Verbindungslinien zwischen den Markern. Hierüber kontrolliert man während der Messung, dass alle Marker von den Kameras gesehen werden können und der Datensatz vollständig aufgezeichnet wird.

3.2.4 Erhebung des Parameters Schmerz

Der Parameter Schmerz wurde bei jeder Visite über einen Fragebogen erhoben. So kann subjektiv der individuelle Schmerz eingeschätzt werden. Dafür wurde der Fragebogen „Patient Reported Outcome Measurement Information System – Global Health“ verwendet (siehe Anhang 1), der zehn Fragen beinhaltet, wobei nur die letzte Frage in dieser Arbeit für diese Doktorarbeit verwendet wurde. Die Patienten sollten hier ihren allgemeinen Schmerz auf einer Skala von 0 (keine Schmerzen) bis 10 (schlimmste vorstellbare Schmerzen) einschätzen.

3.3 Statistik

Alle statistischen Daten wurden als Mittelwerte und Standardabweichung angegeben. Die Normalverteilung wurde zunächst mithilfe des Shapiro-Wilk-Test überprüft, woraufhin im Falle einer Normalverteilung die Gruppen mittels des Student's t-Test verglichen wurden. Lag keine Normalverteilung vor, kam zwecks des Gruppenvergleichs der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test zum Einsatz. Die Statistik wurde mit JASP (Version 0.17.3) erstellt. Es wurde ein Signifikanzniveau mit dem p-Wert kleiner als 0,05 festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 44 Patienten eingeschlossen; 25 Männer und 19 Frauen. Das Alter der Patienten erstreckte sich von 18 bis 80 Jahre, der Altersdurchschnitt betrug dabei 50,5 Jahre (17,5). Alle demographischen Parameter waren normalverteilt. Die weibliche Patientengruppe war signifikant älter als die männliche. Dagegen waren die Männer signifikant größer als die Frauen der Patientengruppe. Es waren deutlich mehr Männer Raucher als Frauen (siehe Tabelle 1).

*Tabelle 2: Demographische Information der Patientengruppe
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt*

	Männer	Frauen	Gesamt	p-Wert Geschlecht
Stichprobengröße	25 (56,8%)	19 (43,2%)	44	-
Alter (Jahre)	44,7 (14,7)	58,1 (18,3)	50,5 (17,5)	0,010
Körpergröße (cm)	180,4 (7,2)	167,7 (7,7)	174,9 (9,7)	<0,001
Körpergewicht (kg)	84,9 (10,2)	76,5 (18,6)	81,3 (14,9)	0,061
Raucher	11 (44,0%)	0	11 (25,0%)	

Statistisch signifikante p-Werte sind fettgedruckt

4.2 Unterschiede im Gangbild

Die statistische Auswertung ergab bei einigen Gangparametern Unterschiede zwischen Männern und Frauen (siehe Abbildung 14 und 15 und Tabelle 2). Es zeigte sich, dass die Ganggeschwindigkeit bei Männern signifikant höher ist als bei Frauen bei Visite 1 und 2, die Schrittlänge war bei den Männern bei Visite 2 und 3 größer (siehe Tabelle 2-4). Bei Visite 1 zeigte sich zudem eine signifikant größere Asymmetrie der Schwungzeit bei Frauen (siehe Tabelle 2). Frauen hatten gegenüber Männern bei Visite 2 außerdem einen signifikanten Unterschied in der Stand- und Schwungzeit: die Standzeit war bei Frauen länger, die Schwungzeit dementsprechend kürzer (siehe Tabelle 3).

Ergebnisse

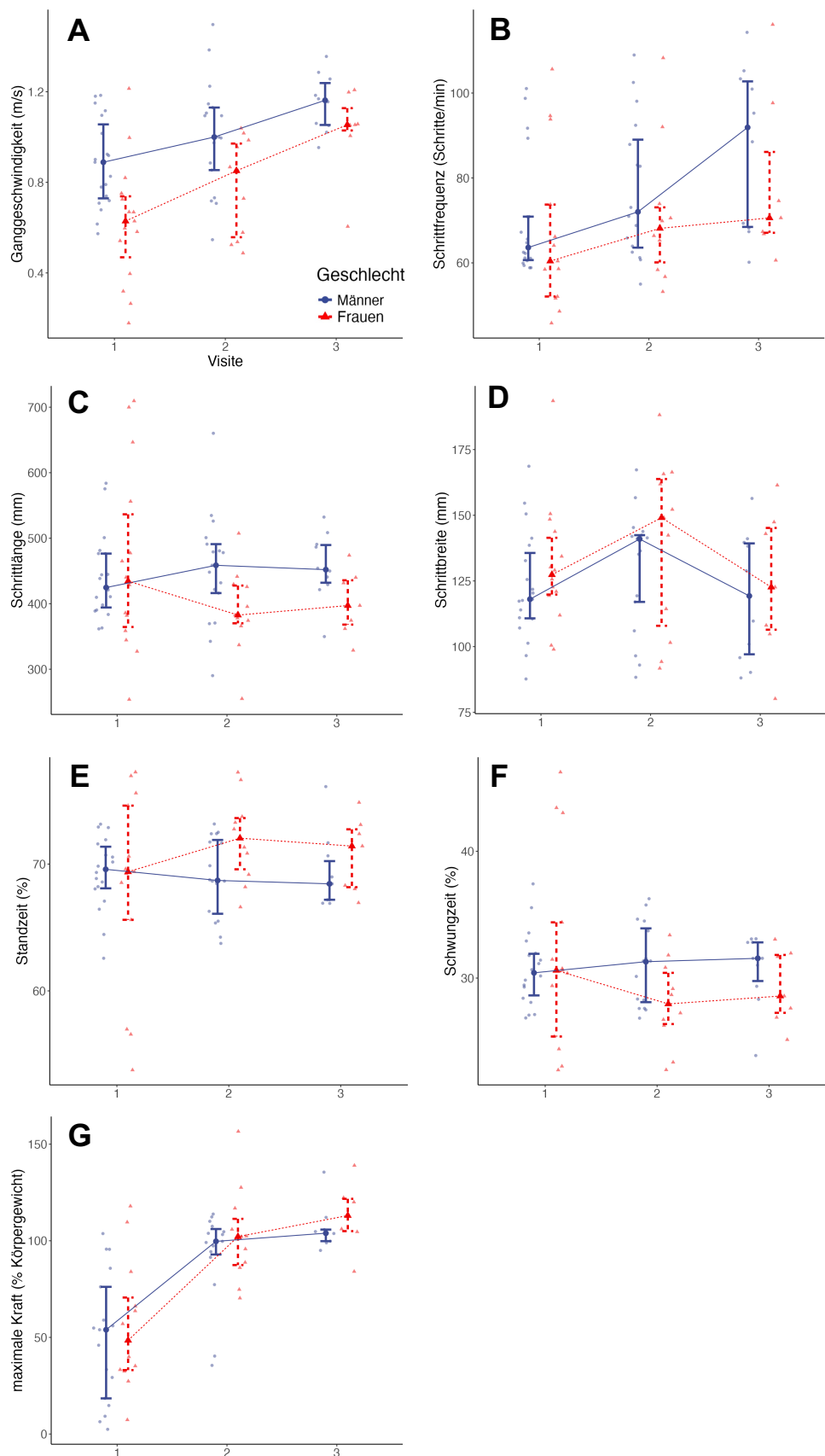


Abbildung 12: Darstellung der Gangparameter bei den Visiten 1 bis 3
Vergleich Männer und Frauen, A-G; n=44; dargestellt werden der Median, das obere und untere Quartil und die einzelnen Datenpunkte

Ergebnisse

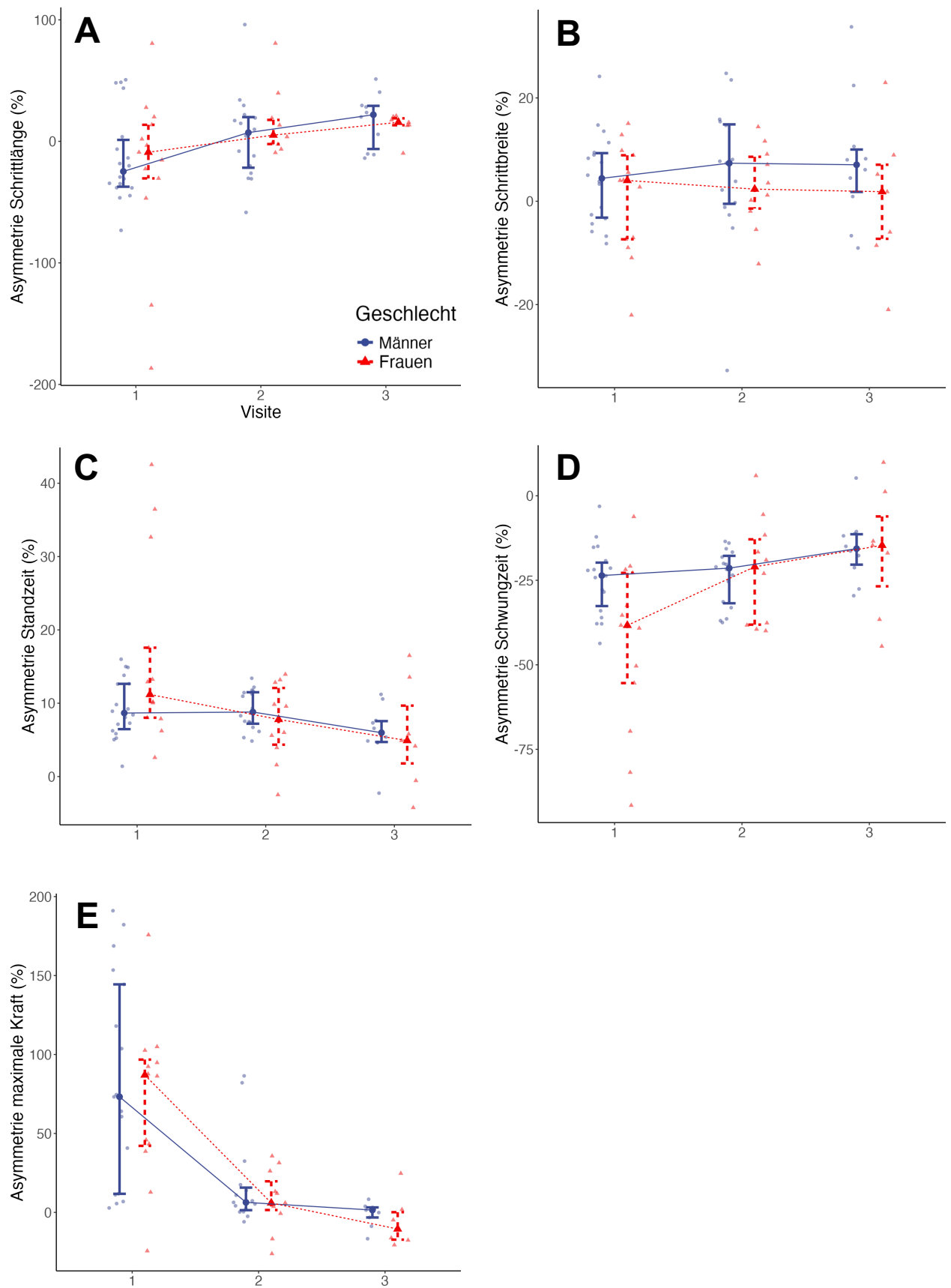


Abbildung 13: Darstellung der Asymmetrie-Gangparameter von Visite 1 bis 3
Vergleich Männer und Frauen, A-E; n=44

Ergebnisse

Tabelle 3: Gangparameter von Visite 1
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt; n=34

	Männer	Frauen	p-Wert
Ganggeschwindigkeit (m/s)	0,88 (0,19)	0,62 (0,27)	0,003
Schrittfrequenz (Schritte/min)	70,26 (14,39)	67,21 (19,28)	0,258*
Schrittlänge (cm)	44,07 (6,31)	46,26 (14,17)	0,554
Schrittbreite (cm)	12,29 (2,06)	13,07 (2,39)	0,322
Standzeit (%)	69,29 (2,90)	68,05 (7,86)	0,542
Schwungzeit (%)	30,71 (2,90)	31,95 (7,86)	0,542
maximale Kraft (% Körpergewicht)	49,43 (33,50)	56,16 (33,86)	0,600
Asymmetrie Schrittlänge (%)	-12,98 (37,39)	-23,46 (69,34)	0,708*
Asymmetrie Schrittbreite (%)	4,33 (8,77)	0,51 (10,90)	0,289
Asymmetrie Standzeit (%)	9,31 (4,07)	16,27 (12,64)	0,135*
Asymmetrie Schwungzeit (%)	-24,84 (10,32)	-43,53 (25,32)	0,008
Asymmetrie maximale Kraft (%)	83,12 (66,40)	71,72 (51,87)	0,624

Parameter mit * sind nicht normalverteilt; statistisch signifikante p-Werte sind fettgedruckt

Ergebnisse

Tabelle 4: Gangparameter von Visite 2
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt; n=28

	Männer	Frauen	p-Wert
Ganggeschwindigkeit (m/s)	1,01 (0,25)	0,78 (0,22)	0,020
Schrittfrequenz (Schritte/min)	77,36 (16,65)	71,47 (16,90)	0,391
Schrittlänge (cm)	45,30 (8,52)	39,02 (6,43)	0,047
Schrittbreite (cm)	13,02 (2,29)	13,89 (3,31)	0,417
Standzeit (%)	68,96 (3,18)	71,98 (3,46)	0,032
Schwungzeit (%)	31,04 (3,18)	28,02 (3,46)	0,032
maximale Kraft (% Körpergewicht)	101,13 (9,83)	102,46 (24,65)	0,838*
Asymmetrie Schrittlänge (%)	3,83 (35,70)	14,33 (27,43)	0,551*
Asymmetrie Schrittbreite (%)	5,55 (13,51)	2,76 (8,13)	0,562
Asymmetrie Standzeit (%)	9,10 (2,72)	7,40 (5,43)	0,295
Asymmetrie Schwungzeit (%)	-24,08 (8,38)	-22,53 (16,10)	0,749
Asymmetrie maximale Kraft (%)	17,41 (28,69)	8,22 (18,90)	0,838*

Parameter mit * sind nicht normalverteilt; statistisch signifikante p-Werte sind fettgedruckt

Ergebnisse

Tabelle 5: Gangparameter von Visite 3
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt; n=17

	Männer	Frauen	p-Wert
Ganggeschwindigkeit (m/s)	1,15 (0,13)	1,03 (0,20)	0,315*
Schrittfrequenz (Schritte/min)	87,26 (19,38)	79,11 (20,16)	0,414
Schrittlänge (cm)	45,63 (5,18)	40,11 (5,04)	0,045
Schrittbreite (cm)	11,89 (2,48)	12,39 (2,84)	0,703
Standzeit (%)	69,25 (2,90)	70,72 (2,98)	0,364*
Schwungzeit (%)	30,75 (2,90)	29,28 (2,98)	0,364*
maximale Kraft (% Körpergewicht)	106,62 (11,86)	112,67 (18,78)	0,272*
Asymmetrie Schrittlänge (%)	16,43 (22,76)	13,05 (10,53)	0,601*
Asymmetrie Schrittbreite (%)	7,88 (12,69)	0,49 (14,05)	0,276
Asymmetrie Standzeit (%)	6,06 (3,75)	5,72 (7,30)	0,903
Asymmetrie Schwungzeit (%)	-15,58 (9,82)	-16,44 (19,20)	0,904
Asymmetrie maximale Kraft (%)	-1,11 (7,54)	-5,47 (17,06)	0,507

Parameter mit * sind nicht normalverteilt; statistisch signifikante p-Werte sind fettgedruckt

4.3 Heilungsgeschwindigkeit

Die Heilungsgeschwindigkeit wurde durch Vergleich der Verbesserungen der Gangparameter zwischen den einzelnen Visiten ermittelt. Es wurde zu jedem Gangparameter die Steigung zwischen Visite 1 und 2 und zwischen Visite 2 und 3 errechnet, um zu sehen, wie schnell eine Verbesserung der Parameter zu erkennen ist, um daraus die Heilungsgeschwindigkeit abzuleiten.

Ein signifikanter Unterschied der Heilungsgeschwindigkeit zwischen Männern und Frauen konnte dabei zwischen Visite 1 und 2 nicht festgestellt werden (siehe Tabelle 5). Bei der gemittelten Änderung der Gangparameter zwischen Visite 2 und 3 ergaben sich jedoch bei vier Gangparametern signifikante Unterschiede, nämlich bei der Stand- und Schwungzeit und jeweils bei der Asymmetrie der Stand- und Schwungzeit (siehe Tabelle 6).

Ergebnisse

Tabelle 6: gemittelte Änderung der Gangparameter pro Tag zwischen Visite 1 und 2
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt; n=19

	Männer	Frauen	p-Wert
Δ Ganggeschwindigkeit (m/s/Tag)	0,01 (< 0,01)	0,01 (0,01)	0,741
Δ Schrittfrequenz (Schritte/min/Tag)	0,14 (0,15)	0,17 (0,12)	0,635*
Δ Schrittlänge (cm)	0,20 (1,61)	-0,05 (1,73)	0,753
Δ Schrittbreite (cm)	-0,09 (0,29)	< 0,01 (0,44)	0,595
Δ Standzeit (%)	-0,01 (0,05)	0,29 (0,63)	0,315*
Δ Schwungzeit (%)	0,01 (0,05)	-0,06 (0,15)	0,220
Δ maximale Kraft (% Körpergewicht)	1,17 (0,78)	1,41 (0,74)	0,536
Δ Asymmetrie Schrittlänge (%)	0,12 (0,82)	0,03 (1,04)	0,866
Δ Asymmetrie Schrittbreite (%)	0,11 (0,15)	0,06 (0,19)	0,566
Δ Asymmetrie Standzeit (%)	-0,02 (0,10)	-0,13 (0,18)	0,118
Δ Asymmetrie Schwungzeit (%)	0,07 (0,26)	0,32 (0,29)	0,092
Δ Asymmetrie maximale Kraft (%)	-1,51 (1,47)	-1,67 (0,65)	1,000*

Parameter mit * sind nicht normalverteilt; statistisch signifikante p-Werte sind fettgedruckt

Ergebnisse

Tabelle 7: gemittelte Änderung der Gangparameter zwischen Visite 2 und 3
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt; n=14

	Männer	Frauen	p-Wert
Δ Ganggeschwindigkeit (m/s)	< 0,01 (< 0,01)	< 0,01 (< 0,01)	0,606*
Δ Schrittfrequenz (Schritte/min)	0,04 (0,06)	0,03 (0,03)	1,000*
Δ Schrittlänge (cm)	0,02 (1,18)	0,05 (0,38)	0,797*
Δ Schrittbreite (cm)	-0,03 (0,22)	0,03 (0,18)	0,611
Δ Standzeit (%)	0,01 (0,02)	-0,02 (0,03)	0,014
Δ Schwungzeit (%)	-0,01 (0,02)	0,02 (0,03)	0,014
Δ maximale Kraft (% Körpergewicht)	0,28 (0,51)	0,14 (0,18)	0,933*
Δ Asymmetrie Schrittlänge (%)	0,05 (0,48)	0,11 (0,11)	0,772
Δ Asymmetrie Schrittbreite (%)	0,03 (0,18)	-0,07 (0,08)	0,060*
Δ Asymmetrie Standzeit (%)	-0,05 (0,03)	0,03 (0,05)	0,003
Δ Asymmetrie Schwungzeit (%)	0,13 (0,09)	-0,05 (0,11)	0,005
Δ Asymmetrie maximale Kraft (%)	-0,35 (0,60)	-0,13 (0,19)	0,808*

Parameter mit * sind nicht normalverteilt; statistisch signifikante p-Werte sind fettgedruckt

4.4 Unterschiede im Schmerzempfinden

Das Schmerzempfinden wurde mittels einer Schmerzskala von 0 bis 10 ermittelt und die Ergebnisse sind als Mittelwerte der beiden Gruppen in Abbildung 14 dargestellt.

Es ist eine leichte Tendenz erkennbar, dass Frauen etwas mehr Schmerzen angeben als Männer, jedoch ergab sich kein signifikanter Unterschied im Schmerzempfinden zwischen den beiden Gruppen (siehe Tabelle 7). Bei den einzelnen Visiten gaben Frauen und Männer durchschnittlich ähnliche Schmerzwerte an. Auch beim Vergleich der gemittelten Änderung des Schmerzes ergaben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 8).

Ergebnisse

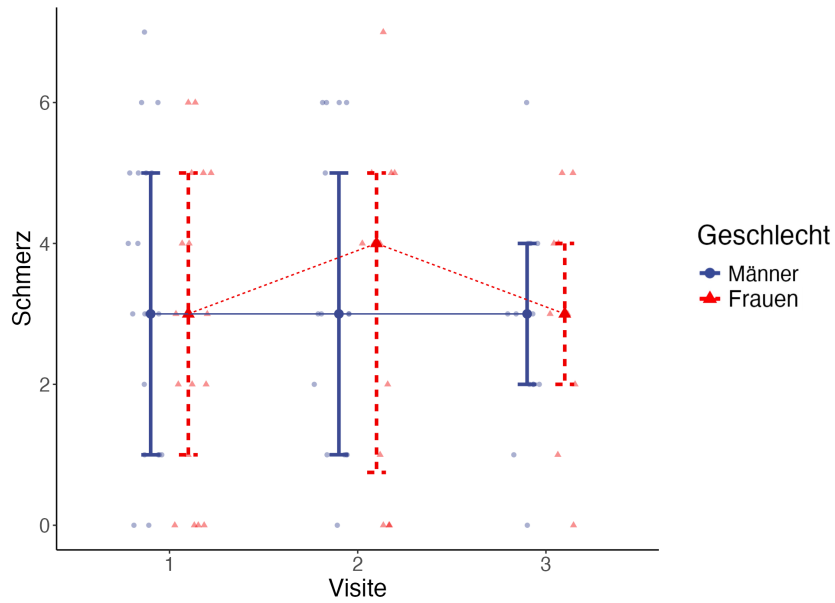


Abbildung 14: Schmerzverlauf Visite 1 bis 3
Vergleich Männer und Frauen

Tabelle 8: Schmerz von Visite 1 bis 3
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt, n=37

Schmerz	Männer	Frauen	p-Wert
Visite 1	3,3 (2,1)	2,8 (2,2)	0,550
Visite 2	3,1 (2,0)	3,1 (2,4)	0,964*
Visite 3	2,8 (1,5)	3 (1,7)	0,746

Parameter mit * sind nicht normalverteilt

Tabelle 9: gemittelte Änderung des Schmerzes zwischen den Visiten
Mittelwerte und Standardabweichung sind dargestellt

	Männer	Frauen	p-Wert
Δ Schmerz V1/V2	0,005 (0,033)	-0,009 (0,033)	0,330
Δ Schmerz V2/V3	-0,013 (0,015)	0,001 (0,017)	0,063

5 Diskussion

Die Studie untersuchte die Fragestellung, ob bezüglich des Gangbildes im Verlauf der Heilung von Frakturen des Unterschenkels und des OSGs Unterschiede zwischen Männern und Frauen bestehen. Dazu wurden Unterschiede in der Standzeit, Schwungzeit, Schrittlänge, Schrittbreite, Ganggeschwindigkeit und Schrittfrequenz, sowie die maximale Kraft und das Schmerzempfinden betrachtet. Unsere Ergebnisse zeigten Zusammenhänge zwischen dem Geschlecht und Gangparametern im Verlauf der Frakturheilung, jedoch nicht bezogen auf die Heilungsgeschwindigkeit. Die zweite Hypothese, dass sich die Heilungsgeschwindigkeit, gemessen als Verbesserung der Gangparameter, zwischen Männern und Frauen nicht unterscheidet, wird durch die vorliegenden Ergebnisse somit bestätigt.

Die Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge war bei Männern größer als bei Frauen, ebenso die Stand- und Schwungzeit unterschied sich. Die Standzeit war bei Frauen länger, die Schwungzeit dementsprechend kürzer als beim anderen Geschlecht. Damit wird die erste Hypothese widerlegt, dass sich das Gangbild zwischen Männern und Frauen nicht unterscheidet. Die dargestellten Ergebnisse zeigen dahingehend klare Unterschiede auf. Schrittbreite, Schrittfrequenz, die maximale Kraft und auch das Schmerzempfinden unterschieden sich nicht signifikant. Somit wird auch die dritte und letzte Hypothese nicht widerlegt, dass die Schmerzwerte bei Frauen und Männern postoperativ vergleichbar schnell abnehmen.

5.1 Vergleich der eigenen Untersuchung mit der Literatur

Unterschiede im Gangbild zwischen Männer und Frauen

Unsere Untersuchungen haben ergeben, dass es einen Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und den aus der Ganganalyse resultierenden Gangparametern gibt. Die Ergebnisse zeigten, dass die Ganggeschwindigkeit und auch die Schrittlänge bei den männlichen Patienten von Beginn an größer waren, im Heilungsverlauf anstiegen und dabei über den Werten der Frauen blieben. Die größere Schrittlänge ist dadurch erklärbar, dass Männer durchschnittlich größer sind als Frauen und auch längere Beine haben, wodurch sie gleichzeitig auch höhere Geschwindigkeiten aufbauen können (Abe et al., 2003; Morio et al., 2019; Zhang et al., 2018). Im Gesunden wurde dies auch festgestellt: Durch die kürzere Schrittlänge tendieren Frauen dazu, langsamer zu gehen (Ko et al., 2011). Während Männer größere Schritte machen, weisen Frauen eine höhere Schrittfrequenz auf (Kimata et al., 2022). Ein Unterschied in der Schrittfrequenz ist in unserer Studie nicht aufgefallen. Zusätzlich erwähnenswert ist, dass ältere Frauen kleinere und schmalere Schritte machen als Männer in

demselben Alter. Das bedeutet, dass sich auch die Schrittbreite unterscheidet (Ko et al., 2011). Die durchschnittlich höhere Geschwindigkeit der Männer lässt sich auch durch den höheren Anteil an Muskelmasse und die höhere Muskelkraft erklären. Frühere Studien zeigten, dass es einen Zusammenhang zwischen Muskelmasse und dem Gangbild gibt (Kim et al., 2022; Longobucco et al., 2022; Martinikorena et al., 2016). Im Hinblick auf die altersbedingte Muskelatrophie wurde gezeigt, dass sich mit abnehmender Muskelmasse auch die Ganggeschwindigkeit verringert, gleichzeitig erhöht sich die Schrittzeitvariabilität (Kim et al., 2022; Martinikorena et al., 2016). Die Ganggeschwindigkeit wird deshalb auch als Marker für Sarkopenie, also dem altersbedingten Muskelschwund, genannt (Longobucco et al., 2022). Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse dieser Studie, dass bei allen drei Messungen die Standzeit ungefähr 70% des Gangzyklus ausmachte, die Schwungzeit 30%. Unterschiede zwischen den Geschlechtern konnten hierbei nicht festgestellt werden. Laut Literatur sieht die Verteilung beim Gesunden normalerweise anders aus. Die Standzeit beträgt hier 60%, die Schwungzeit 40% (Pirker & Katzenschlager, 2017). Es ist jedoch zu beachten, dass dies auf den Gangzyklus eines gesunden Menschen bezogen ist ohne Fraktur im Bereich des Unterschenkels. In einer Studie von 2017 konnte aber bei Patienten mit einer peripheren arteriellen Verschlusskrankheit ebenfalls eine verlängerte Standzeit festgestellt werden (Gommans et al., 2017). Diese Patienten leiden an einer Claudicatio intermittens, zeitweise auftretende Schmerzen in den Beinen, bedingt durch die Ischämie der Wadenmuskulatur. Auch Patienten mit Frakturen des Unterschenkels haben in diesem Bereich Schmerzen, was die Ergebnisse vergleichbar macht. Eine andere Studie von 2020 untersuchte Läufer mit trainingsbedingten Schmerzen im Unterschenkel und fand heraus, dass auch hier die Standzeit länger war als üblich (Koldenhoven et al., 2020). Daher lässt sich sagen, dass Schmerzen im Bereich des Unterschenkels, z.B. bedingt durch eine Fraktur, in Veränderungen des Gangbilds resultieren.

Bezüglich der Asymmetrie konnten keine Unterschiede im Gangbild zwischen Männern und Frauen festgestellt werden. Lediglich in der ersten Visite hatten die weiblichen Patientinnen eine größere Asymmetrie hinsichtlich der Schwungzeit als Männer, woraus sich aber keine Aussage treffen lässt. Dies zeigte sich in den darauffolgenden Visiten nicht mehr. Im Heilungsverlauf sieht man insgesamt eine Besserung der Asymmetrie, das Gangbild wird wieder symmetrischer, so wie während der Heilung auch zu erwarten.

Heilungsgeschwindigkeit

Die Heilungsgeschwindigkeit wurde anhand von gemittelten Änderungen der einzelnen Gangparameter zwischen den Visiten ermittelt. Bei unseren Untersuchungen kamen bezüglich der tatsächlichen Heilungsgeschwindigkeit keine signifikanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen heraus. Im späteren Verlauf der Heilung konnten jedoch einzelne

Unterschiede festgestellt werden: Männer und Frauen hatten unterschiedliche Veränderungen ihrer Stand- und Schwungzeit im Heilungsverlauf. Bei Frauen nahm die Standzeit ab, wohingegen sie bei Männern zunahm, umgekehrt verhielt sich die Schwungzeit. Dies könnte damit erklärt werden, dass weibliche Patientinnen anfangs nach eigener Wahrnehmung sehr vorsichtig gehen und sich dabei sehr auf das Abrollen der Füße konzentrieren, was in einer längeren Standzeit resultiert. Damit könnte auch die niedrigere Ganggeschwindigkeit von Frauen erklärbar sein. Möglich wäre auch, dass Frauen mehr Schwierigkeiten mit den Unterarmgehstützen haben als Männer. Dies hat zwar keinen großen Aussagewert bezüglich der wirklichen Heilungsgeschwindigkeit, deutet aber darauf hin, dass sich der Heilungsverlauf zumindest in Teilen anders verhalten könnte.

In der Literatur kristallisiert sich aber heraus, dass Geschlechtsunterschiede bei der Frakturheilung tatsächlich bestehen, auch wenn dies in dieser Arbeit anhand von Gangparametern nicht nachgewiesen werden konnte. In Studien deutet vieles auf eine schnellere Frakturheilung beim männlichen Geschlecht hin. Männliche Mäuse wiesen nach einem bestimmten Zeitraum eine ausgeprägtere Kallusbildung mit einer höheren Gewebedichte auf als weibliche. Dies wurde unter anderem mittels CT, Histologie und biomechanischen Tests ausgewertet (Haffner-Luntzer et al., 2021; Yao et al., 2016). Bei unseren Untersuchungen wurden die Auswirkungen der laufenden Knochenheilung auf das Gangbild beobachtet. Dabei kamen jedoch diagnostische Mittel wie Röntgen- oder eben CT-Aufnahmen nicht zum Tragen, mit denen in der Klinik üblicherweise der Heilungsfortschritt beurteilt wird. Die Histologie wurde ebenfalls nicht miteinbezogen, genauso wie biologische Faktoren. Dies müsste in zukünftigen Studien noch genauer untersucht werden.

Bezüglich der Asymmetrieparameter konnten in der Heilungsgeschwindigkeit ebenfalls keine wesentlichen Unterschiede zwischen Männern und Frauen festgestellt werden. Nur zwischen Visite 2 und 3 lässt sich erkennen, dass die Asymmetrie in der Standzeit bei Männern weniger wurde, während sie bei Frauen zunahm. Umgekehrt verhielt es sich bei der Schwungzeit, die Asymmetrie hier wurde bei Frauen weniger, bei Männern mehr. Auch über diese Parameter lassen aber keine Aussagen über Unterschiede in der Heilungsgeschwindigkeit treffen. Die restlichen gemittelten Änderungen der Asymmetrieparameter über die Visiten hinweg waren unauffällig und ohne signifikante Unterschiede.

Bisher existieren nach unserem Wissen keine Studien über Unterschiede der Heilungsgeschwindigkeit zwischen Männern und Frauen nach Frakturen, die ebenfalls mittels Ganganalyse untersucht wurde. Andere Studien untersuchten in der Vergangenheit aber den Heilungsverlauf nach operativem Einsetzen einer Knie- oder Hüft-Totalendoprothese mit Augenmerk auf mögliche Unterschiede zwischen den Geschlechtern. Dabei fiel auf, dass Männer wohl ein höheres Risiko haben, postoperativ eine prothetische Gelenksinfektion auszubilden (Choong et al., 2021) und in den ersten postoperativen Tagen nach einer Hüft-

Totalendoprothese einen höheren Spiegel des C-reaktiven Proteins im Serum aufweisen als Frauen, was auf eine höhere Entzündungsaktivität bzw. wiederum auf eine höhere Infektionsneigung schließen lässt (Rohe et al., 2022).

Die tatsächliche Heilungsgeschwindigkeit kann auch damit zusammenhängen, wie viel Engagement seitens des Patienten gezeigt wird, um den Heilungsverlauf optimal zu gestalten, sei es die Einhaltung von Physiotherapieterminen oder der hygienische Umgang mit der Wunde. Eine Studie ergab, dass Frauen signifikant häufiger das Angebot einer Online-Plattform in Anspruch nahmen, die Patienten nach einem Hüft- oder Knieersatz unterstützen sollte, und sich dadurch in höherem Maße engagierten (Martin et al., 2022).

Einfluss des Raucherstatus auf die Heilungsgeschwindigkeit

Wie zuvor beschrieben, wäre laut Literatur zu erwarten gewesen, dass Männer einen schnelleren Heilungsfortschritt zeigen als Frauen. Dies hat sich bei unseren Untersuchungen jedoch nicht bestätigt. Ein Faktor, der unter anderem dafür verantwortlich sein könnte, ist der Raucherstatus der Patienten.

Zahlreiche Studien haben bereits belegt, dass das Rauchen die Heilungsgeschwindigkeit maßgeblich beeinflusst. Es kommt zu mehr peri- und postoperativen Komplikationen wie höhere Infektionsraten und schlechtere Wundheilung, aufgrund der zahlreichen in Zigaretten enthaltenen Toxine (Sørensen, 2012; Truntzer et al., 2015). Studien belegten zudem, dass durch Raucherentwöhnung postoperativ geringere Probleme bei der Wundheilung und weniger Infektionen auftraten (Liu et al., 2022; Truntzer et al., 2015). Zudem ist das Risiko für die Entwicklung von Pseudarthrosen höher: Eine Studie von Brown et al. ergab, dass 40% der Raucher nach einer Wirbelsäulenoperation eine Pseudarthrose entwickelten, bei den Nicht-Rauchern waren es nur 8% (Brown et al., 1986). Bei Knochenbrüchen, wie bei einer Tibiafraktur, dauert die Heilungszeit deutlich länger und die Komplikationsrate ist auch hier wesentlich höher (Harvey et al., 2002).

Bei unseren Untersuchungen waren 44% der Männer Raucher (n=11), während alle eingeschlossenen Frauen Nicht-Raucherinnen waren. Die Heilungsgeschwindigkeit zwischen diesen beiden Gruppen zeigte keine signifikanten Unterschiede, woraus man schließen könnte, dass Männer potenziell schneller heilen als Frauen, dies sich jedoch durch den negativen Effekt des Rauchens auf die Heilung hier nicht bemerkbar macht.

Unterschiede im Schmerzempfinden

Laut unseren Daten konnte kein Unterschied im Schmerzempfinden zwischen Männern und Frauen festgestellt werden, die Schmerzwahrnehmung korrelierte jedoch bei beiden Geschlechtern mit der Verbesserung der Gangparameter (Warmerdam et al., 2025). Die angegebenen Schmerzen, die anhand eines Fragebogens (siehe Anhang 1) ermittelt wurden,

gaben keinen Aufschluss über etwaige geschlechtsspezifische Abweichungen. Dies könnte daran liegen, dass der Fragebogen vielleicht nicht das optimale Werkzeug war, um den Schmerz effektiv zu messen, da dabei die subjektive Wahrnehmung des Patienten entscheidend ist. Hinzu kommt, dass eine mögliche Schmerzmedikation der Patienten nicht in Betracht gezogen wurde, weswegen jeder Patient eventuell andere Schmerzmedikamente in unterschiedlicher Dosierung oder auch gar keine Medikation erhielt. Dies resultiert dementsprechend in einer noch individuelleren Schmerzwahrnehmung.

In der Literatur lassen sich aber Ergebnisse finden, in denen Frauen generell häufiger Schmerzen angeben als Männer (Bartley & Fillingim, 2013). Auch neigen sie eher zu chronischen Schmerzen (Pieretti et al., 2016) und haben eine höhere Schmerzempfindlichkeit mit einer gleichzeitig geringeren Schmerzhemmung (Osborne & Davis, 2022). Dies lässt darauf schließen, dass es bei Frakturen des Unterschenkels ähnlich aussehen könnte. Es ist nötig, noch weiter auf diesem Gebiet zu forschen, um den Einfluss des Geschlechts auf die Schmerzwahrnehmung herauszukristallisieren und darauf abgestimmt bessere Schmerztherapien für Frakturen zu erarbeiten.

Konsequenzen für die Diagnostik und Therapie

Aus den Ergebnissen dieser Arbeit geht hervor, dass auch schon bei der Diagnostik Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Patienten berücksichtigt und in der klinischen Praxis beachtet werden sollten. Die Anatomie, der jeweilige Frakturmechanismus sowie die Knochengesundheit sind dabei wichtige Aspekte. Insbesondere bei älteren Frauen mit durch geringe Traumata verursachten Frakturen sollte eine ausführliche Diagnostik hinsichtlich einer möglichen Osteoporose erfolgen. Bei Männern sollte sich der Frakturmechanismus näher angesehen werden, um bei beispielsweise Hochrasanztraumata komplexere Verletzungen erkennen und behandeln zu können.

Konkrete Konsequenzen für eine mögliche geschlechterspezifische Anpassung der bisher existierenden Therapie ergaben sich aus den Ergebnissen dieser Arbeit zunächst jedoch nicht. Es bedarf noch weiterer Forschung mit auch Einbeziehung biologischer Faktoren, um suffiziente individuelle Therapiemöglichkeiten für die Heilung von Frakturen des Unterschenkels und des OSGs zu finden. Die Therapie sollte aber in Anbetracht der individuellen Bedürfnisse des Patienten angepasst werden, wobei das Geschlecht erstmal nur zweitrangig eine Rolle spielt.

Ausblick

Es bedarf weiterer umfangreicher Forschungsarbeiten, um das Themengebiet der geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Therapie von Knochenbrüchen umfassend zu untersuchen und festzustellen, in welchem Maße eine differenzierte Behandlung notwendig

ist, um den optimalen Heilungserfolg zu gewährleisten. Solche Studien erfordern eine präzise Berücksichtigung sowohl biologischer als auch sozialer Einflussfaktoren sowie eine sorgfältige Auswahl und Zusammensetzung der Studienpopulation. Dabei ist eine geschlechtsspezifische Rekrutierung mit einer hinreichend repräsentativen Verteilung von Männern und Frauen von zentraler Bedeutung. Zusätzlich sollten die unterschiedlichen Altersgruppen und die damit verbundenen hormonellen Unterschiede beachtet werden. Insbesondere Frauen nach der Menopause, deren Hormonhaushalt sich von dem junger Frauen unterscheidet, sind hinsichtlich der Auswirkungen eines verringerten Östrogenspiegels auf die Knochenheilung besonders zu berücksichtigen. Dementsprechend müssen relevante Vorerkrankungen, wie Osteoporose oder auch Diabetes, bei beiden Geschlechtern berücksichtigt werden.

Der konkrete Vergleich von verschiedenen Behandlungsmethoden, wie konservative Therapie, Operationen, Physiotherapie oder Medikamente, stellt einen zentralen Teil solch einer Studie dar. Es sollten geschlechtsspezifische Unterschiede in der Wirksamkeit und den Nebenwirkungen der Behandlungen untersucht werden. Weitere relevante Parameter umfassen die Heilungszeit der Fraktur, das funktionelle Ergebnis sowie die Häufigkeit von Komplikationen.

Unabhängig von biologischen Aspekten ist es auch von Bedeutung, das soziale Geschlecht zu berücksichtigen. Einige Individuen fühlen sich keinem Geschlecht zugehörig. Die Einschließung dieser non-binären Menschen in Studien zu geschlechtsspezifischen Unterschieden in der Therapie von Frakturen stellt eine erhebliche methodische Herausforderung dar und erfordert ein besonderes Maß an Sensibilität sowie einen respektvollen Umgang mit der Geschlechtsidentität der Teilnehmenden. Dabei sind eventuelle hormonelle Behandlungen und soziale sowie psychologische Faktoren zu berücksichtigen, da diese für den Heilungsverlauf entscheidend sein können. Ein Problem besteht in der geringen Anzahl non-binärer Menschen im Vergleich zur Gesamtpopulation, was die Rekrutierung und statistische Validität solcher Studien erschwert. Nichtsdestotrotz sollten diese Studien darauf abzielen, Heilungsprozesse differenzierter und umfassender zu verstehen und dabei alle Geschlechtsidentitäten miteinzubeziehen.

5.2 Kritische Betrachtung der eigenen Untersuchung

5.2.1 Diskussion der Stichprobengröße

Aufgrund der Tatsache, dass es sich bei den Probanden um Patienten aus dem klinischen Alltag mit Schmerzen und Einschränkungen handelt, ist die Bereitschaft zur Teilnahme an einer Studie oftmals eingeschränkt. Vor allem eine kontinuierliche Bereitschaft, über einen längeren Zeitraum an der Studie teilzunehmen, gestaltete sich als schwierig. Viele Patienten gaben

initial ihre Zusage zur Teilnahme, haben diese dann aber nach einer Messung jedoch revidiert, bzw. die Weiterbehandlung zu einem niedergelassenen Arzt oder einer näher an ihrem Wohnort liegenden Klinik verlagert. Trotzdem ist dies der größte bisher publizierte Datensatz zu dieser Fragestellung.

5.2.2 Diskussion der Patientenkonstellation

Geschlecht

Von den insgesamt 44 Patienten waren 25 Männer und 19 Frauen, das heißt 56,8% der Patienten waren männlich und 43,2% weiblich. Die beiden Gruppen sind dementsprechend ähnlich groß und daher gut vergleichbar.

Alter

Das Durchschnittsalter aller Patienten insgesamt betrug 50,5 Jahre. Die männlichen Probanden waren durchschnittlich 44,7 Jahre alt, die weibliche Patientengruppe 58,1 Jahre. Dieser signifikante Altersdurchschnitt könnte sich damit erklären lassen, dass beim weiblichen Geschlecht nach der Menopause aufgrund des abfallenden Östrogenspiegels Knochenmasse verloren geht und somit das Risiko für Osteoporose und damit auch das Frakturrisiko bei Frauen steigt (Yong & Logan, 2021). Trotz dessen sind die Ergebnisse übertragbar, da es wahrscheinlich eine Widerspiegelung der realen Verhältnisse ist.

Das Alter ist außerdem ein Einflussfaktor auf die meisten räumlich-zeitlichen Gangparameter, wie Ganggeschwindigkeit, Schrittfrequenz und Schrittlänge. Mit zunehmendem Alter verringern sich die soeben genannten Parameter, was mit einem vorsichtigeren Gang im Alter zusammenhängt (Herzsens et al., 2018; Maruyama et al., 1989; Morio et al., 2019).

Körpergröße

Durchschnittlich waren die Patienten 174,9 cm groß. Die Männer hatten eine durchschnittliche Körpergröße von 180,4 cm, die Frauen waren im Schnitt 167,7 cm groß. Damit ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Dieser war aber zu erwarten, aufgrund der bekannten biologischen Geschlechtsunterschiede. Männer sind durchschnittlich größer als Frauen, was sich in dieser Patientengruppe widerspiegelt.

Wichtig ist, dass die Körpergröße aber auch Effekte auf vor allem räumlich-zeitliche Gangparameter hat. Die Schrittlänge beispielsweise ist unter anderem abhängig von der Körpergröße, was berücksichtigt werden muss. Größere Personen mit entsprechend längeren Beinen haben eine größere Schrittlänge (Bohannon, 1997; Maruyama et al., 1989; Moenilssen & Helbostad, 2020; Morio et al., 2019; Zhang et al., 2018).

Körpergewicht

Das Durchschnittsgewicht aller Patienten betrug 81,3 kg. Die männlichen Patienten waren dabei im Schnitt 84,9 kg schwer, die Frauen 76,5 kg. Somit fand sich auch hier ein signifikanter Unterschied im Gewicht, der zu erwarten war, da Männer aufgrund ihres höheren Muskelanteils und ihrer Größe schwerer als Frauen sind (Abe et al., 2003; Schorr et al., 2018). Wenn man Geschlechtergruppen miteinander vergleicht, sind die Körpergröße und das Körpergewicht wichtige Parameter, auf denen viele Unterschiede in der Frakturheilung basieren und womit diese erklärt werden können. Das Körpergewicht hat normalerweise besonders Auswirkungen auf die maximale Kraft, die beim Gehen auf den Fuß wirkt (Choi et al., 2021). Dieser Parameter ist jedoch in dieser Arbeit nach Körpergewicht normalisiert worden, dementsprechend hat das Gewicht hier keinen Einfluss. Jedoch spielt es eine große Rolle bei der Ganggeschwindigkeit, die durch ein höheres Körpergewicht stark reduziert wird (Browning & Kram, 2007). Jedoch muss man beachten, dass bei der Angabe des reinen Körpergewichts und somit auch beim daraus berechneten BMI nicht zwischen Fett- und Muskelanteil unterschieden wird. Die meisten Studien gehen hierbei von erhöhtem Körpergewicht aufgrund von einem höheren Fettanteil aus, nicht von einem höheren Muskelanteil.

5.2.3 Diskussion der Methodik

Diese Studie wurde an unfallchirurgischen Patienten mit Frakturen des Unterschenkels oder des OSGs im Universitätsklinikums des Saarlandes durchgeführt. Es handelte sich um nicht-invasive beobachtende Untersuchungen.

Tiermodelle wären für eine Ganganalyse nicht in Frage gekommen, denn die Ergebnisse hätten nicht auf Menschen übertragen werden können. Dennoch können an Mausmodellen gut die Heilungsgeschwindigkeit und die Schmerzwahrnehmung als Annäherung an den Menschen beobachtet werden, was bei bereits existierenden Studien auch so durchgeführt wurde (Bartley & Fillingim, 2013; Haffner-Luntzer et al., 2021; Osborne & Davis, 2022; Pieretti et al., 2016). Die Untersuchung an unfallchirurgischen Patienten mit einer Fraktur des Unterschenkels ist aber schlussendlich essenziell für diese Art von Studie, da nur so klinisch verwertbare Ergebnisse entstehen können.

Für die Ganganalyse wurden ein 3D-Bewegungsanalysesystem und mit Sensoren ausgestattete Einlegesohlen verwendet, wodurch die Kinematik des gesamten Körpers erfasst werden konnte. Die erhobenen Gangparameter konnten so mit hoher Präzision gemessen werden. Die Ganganalyse ist in der Neurologie sowie auch Unfallchirurgie und Orthopädie ein häufig genutztes Mittel. Zahlreiche Studien, die sich mit Ganganalysen nach Frakturen des Beines beschäftigt haben, machten sich ebenfalls solche Bewegungsanalysesysteme zu

Nutze, da es eine zuverlässige und etablierte Methode in der Gangforschung ist (Ko et al., 2012; Kröger et al., 2022; Teixeira-Salmela et al., 2008; Thewlis et al., 2015). Eine weitere Möglichkeit zur Ganganalyse stellen sogenannte Wearables dar, welche vom Patienten direkt am Körper getragen werden und dessen Bewegungen aufzeichnen. (Warmerdam et al., 2021). Zu den technischen Herausforderungen zählte zum einen der teilweise fehlerbehaftete Verbindungsaufbau der drucksensitiven Sohlen zum Tablet. Zudem war eine gewisse Abnutzung der Einlegesohlen zu beobachten, die nach längerem Gebrauch zu einem Funktionsverlust führten. Als Alternative können ein Laufband oder eine Matte mit integrierter Druckmessung verwendet werden (Elsoe & Larsen, 2017; Larsen et al., 2017; Rehman et al., 2019). Der Vorteil dieser größeren und stabileren Geräte wäre gewesen, dass sie beständiger wären. Allerdings ist ihre Mobilität aufgrund ihrer Bindung an einen Ort begrenzt, was wiederum als Vorteil der drahtlosen Sohlen betrachtet werden kann. Des Weiteren konnte in der eigenen Erfahrung festgestellt werden, dass Patienten auf Laufbändern unsicherer laufen und ein anderes Gangbild aufweisen. In einigen Studien konnte nachgewiesen werden, dass Menschen auf einem Laufband teilweise andere Gangparameter aufweisen als auf normalem Untergrund. Die zeitlich-räumlichen Parameter differieren zwischen Laufband und normalem Untergrund (Wearing et al., 2013). Die Probanden wiesen auf dem Laufband eine höhere Schrittfrequenz, eine geringere Schrittlänge und eine kürzere Standphase auf als auf beim Gehen mit derselben Geschwindigkeit auf normalem Untergrund (Murray et al., 1985; Stolze et al., 1997; Watt et al., 2010).

Ein weiterer wesentlicher Aspekt, der in diesem Kontext Beachtung finden muss, ist die Tatsache, dass es zwischen den einzelnen Messungen Unterschiede in der Ausführung der vorgegebenen Gehstrecke gab. In den meisten Fällen wurde die erste Messung mit Gehhilfen durchgeführt, da die Patienten das betroffene Bein nach der Operation für eine gewisse Zeit nicht voll belasten durften und zudem noch nicht imstande waren, sich ohne Unterarmgehstützen fortzubewegen. Dies hat eine Veränderung der erhobenen Gangparameter zur Folge, was eine Vergleichbarkeit der Daten erschwert. So konnten manche Patienten bei der zweiten Messung bereits ohne Gehhilfen laufen, während andere dies noch nicht konnten. Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass bei Frakturen des OSGs den Patienten eine Fußorthese angelegt wird, deren Tragezeitpunkt und -dauer unterschiedlich sein kann. Diese verändert das Gangbild erheblich, da die Patienten mit der Orthese einerseits einen Höhenunterschied zwischen beiden Beinen erfahren, da nun das verletzte Bein durch die Orthese höher über dem Boden ist, und zum anderen natürlich auch mehr Gewicht am Fuß verspürt wird. Um diesen Effekt zu kompensieren, wird den Patienten in der Regel eine orthopädische Einlage zum Ausgleich der Höhendifferenz zur Verfügung gestellt. Allerdings zeigt sich in der Praxis, dass diese von vielen Patienten nicht genutzt wird. Zudem stellt die Orthese für den Patienten einen ungewohnten Fremdkörper dar, an den er

sich zunächst gewöhnen muss. Ein Verzicht auf die Hilfsmittel war jedoch nicht möglich, da sie integraler Bestandteil der medizinischen Versorgung waren und für ein optimales Heilungserlebnis unabdingbar waren.

Im Rahmen der Studie wurde das Schmerzempfinden von Männern und Frauen nach einer Fraktur des Unterschenkels oder des OSGs verglichen. Zu diesem Zweck wurde den Patienten bei jeder Visite ein Fragebogen ausgehändigt, auf dem sie den Schmerz auf einer Skala von 0 bis 10 bewerten sollten (numerische Rating-Skala). Die Bereitstellung eines einheitlichen Instruments zur Schmerzangabe gewährleistet die Erzeugung möglichst gleicher Bedingungen. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass die Wahrnehmung von Schmerzen interindividuell variiert, wobei dies geschlechtsunabhängig sein kann (Fillingim, 2017; Mogil, 2021). Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass beispielsweise auch Schmerzmittel die Angaben auf der Skala beeinflussen können, was sich im Ergebnis der Schmerzevaluierung niederschlägt. (Robinson et al., 2024). Zudem ist zu berücksichtigen, dass Patienten die Fähigkeit entwickeln können, den Schmerz zu tolerieren und mit ihm umzugehen. Dabei spielt auch die Einstellung zum Schmerz eine wesentliche Rolle (Swieboda et al., 2013). Schmerz ist folglich kein objektiver Parameter, der verlässlich als Zahl ausgedrückt werden kann. Die Schmerzskala stellt lediglich eine Annäherung dar, um die Datenerfassung so objektiv wie möglich zu gestalten. Bis heute existiert keine effektivere Methode, die eine präzisere Erfassung der Schmerzstärke ermöglicht, insbesondere nicht ohne die Mitwirkung des Patienten (Robinson et al., 2024). Auch Zeitdruck oder ähnliche Faktoren könnten die Qualität der Beantwortung des Fragebogens beeinträchtigen. Der Parameter Schmerz kann somit lediglich als Annäherung an die tatsächlichen Schmerzempfindungen des Patienten verstanden werden, jedoch nicht als perfekt quantitative Abbildung der Realität. Bei der Auswertung solcher Daten ist dies stets zu berücksichtigen. Die numerische Rating-Skala stellt dennoch eine der bestmöglichen Methoden dar, um Schmerzen zu quantifizieren und vergleichbar zu machen (Robinson et al., 2024).

Zusätzlich sei darauf verwiesen, dass die Stichprobengröße nochmals reduziert wurde, da nicht alle Patienten den Schmerzfragebogen bearbeitet haben. Bei 9% (n=4) der eingeschlossenen Patienten liegen keine Schmerzdaten vor.

5.3 Schlussfolgerung

Ziel dieser longitudinalen, prospektiven klinischen Studie war es, mögliche Geschlechtsunterschiede in Gangparametern im Verlauf der Heilung von Frakturen des Unterschenkels und des OSGs zu identifizieren. Die Ergebnisse zeigten Geschlechtsunterschiede bei der Ganggeschwindigkeit und der Schrittlänge, jedoch keine

Unterschiede im Heilungsverlauf. Männer wiesen eine höhere Ganggeschwindigkeit und eine größere Schrittlänge als Frauen auf. Es ist die erste Studie, die die Relevanz des Geschlechts bei der Ganganalyse im Verlauf der Heilung von Frakturen dieser Art beleuchtet. Der vorliegende Datensatz stellt die umfangreichste bisher publizierte Datenerhebung zu diesem Forschungsgegenstand dar. Die in dieser Arbeit identifizierten Geschlechtsunterschiede sollten berücksichtigt werden, wenn Ganganalysen im Heilungsverlauf in der Klinik oder Forschung eingesetzt werden. Die Datenanalyse und Interpretation müssen aufgrund der Unterschiede geschlechtsspezifisch erfolgen. . Eine Analyse der Gangparameter ergab jedoch keine Unterschiede hinsichtlich der Heilungsgeschwindigkeit zwischen Männern und Frauen. Zudem konnte keine Korrelation zwischen den Geschlechtern und dem Schmerzempfinden festgestellt werden. Die Untersuchungen ergaben somit keinen Hinweis auf eine geschlechterspezifische Anpassung der bisher existierenden Therapie.

Die Geschlechtsunterschiede gehören zu den noch weitestgehend unerforschten Gebieten, auch wenn in den letzten Jahren diesbezüglich bereits beachtliche Fortschritte erzielt wurden. Dennoch besteht weiterhin Forschungsbedarf, um die noch bestehenden Unklarheiten in diesem Bereich zu beseitigen. Die vorliegende Studie eröffnet jedoch eine neue Perspektive auf die Thematik der Frakturheilung, da Geschlechtsunterschiede in diesem Kontext bislang nur eine untergeordnete Rolle spielten.

6 Literaturverzeichnis

- Abe, T., Kearns, C. F., & Fukunaga, T. (2003). Sex differences in whole body skeletal muscle mass measured by magnetic resonance imaging and its distribution in young Japanese adults. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 436–440. <https://doi.org/10.1136/BJSM.37.5.436>
- Ahad, M. A. R., Ngo, T. T., Antar, A. Das, Ahmed, M., Hossain, T., Muramatsu, D., Makihara, Y., Inoue, S., & Yagi, Y. (2020). Wearable Sensor-Based Gait Analysis for Age and Gender Estimation. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(8). <https://doi.org/10.3390/S20082424>
- 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>
- AO/OTA Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. (n.d.). Retrieved 13 December 2024, from <https://classification.aoeducation.org/>
- 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. (2020). *Duale Reihe Anatomie* (5th ed.). Thieme.
- Austad, S. N. (2006). Why women live longer than men: Sex differences in longevity. *Gender Medicine*, 3(2), 79–92. [https://doi.org/10.1016/S1550-8579\(06\)80198-1](https://doi.org/10.1016/S1550-8579(06)80198-1)
- Barcik, J., Ernst, M., Buchholz, T., Constant, C., Mys, K., Epari, D. R., Zeiter, S., & Windolf, M. (2023). The absence of immediate stimulation delays bone healing. *Bone*, 175. <https://doi.org/10.1016/J.BONE.2023.116834>
- Bartley, E. J., & Fillingim, R. B. (2013). Sex differences in pain: a brief review of clinical and experimental findings. *British Journal of Anaesthesia*, 111(1), 52–60. <https://doi.org/10.1093/bja/aet127>
- Beytemür, O., Bariş, A., Albay, C., Yüksel, S., Çağlar, S., & Alagöz, E. (2017). Comparison of intramedullary nailing and minimal invasive plate osteosynthesis in the treatment of simple intra-articular fractures of the distal tibia (AO-OTA type 43 C1-C2). *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 51(1), 12. <https://doi.org/10.1016/J.AOTT.2016.07.010>
- Bhandari, M., Guyatt, G. H., Tornetta, P., Swiontkowski, M. F., Hanson, B., Sprague, S., Syed, A., & Schemitsch, E. H. (2002). Current practice in the intramedullary nailing of tibial shaft fractures: an international survey. *The Journal of Trauma*, 53(4), 725–732. <https://doi.org/10.1097/00005373-200210000-00018>
- 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>
- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing*, 26(1), 15–19.
<https://doi.org/10.1093/AGEING/26.1.15>
- Bravi, M., Gallotta, E., Morrone, M., Maselli, M., Santacaterina, F., Toglia, R., Foti, C., Sterzi, S., Bressi, F., & Miccinilli, S. (2020). Concurrent validity and inter trial reliability of a single inertial measurement unit for spatial-temporal gait parameter analysis in patients with recent total hip or total knee arthroplasty. *Gait & Posture*, 76, 175–181.
<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.12.014>
- Brown, C. W., Orme, T. J., & Richardson, H. D. (1986). The rate of pseudarthrosis (surgical nonunion) in patients who are smokers and patients who are nonsmokers: a comparison study. *Spine*, 11(9), 942–943. <https://doi.org/10.1097/00007632-198611000-00015>
- Browning, R. C., & Kram, R. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1632–1641.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0B013E318076B54B>
- Buckwalter, J. A., & Cooper, R. R. (1987). Bone structure and function. *Instructional Course Lectures*, 36, 27–48. https://doi.org/10.5005/jp/books/12869_9
- Busse, J. W., Morton, E., Lacchetti, C., Guyatt, G. H., & Bhandari, M. (2008). Current management of tibial shaft fractures A survey of 450 Canadian orthopedic trauma surgeons. *Acta Orthopaedica*, 79(5), 689–694.
<https://doi.org/10.1080/17453670810016722>
- Choi, H., Lim, J., & Lee, S. (2021). Body fat-related differences in gait parameters and physical fitness level in weight-matched male adults. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 81. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2020.105243>
- Choong, A. L. C., Shadbolt, C., Dowsey, M. M., & Choong, P. F. M. (2021). Sex-based differences in the outcomes of total hip and knee arthroplasty: a narrative review. *ANZ Journal of Surgery*, 91(4), 553–557. <https://doi.org/10.1111/ANS.16299>
- Claes, L. E., & 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, L. E., Heigele, C. A., Neidlinger-Wilke, C., Kaspar, D., Seidl, W., Margevicius, K. J., & Augat, P. (1998). Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355(355 Suppl). <https://doi.org/10.1097/00003086-199810001-00015>

- Claes, L., 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>
- de Baat, P., Heijboer, M. P., & de Baat, C. (2005). [Development, physiology, and cell activity of bone]. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde*, 112(7), 258–263. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16047964/>
- Di Biase, L., Di Santo, A., Caminiti, M. L., De Liso, A., Shah, S. A., Ricci, L., & Di Lazzaro, V. (2020). Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(12), 1. <https://doi.org/10.3390/S20123529>
- Duan, X., Al-Qwbani, M., Zeng, Y., Zhang, W., & Xiang, Z. (2012). Intramedullary nailing for tibial shaft fractures in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. <https://doi.org/10.1002/14651858.cd008241.pub2>
- Eboh, D. E. O. (2022). Morphometric Anatomy of the Tibia Plateau in Nigerians. *Ethiopian Journal of Health Sciences*, 32(1), 155. <https://doi.org/10.4314/EJHS.V32I1.17>
- 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>
- Fillingim, R. B. (2017). Individual Differences in Pain: Understanding the Mosaic that Makes Pain Personal. *Pain*, 158(Suppl 1), S11. <https://doi.org/10.1097/J.PAIN.0000000000000775>
- Fischer, V., Kalbitz, M., Müller-Graf, F., Gebhard, F., Ignatius, A., Liedert, A., & Haffner-Luntzer, M. (2018). Influence of Menopause on Inflammatory Cytokines during Murine and Human Bone Fracture Healing. *International Journal of Molecular Sciences*, 19(7), 2070. <https://doi.org/10.3390/IJMS19072070>
- Foolen, J., Van Donkelaar, C. C., & Ito, K. (2011). Intracellular tension in periosteum/perichondrium cells regulates long bone growth. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(1), 84–91. <https://doi.org/10.1002/jor.21224>
- Funk, J. R., Rudd, R. W., Kerrigan, J. R., & Crandall, J. R. (2004). The Effect of Tibial Curvature and Fibular Loading on the Tibia Index. *Traffic Injury Prevention*, 5(2), 164–172. <https://doi.org/10.1080/15389580490436069>
- Ginaldi, L., Di Benedetto, M. C., & De Martinis, M. (2005). Osteoporosis, inflammation and ageing. *Immunity & Ageing : I & A*, 2, 14. <https://doi.org/10.1186/1742-4933-2-14>
- Goh, J. C., Mech, A. M., Lee, E. H., Ang, E. J., Bayon, P., & Pho, R. W. (1992). Biomechanical study on the load-bearing characteristics of the fibula and the effects of fibular resection.

- Clinical Orthopaedics and Related Research*, 279, 223–228.
https://journals.lww.com/clinorthop/abstract/1992/06000/biomechanical_study_on_the_load_bearing.28.aspx
- Gommans, L. N. M., Smid, A. T., Scheltinga, M. R. M., Cancrinus, E., Brooijmans, F. A. M., Meijer, K., & Teijink, J. A. W. (2017). Prolonged stance phase during walking in intermittent claudication. *Journal of Vascular Surgery*, 66(2), 515–522.
<https://doi.org/10.1016/J.JVS.2017.02.033>
- Goost, H., Wimmer, M. D., Barg, A., Kabir, K., Valderrabano, V., & Burger, C. (2014). Fractures of the Ankle Joint: Investigation and Treatment Options. *Deutsches Ärzteblatt International*, 111(21), 377. <https://doi.org/10.3238/ARZTEBL.2014.0377>
- Götz-Neumann, K. (2015). Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie. In *Gehen verstehen* (4th ed.). Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/B-003-127005>
- Haffner-Luntzer, M., Fischer, V., & Ignatius, A. (2021). Differences in Fracture Healing Between Female and Male C57BL/6J Mice. *Frontiers in Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2021.712494>
- Hahn, M. P., & Thies, J. W. (2004). [Pilon tibiale fractures]. *Der Chirurg; Zeitschrift Fur Alle Gebiete Der Operativen Medizen*, 75(2), 211–230. <https://doi.org/10.1007/S00104-004-0821-0>
- Harvey, E. J., Agel, J., Selznick, H. S., Chapman, J. R., & Henley, M. B. (2002). Deleterious effect of smoking on healing of open tibia-shaft fractures. *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, 31(9), 518–521.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12650537/>
- Herssens, N., Verbecque, E., Hallemans, A., Vereeck, L., Van Rompaey, V., & Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 64, 181–190.
<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2018.06.012>
- Jiang, Z., Dinov, I. D., Labus, J., Shi, Y., Zamanyan, A., Gupta, A., Ashe-McNalley, C., Hong, J. Y., Tillisch, K., Toga, A. W., & Mayer, E. A. (2013). Sex-related differences of cortical thickness in patients with chronic abdominal pain. *PloS One*, 8(9).
<https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0073932>
- Jung, W. C., & Lee, J. K. (2021). Treadmill-to-Overground Mapping of Marker Trajectory for Treadmill-Based Continuous Gait Analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(3), 1–13.
<https://doi.org/10.3390/S21030786>
- Kanko, R. M., Laende, E. K., Davis, E. M., Selbie, W. S., & Deluzio, K. J. (2021). Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. *Journal of Biomechanics*, 127. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2021.110665>

- Kfuri, M., & Schatzker, J. (2018). Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Injury*, 49(12), 2252–2263. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2018.11.010>
- Kim, B., Youm, C., Park, H., Lee, M., & Choi, H. (2022). Association of Muscle Mass, Muscle Strength, and Muscle Function with Gait Ability Assessed Using Inertial Measurement Unit Sensors in Older Women. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(16). <https://doi.org/10.3390/IJERPH19169901>
- Kimata, K., Otsuka, S., Yokota, H., Shan, X., Hatayama, N., & Naito, M. (2022). Relationship between attachment site of tibialis anterior muscle and shape of tibia: anatomical study of cadavers. *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 54. <https://doi.org/10.1186/S13047-022-00559-Y>
- Ko, S. uk, Stenholm, S., Metter, E. J., & Ferrucci, L. (2012). Age-associated gait patterns and the role of lower extremity strength—results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 55(2), 474. <https://doi.org/10.1016/J.ARCHGER.2012.04.004>
- Ko, S. uk, Tolea, M. I., Hausdorff, J. M., & Ferrucci, L. (2011). Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1974. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2011.05.005>
- Kohn, L., & Rauch, A. (2022). [Fractures of tibial shaft and tibial head in winter sports]. *Orthopädie (Heidelberg, Germany)*, 51(11), 882–890. <https://doi.org/10.1007/S00132-022-04312-Y>
- Koldenhoven, R. M., Virostek, A., DeJong, A. F., Higgins, M., & Hertel, J. (2020). Increased Contact Time and Strength Deficits in Runners With Exercise-Related Lower Leg Pain. *Journal of Athletic Training*, 55(12), 1247–1254. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0514.19>
- 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>
- Kruger, D. J., & Nesse, R. M. (2006). An evolutionary life-history framework for understanding sex differences in human mortality rates. *Human Nature (Hawthorne, N.Y.)*, 17(1), 74–97. <https://doi.org/10.1007/S12110-006-1021-Z>
- Lagou, V., Mägi, R., Hottenga, J. J., Grallert, H., Perry, J. R. B., Bouatia-Naji, N., Marullo, L., Rybin, D., Jansen, R., Min, J. L., Dimas, A. S., Ulrich, A., Zudina, L., Gådin, J. R., Jiang, L., Faggian, A., Bonnefond, A., Fadista, J., Stathopoulou, M. G., ... Prokopenko, I. (2021). Sex-dimorphic genetic effects and novel loci for fasting glucose and insulin variability. *Nature Communications*, 12(1). <https://doi.org/10.1038/S41467-020-19366-9>

- Lambert, K. L. (1971). The weight-bearing function of the fibula. A strain gauge study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 53(3), 507–513. <https://doi.org/10.2106/00004623-197153030-00007>
- Larsen, P., Eriksen, C. B., Stokholm, R., & Elsoe, R. (2021). Results following prolonged recovery show satisfactory functional and patient-reported outcome after intramedullary nailing of a tibial shaft fracture: a prospective 5-year follow-up cohort study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 141(8), 1303–1310. <https://doi.org/10.1007/S00402-020-03608-Y/TABLES/3>
- 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>
- Lee, M., Youm, C., Jeon, J., Cheon, S. M., & Park, H. (2018). Validity of shoe-type inertial measurement units for Parkinson's disease patients during treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/S12984-018-0384-9>
- 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>
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture*, 17(2), 106–112. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00060-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00060-7)
- Liu, D., Zhu, L., & Yang, C. (2022). The effect of preoperative smoking and smoke cessation on wound healing and infection in post-surgery subjects: A meta-analysis. *International Wound Journal*, 19(8), 2101–2106. <https://doi.org/10.1111/iwj.13815>
- Loi, F., Córdova, L. A., Pajarinen, J., Lin, T. hua, Yao, Z., & Goodman, S. B. (2016). Inflammation, Fracture and Bone Repair. *Bone*, 86, 119. <https://doi.org/10.1016/J.BONE.2016.02.020>
- Longobucco, Y., Krumpoch, S., Lauretani, F., Angileri, V., Sieber, C., Marzetti, E., Calvani, R., Cherubini, A., Landi, F., Bernabei, R., Freiburger, E., & Maggio, M. (2022). Gait characteristics in community-dwelling older persons with low skeletal muscle mass and low physical performance. *Aging Clinical and Experimental Research*, 34(7), 1563–1571. <https://doi.org/10.1007/S40520-021-02061-0>
- Lüllmann-Rauch, R. (2009). *Taschenlehrbuch Histologie* (3rd ed.). Thieme.
- Marcus, M. S., Yoon, R. S., Langford, J., Kubiak, E. N., Morris, A. J., Koval, K. J., Haidukewych, G. J., & Liporace, F. A. (2013). Is there a role for intramedullary nails in the treatment of simple pilon fractures? Rationale and preliminary results. *Injury*, 44(8), 1107–1111. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2013.02.014>

- Martin, R., Clark, N., & Baker, P. (2022). Impact of age, sex and surgery type on engagement with an online patient education and support platform developed for total hip and knee replacement patients. *PloS One*, 17(7). <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0269771>
- Martini, E., Fiumalbi, T., Dell'agnello, F., Ivanić, Z., Munih, M., Vitiello, N., & Crea, S. (2020). Pressure-Sensitive Insoles for Real-Time Gait-Related Applications. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(5). <https://doi.org/10.3390/S20051448>
- Martinikorena, I., Martínez-Ramírez, A., Gómez, M., Lecumberri, P., Casas-Herrero, A., Cadore, E. L., Millor, N., Zambom-Ferraresi, F., Idoate, F., & Izquierdo, M. (2016). Gait Variability Related to Muscle Quality and Muscle Power Output in Frail Nonagenarian Older Adults. *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(2), 162–167. <https://doi.org/10.1016/J.JAMDA.2015.09.015>
- Maruyama, H., Nagasaki, H., Ito, H., Hashizume, K., & Nakamura, R. (1989). [Age related changes in the walking cycle during fastest walking in healthy male subjects]. *Nihon Ronen Igakkai Zasshi. Japanese Journal of Geriatrics*, 26(4), 347–352. <https://doi.org/10.3143/GERIATRICS.26.347>
- 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. <https://doi.org/10.1007/S11914-018-0446-8>
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2020). Spatiotemporal gait parameters for older adults - An interactive model adjusting reference data for gender, age, and body height. *Gait & Posture*, 82, 220–226. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.09.009>
- Mogil, J. S. (2021). Sources of Individual Differences in Pain. *Annual Review of Neuroscience*, 44, 1–25. <https://doi.org/10.1146/ANNUREV-NEURO-092820-105941>
- Morio, Y., Izawa, K. P., Omori, Y., Katata, H., Ishiyama, D., Koyama, S., & Yamano, Y. (2019). The Relationship between Walking Speed and Step Length in Older Aged Patients. *Diseases*, 7(1), 17. <https://doi.org/10.3390/DISEASES7010017>
- Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M., & Mollinger, L. A. (1985). Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 59(1), 87–91. <https://doi.org/10.1152/JAPPL.1985.59.1.87>
- Niethard, F. U., Pfeil, J., & Biberthaler, P. (2022). *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie* (9th ed.). Thieme.
- Nigg, B. M., Fisher, V., & Ronsky, J. L. (1994). Gait characteristics as a function of age and gender. *Gait & Posture*, 2(4), 213–220. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90106-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90106-6)
- 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*, 30(2), 85–91.
<https://doi.org/10.1016/J.FAS.2023.10.010>
- O'Connor, J. P., Capo, J. T., Tan, V., Cottrell, J. A., Manigrasso, M. B., Bontempo, N., & Parsons, J. R. (2009). A comparison of the effects of ibuprofen and rofecoxib on rabbit fibula osteotomy healing. *Acta Orthopaedica*, 80(5), 597–605.
<https://doi.org/10.3109/17453670903316769>
- Oleo-Taltavull, R., Corró, S., Tomàs-Hernández, J., Teixidor-Serra, J., Selga-Marsà, J., Porcel-Vázquez, J. A., Piedra-Calle, C. A., García-Sánchez, Y., Guerra-Farfán, E. M., & Andrés-Peiró, J. V. (2023). Staged treatment of bicondylar tibial plateau fractures: influence of frame configuration and quality of reduction on outcomes. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery: Official Publication of the European Trauma Society*.
<https://doi.org/10.1007/S00068-023-02411-9>
- Osborne, N. R., & Davis, K. D. (2022). Sex and gender differences in pain. *International Review of Neurobiology*, 164, 277–307. <https://doi.org/10.1016/BS.IRN.2022.06.013>
- Pacifici, R. (2008). Estrogen deficiency, T cells and bone loss. *Cellular Immunology*, 252(1–2), 68–80. <https://doi.org/10.1016/J.CELLIMM.2007.06.008>
- Papagiannis, G. I., Triantafyllou, A. I., Roumpelakis, I. M., Zampeli, F., Garyfallia Eleni, P., Koulouvaris, P., Papadopoulos, E. C., Papagelopoulos, P. J., & Babis, G. C. (2019). Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 43(1), 59–65.
<https://doi.org/10.1080/03091902.2019.1609610>
- Parikka, V., Peng, Z. Q., Hentunen, T., Risteli, J., Elo, T., Väänänen, H. K., & Härkönen, P. (2005). Estrogen responsiveness of bone formation in vitro and altered bone phenotype in aged estrogen receptor-alpha-deficient male and female mice. *European Journal of Endocrinology*, 152(2), 301–314. <https://doi.org/10.1530/EJE.1.01832>
- Paschou, S. A., Psaltopoulou, T., Halvatsiotis, P., Raptis, A., Vlachopoulos, C. V., & Dimopoulos, M. A. (2022). Gender differences in COVID-19. *Maturitas*, 161, 72.
<https://doi.org/10.1016/J.MATURITAS.2022.03.004>
- Pieretti, S., Giannuario, A. Di, Di Giovannandrea, R., Marzoli, F., Piccaro, G., Minosi, P., & Aloisi, A. M. (2016). Gender differences in pain and its relief. *Ann Ist Super Sanità*, 52(2), 184–189. https://doi.org/10.4415/ANN_16_02_09
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. In *Wiener Klinische Wochenschrift* (Vol. 129, Issues 3–4, pp. 81–95). Springer-Verlag Wien. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- 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>

- Rammelt, S., Swords, M., Dhillon, M., & Sands AK. (2020). *Handbuch des Frakturmanagements. Fuß und Knöchel*. Thieme und Davos, AO Foundation.
- Rehman, R. Z. U., Del Din, S., Guan, Y., Yarnall, A. J., Shi, J. Q., & Rochester, L. (2019). Selecting Clinically Relevant Gait Characteristics for Classification of Early Parkinson's Disease: A Comprehensive Machine Learning Approach. *Scientific Reports*, 9(1). <https://doi.org/10.1038/S41598-019-53656-7>
- Ristiniemi, J., Luukinen, P., & Ohtonen, P. (2011). Surgical treatment of extra-articular or simple intra-articular distal tibial fractures: external fixation versus intramedullary nailing. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 25(2), 101–105. <https://doi.org/10.1097/BOT.0B013E3181DA4682>
- Roberts, J. L., Paglia, D. N., & Drissi, H. (2018). Transcriptional mechanisms of secondary fracture healing. *Current Osteoporosis Reports*, 16(2), 146. <https://doi.org/10.1007/S11914-018-0429-9>
- Robinson, C. L., Phung, A., Dominguez, M., Remotti, E., Ricciardelli, R., Momah, D. U., Wahab, S., Kim, R. S., Norman, M., Zhang, E., Hasoon, J., Orhurh, V., Viswanath, O., Yazdi, C., Chen, G. H., Simopoulos, T. T., & Gill, J. (2024). Pain Scales: What Are They and What Do They Mean. *Current Pain and Headache Reports*, 28(1), 11–25. <https://doi.org/10.1007/S11916-023-01195-2>
- Rohe, S., Röhner, E., Windisch, C., Matziolis, G., Brodt, S., & Böhle, S. (2022). Sex Differences in Serum C-Reactive Protein Course after Total Hip Arthroplasty. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 14(1), 48–55. <https://doi.org/10.4055/CIOS21110>
- Rommens, P., & Schmit-Neuerburg, K. P. (1987). Ten years of experience with the operative management of tibial shaft fractures. *The Journal of Trauma*, 27(8), 917–927. <https://doi.org/10.1097/00005373-198708000-00012>
- Rozenberg, S., Vandromme, J., & Charlotte, M. (2020). Are we equal in adversity? Does Covid-19 affect women and men differently? *Maturitas*, 138, 62. <https://doi.org/10.1016/J.MATURITAS.2020.05.009>
- Rupp, M., Biehl, C., Budak, M., Thormann, U., Heiss, C., & Alt, V. (2018). Diaphyseal long bone nonunions - types, aetiology, economics, and treatment recommendations. *International Orthopaedics*, 42(2), 247–258. <https://doi.org/10.1007/S00264-017-3734-5>
- Rupp, M., Kern, S., El Khassawna, T., Ismat, A., Malhan, D., Alt, V., Heiss, C., & Raschke, M. J. (2019). Do Systemic Factors Influence the Fate of Nonunions to Become Atrophic? A Retrospective Analysis of 162 Cases. *BioMed Research International*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/6407098>
- Rüter, A., Trentz, O., & Wagner, M. (2004). *Unfallchirurgie* (2nd ed.). Elsevier Urban & Fischer.
- Schmitt, A. C., Baudendistel, S. T., Lipat, A. L., White, T. A., Raffegau, T. E., & Hass, C. J. (2021). Walking indoors, outdoors, and on a treadmill: Gait differences in healthy young

- and older adults. *Gait & Posture*, 90, 468–474.
<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2021.09.197>
- Schorr, M., Dichtel, L. E., Gerweck, A. V., Valera, R. D., Torriani, M., Miller, K. K., & Bredella, M. A. (2018). Sex differences in body composition and association with cardiometabolic risk. *Biology of Sex Differences*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/S13293-018-0189-3>
- Schumpelick, V., Bleese, N., & Mommsen, U. (2010). *Kurzlehrbuch Chirurgie* (8th ed.). Thieme .
- Schwesig, R., Leuchte, S., Fischer, D., Ullmann, R., & Kluttig, A. (2011). Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait & Posture*, 33(4), 673–678.
<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2011.02.023>
- Shapiro, F., Holtrop, M. E., & Glimcher, M. J. (1977). Organization and cellular biology of the perichondrial ossification groove of ranvier: a morphological study in rabbits. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 59(6), 703–723.
<https://doi.org/10.2106/00004623-197759060-00001>
- Shobeiri, P., Kalantari, A., Teixeira, A. L., Rezaei, N., & Kalantari contributed equally, A. (2020). Shedding light on biological sex differences and microbiota-gut-brain axis: a comprehensive review of its roles in neuropsychiatric disorders. *Biology of Sex Differences*, 13, 12. <https://doi.org/10.1186/s13293-022-00422-6>
- Sørensen, L. T. (2012). Wound healing and infection in surgery: The clinical impact of smoking and smoking cessation: A systematic review and meta-analysis. *Archives of Surgery*, 147(4), 373–383. <https://doi.org/10.1001/archsurg.2012.5>
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Jöhnk, K., Deuschl, G., & Illert, M. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105(6), 490–497.
[https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(97\)00055-6](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(97)00055-6)
- Strain, R., & Giannoudis, P. (2024). Risk factors for acute compartment syndrome in one thousand one hundred and forty seven diaphyseal tibia fractures. *International Orthopaedics*. <https://doi.org/10.1007/S00264-024-06235-Z>
- Suciu, O., Onofrei, R. R., Totorean, A. D., Suciu, S. C., & Amarica, 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>
- Sullivan, M. D., & Howe, C. Q. (2013). Opioid Therapy for Chronic Pain in the US: promises and perils. *Pain*, 154(0 1), S94. <https://doi.org/10.1016/J.PAIN.2013.09.009>
- 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/>

- Takebe, K., Nakagawa, A., Minami, H., Kanazawa, H., & Hirohata, K. (1984). Role of the fibula in weight-bearing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 184, 289–292. <https://europepmc.org/article/med/6705357>
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., & Requião, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 23(6), 769–778. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2008.02.007>
- Thamyongkit, S., Abbasi, P., Parks, B. G., Shafiq, B., & Hasenboehler, E. A. (2022). Weightbearing after combined medial and lateral plate fixation of AO/OTA 41-C2 bicondylar tibial plateau fractures: a biomechanical study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1). <https://doi.org/10.1186/S12891-022-05024-2>
- Thewlis, D., Callary, S. A., Fraysse, F., & Solomon, L. B. (2015). Peak loading during walking is not associated with fracture migration following tibial plateau fracture: A preliminary case series. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(9), 1398–1406. <https://doi.org/10.1002/JOR.22905>
- Thorslund, M., Wastesson, J. W., Agahi, N., Lagergren, M., & Parker, M. G. (2013). The rise and fall of women's advantage: a comparison of national trends in life expectancy at age 65 years. *European Journal of Ageing*, 10(4), 271. <https://doi.org/10.1007/S10433-013-0274-8>
- Truntzer, J., Vopat, B., Feldstein, M., & Matityahu, A. (2015). Smoking cessation and bone healing: optimal cessation timing. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology: Orthopedie Traumatologie*, 25(2), 211–215. <https://doi.org/10.1007/S00590-014-1488-Y>
- Tscherne, H., & Lobenhoffer, P. (1993). Tibial plateau fractures. Management and expected results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 292(292), 87–100. <https://doi.org/10.1097/00003086-199307000-00011>
- Wade, L., Needham, L., McGuigan, P., & Bilzon, J. (2022). Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. *PeerJ*, 10. <https://doi.org/10.7717/PEERJ.12995>
- WADE, P. A. (1950). Fractures of the shafts of both bones of the lower leg. *The 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)
- Warmerdam, E., Huebner, M., Stoll, C., Lange, A. I., & Ganse, B. (2025). Recovery of Patient-Reported Outcome Measures vs Gait Parameters Obtained by Instrumented Insoles After Tibial and Malleolar Fractures: Prospective Longitudinal Observational Study. *JMIR MHealth and UHealth*, 13, e71022. <https://doi.org/10.2196/71022>

- 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>
- Warmerdam, E., Romijnders, R., Geritz, J., Elshehabi, M., Maetzler, C., Otto, J. C., Reimer, M., Stuermer, K., Baron, R., Paschen, S., Beyer, T., Dopcke, D., Eiken, T., Ortmann, H., Peters, F., von der Recke, F., Riesen, M., Rohwedder, G., Schaade, A., ... Hansen, C. (2021). Proposed mobility assessments with simultaneous full-body inertial measurement units and optical motion capture in healthy adults and neurological patients for future validation studies: Study protocol. *Sensors*, 21(17). <https://doi.org/10.3390/S21175833/S1>
- Watt, J. R., Franz, J. R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(5), 444–449. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2009.09.002>
- Wearing, S. C., Reed, L. F., & Urry, S. R. (2013). Agreement between temporal and spatial gait parameters from an instrumented walkway and treadmill system at matched walking speed. *Gait & Posture*, 38(3), 380–384. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2012.12.017>
- Weber BG. (1967). Malleolarfrakturen [Malleolar fractures]. . *Schweiz Med Wochenschr.* , 97(24), 790–792.
- Weitzmann, M. N., & Pacifici, R. (2006). Estrogen regulation of immune cell bone interactions. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1068(1), 256–274. <https://doi.org/10.1196/ANNALS.1346.030>
- Welsch, U., Kummer, W., & Deller, T. (2022). *Histologie - Lehrbuch und Atlas* (6th ed.). Urban & Fischer in Elsevier.
- Winter, D. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*, 1–370. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- 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>
- Yao, W., Lay, Y. A. E., Kot, A., Liu, R., Zhang, H., Chen, H., Lam, K., & Lane, N. E. (2016). Improved Mobilization of Exogenous Mesenchymal Stem Cells to Bone for Fracture Healing and Sex Difference. *Stem Cells (Dayton, Ohio)*, 34(10), 2587–2600. <https://doi.org/10.1002/STEM.2433>

Literaturverzeichnis

- Yong, E. L., & Logan, S. (2021). Menopausal osteoporosis: screening, prevention and treatment. *Singapore Medical Journal*, 62(4), 159. <https://doi.org/10.11622/SMEDJ.2021036>
- Zhang, Y., Li, Y., Peng, C., Mou, D., Li, M., & Wang, W. (2018). The Height-Adaptive Parameterized Step Length Measurement Method and Experiment Based on Motion Parameters. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(4). <https://doi.org/10.3390/S18041039>

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Frakturen des Unterschenkels.....	10
Abbildung 2: Klassifikation nach Weber.....	12
Abbildung 3: einzelne Phasen des Gangzyklus.....	23
Abbildung 5: mit Sensoren ausgestattete Einlegesohlen.....	29
Abbildung 4: Screenshot der OpenGo Mobile App von Moticon während einer Gangmessung	29
Abbildung 6: Ganganalyse mit den drucksensitiven Sohlen.....	30
Abbildung 7: "Calibration wand" für die Kalibrierung der Kameras.....	31
Abbildung 8: Schrittparameter im Gangzyklus.....	31
Abbildung 9: Markerpositionen	33
Abbildung 10: Gehstrecke, Aufsicht im Vicon Nexus Programm	34
Abbildung 11: 3D-Avatar eines Patienten während einer Messung.....	35
Abbildung 12: Darstellung der Gangparameter bei den Visiten 1 bis 3	37
Abbildung 13: Darstellung der Asymmetrie-Gangparameter von Visite 1 bis 3	38
Abbildung 14: Schmerzverlauf Visite 1 bis 3.....	44

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick der erhobenen Parameter	33
Tabelle 2: Demographische Information der Patientengruppe.....	36
Tabelle 3: Gangparameter von Visite 1	39
Tabelle 4: Gangparameter von Visite 2.....	40
Tabelle 5: Gangparameter von Visite 3.....	41
Tabelle 6: gemittelte Änderung der Gangparameter pro Tag zwischen Visite 1 und 2	42
Tabelle 7: gemittelte Änderung der Gangparameter zwischen Visite 2 und 3	43
Tabelle 8: Schmerz von Visite 1 bis 3	44
Tabelle 9: gemittelte Änderung des Schmerzes zwischen den Visiten	44

9 Publikation / Danksagung

9.1 Publikation

Elke Warmerdam, Marianne Huebner, **Caroline Stoll**, Andrey Lange, Bergita Ganse (2025). Recovery of Patient-Reported Outcome Measures vs Gait Parameters Obtained by Instrumented Insoles after Tibial and Malleolar Fractures: Prospective Longitudinal Observational Study. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2025 Jun 16;13:e71022. doi: 10.2196/71022.

9.2 Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken. Ihr habt mich während des gesamten Weges mit eurem Rückhalt, eurer Geduld und eurem Vertrauen begleitet. Besonders in den herausfordernden Momenten war eure Unterstützung für mich eine riesige Hilfe. Ohne euch hätte ich es nicht geschafft, diese Arbeit zu beenden.

Ein besonderer Dank geht an meine Betreuerin Elke, die immer für mich da war. Danke für deine Geduld und die Bereitschaft, selbst die kleinsten Fragen zu beantworten. Die Zusammenarbeit mit dir war wirklich großartig. Deine konstruktiven und stets präzisen Rückmeldungen waren von unschätzbarem Wert und haben mir geholfen, mich immer weiterzuentwickeln. Ich danke dir für deine kontinuierliche Unterstützung und dein Vertrauen in meine Arbeit.

Ich möchte auch meiner Doktormutter Bergita meinen tiefsten Dank aussprechen. Du warst stets erreichbar und hast mir in jeder Phase mit deinem wertvollen Feedback und deiner klaren Anleitung weitergeholfen. Deine stetige Unterstützung hat mir geholfen, meine Arbeit zielgerichtet voranzutreiben, und ich bin dir sehr dankbar, dass du immer ein offenes Ohr für mich hattest.

Mein besonderer Dank gilt meiner sehr guten Freundin und Laborpartnerin Sonja. Ohne deine Hilfe, dein Wissen und vor allem deine Geduld wäre diese Arbeit so möglich gewesen. Du warst nicht nur eine unschätzbare Unterstützung im Labor, sondern hast mir auch in den schwierigen Phasen stets zur Seite gestanden. Deine Freundschaft und Zusammenarbeit haben diese Reise zu einer besonders wertvollen Erfahrung gemacht. Ich bin unglaublich dankbar für alles, was du beigetragen hast.

10 Lebenslauf

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

11 Anhang

Anhang 1: Fragebogen zur allgemeinen Gesundheit und den allgemeinen Schmerzen des National Institutes of Health

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?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1
Global02	Wie würden Sie Ihre Lebensqualität insgesamt beschreiben?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1
ai03	Wie würden Sie Ihren körperlichen Gesundheitszustand insgesamt beschreiben?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1
Global04	Wie würden Sie Ihre psychische Verfassung insgesamt beschreiben? Dazu zählen Ihre Stimmung und Ihre Fähigkeit, klar zu denken. ...	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1
Global05	Wie zufrieden sind Sie insgesamt mit Ihren Aktivitäten mit anderen Menschen und mit Ihren Beziehungen zu anderen?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1
Global09r	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.)	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1
					Überhaupt nicht	
Global06	Inwieweit sind Sie in der Lage, alltägliche körperliche Aktivitäten auszuführen, z. B. Gehen, Treppensteigen, Einkäufe tragen oder Stühle verschieben?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1

German (Universal)
06 November 2017

© 2008-2017 PROMIS Health Organization (PHO)

 Patient Trial Number

Version 1.0

Page 1 of 2

Anhang

CPP Patient Outcome - Pre Treatment PROMIS - Global Health

PROMIS® Scale v1.2 – Global Health

In den letzten 7 Tagen:

	Nie	Selten	Manchmal	Oft	Immer
Global10r Wie oft haben Ihnen seelische Probleme zu schaffen gemacht, wie z. B. Angstgefühle, Traurigkeit, Niedergeschlagenheit oder Reizbarkeit?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1

	Keine Müdigkeit	Schwach	Mäßig	Stark	Sehr stark
Global08r Wie ausgeprägt war Ihre Müdigkeit im Allgemeinen?	☐ 5	☐ 4	☐ 3	☐ 2	☐ 1

Global07r Wie würden Sie Ihre Schmerzen im Allgemeinen einschätzen?	☐ 0 Keine Schmerzen	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5	☐ 6	☐ 7	☐ 8	☐ 9	☐ 10 Schlimmste vorstellbare Schmerzen
--	--	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	-------------------------------	---

German (Universal)
06 November 2017

Patient Trial Number

© 2008-2017 PROMIS Health Organization (PHO)

Version 1.0

Page 2 of 2

Quelle: <https://promis-germany.de/instrumente/>