

Aus dem Lehrstuhl für Innovative Implantatentwicklung (Frakturheilung)

Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. B. Ganse

**Einfluss der Ganggeschwindigkeit
auf spatio-temporale Gangparameter im
Heilungsverlauf osteosynthetisch versorgter
Tibiafrakturen und Frakturen des oberen
Sprunggelenkes**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2025

vorgelegt von

Jan Lucas Laqua

geb. am 21.04.1995 in Köln

Tag der Promotion:	02.06.2026
Dekan:	Univ.-Prof. Dr. med. dent. M. Hannig
1. Berichterstatterin:	Univ.-Prof. Dr. med. B. Ganse
2. Berichterstatter:	PD Dr. med. M. Brockmeyer

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Warmerdam E, **Laqua J**, Kattanek J, Ganse B. *Differences between tibial or malleolar fracture types and union or nonunion in spatiotemporal and kinematic gait parameters throughout healing: An observational study*“. Ann Biomed Eng. 2025 (Online ahead of print)
Impact Factor 5.4

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	IV
ZUSAMMENFASSUNG.....	1
ABSTRACT	3
1 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	5
1.1 KNOCHEN	5
1.1.1 Morphologie	5
1.1.2 Makroskopische Anatomie des Röhrenknochens	5
1.1.3 Mikroskopische Anatomie des Knochengewebes	6
1.2 FRAKTUREN	7
1.2.1 Grundlagen der Frakturheilung	8
1.2.2 Ablauf der Frakturheilung	9
1.3 FRAKTUREN DES UNTERSCHENKELS	10
1.3.1 Epidemiologie und Ätiologie von Frakturen der Tibia.....	11
1.3.2 Therapeutisches Vorgehen bei Frakturen der Tibia.....	11
1.3.3 Postoperatives Management	14
1.3.4 Komplikation bei der Heilung von Frakturen der Tibia	15
1.4 DAS GANGBILD	16
1.4.1 Der Gangzyklus.....	16
1.4.2 Standphase	17
1.4.3 Die Schwungphase	18
1.5 GANGPARAMETER	20
1.5.1 Spatio-temporale Gangparameter bei Ganggesunden	20
1.5.2 Adaptationsprozesse bei Ganggesunden auf dem Laufband	21
1.5.3 Die Ganggeschwindigkeit als klinischer Parameter	22
1.5.4 Spatio-temporale Gangparameter bei Tibia- und Oberer Sprunggelenksfrakturen	23
2 FRAGESTELLUNG UND HYPOTHESEN.....	25
2.1 ARBEITSHYPOTHESEN.....	26
3 MATERIAL UND METHODEN	27
3.1 ETHIKVOTUM.....	27
3.2 STUDIENDESIGN	27
3.3 PATIENTINNEN	28
3.3.1 Einschlusskriterien	29
3.3.2 Ausschlusskriterien	29

3.4	KONTROLLGRUPPE	29
3.5	RAHMENBEDINGUNGEN DES DATENSCHUTZES	30
3.6	KINEMATISCHE GANGANALYSE	30
3.6.1	Messsszenario - Gehen -	31
3.6.2	Messsszenario - Laufband -	31
3.7	VERWENDETE HARDWARE	31
3.7.1	Vicon Motion-Capture System	31
3.7.2	Laufband Biomechanics - gaitway 3D	36
3.8	DATENBERECHNUNG	37
3.9	STATISTISCHE AUSWERTUNG	39
4	ERGEBNISSE	41
4.1	STUDIEN TEILNEHMER	41
4.2	DIE MITTLERE GANGGESCHWINDIGKEIT IM HEILUNGSVERLAUF	43
4.3	ZUSAMMENHANG ZWISCHEN DER HABITUELLEN GANG- GESCHWINDIGKEIT UND SPEZIFISCHEN GANGDOMÄNEN.....	46
4.3.1	Spatio-temporale Gangparameter.....	46
4.3.2	Asymmetriebezogene Gangdomäne.....	47
4.3.3	Variabilitätsbezogene Gangdomäne	49
4.4	ZUSAMMENHANG ZWISCHEN REPRODUZIERBARER (GRADUELL GESTEIGERTER) GANGGESCHWINDIGKEIT UND SPEZIFISCHEN GANGDOMÄNEN.....	51
4.4.1	Spatio-temporale Gangparameter.....	51
4.4.2	Asymmetriebezogene Gangdomäne.....	52
4.4.3	Variabilitätsbezogene Gangdomäne	54
5	DISKUSSION.....	56
5.1	DIE HABITUELLE GANGGESCHWINDIGKEIT	56
5.2	UNTERSUCHUNGEN ZUR HABITUELLEN UND REPRODUZIERBAREN (GRADUELL GESTEIGERTEN) GANGGESCHWINDIGKEIT	62
5.3	SCHLUSSFOLGERUNG	71
	LITERATURVERZEICHNIS	72
	DANKSAGUNG.....	82
	LEBENS LAUF	85
	DAS PROJEKT „SMART E IMPLANTATE“	86

Abkürzungsverzeichnis

3D	<i>dreidimensional</i>
AO	<i>Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese</i>
ATLS	<i>Advanced Trauma Life Support</i>
CCF	<i>Comprehensive Classification of Fractures</i>
CT	<i>Computertomografie</i>
DGOU	<i>Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie</i>
ICD	<i>International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems</i>
MRT	<i>Magnetresonanztomographie</i>
OSG	<i>oberes Sprunggelenk</i>
ROM	<i>Range of Motion</i>
UKS	<i>Universitätsklinikum des Saarlandes</i>
WHO	<i>Weltgesundheitsorganisation</i>

Zusammenfassung

Hintergrund: Tibiafrakturen zählen zu den häufigsten Frakturen langer Röhrenknochen und zeigen mit einer Inzidenz von bis zu 15% eine inadäquate ossäre Konsolidierungen mit Ausbildung einer Pseudarthrose. Pseudarthrosen tragen durch komplexe und oft langwierige Behandlungen zur sozioökonomischen Belastung des Gesundheitssystems bei. Konventionelle radiologische Verfahren stellen zwar den diagnostischen Standard zur Beurteilung der Frakturheilung dar, sind jedoch mit Strahlenexposition und einer beschränkten Aussagekraft hinsichtlich der funktionellen Frakturstabilität verbunden. Daher besteht ein Bedarf an ergänzenden, nicht invasiven Verfahren zur Beurteilung der Frakturheilung und frühzeitigen Identifikation von Komplikationen.

Klinische Studien liefern Hinweise, dass Veränderungen spatio-temporaler Gangparameter, wie unter anderem der Schrittlänge, der Schrittfrequenz oder der Dauer der Standphase, Rückschlüsse auf die Rekonvaleszenz nach Tibia- und Sprunggelenkfrakturen ermöglichen könnten. Untersuchungen an Ganggesunden belegen jedoch, dass diese Parameter von der Ganggeschwindigkeit abhängen.

Zielsetzung: Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Verlauf der Ganggeschwindigkeit während der Frakturheilung zu untersuchen und den Einfluss der habituellen (beim freien Gehen) sowie der reproduzierbaren graduell gesteigerten (Laufband) Ganggeschwindigkeit auf spatio-temporale (Schrittlänge, prozentuale Standphasendauer, Schritthöhe, Schrittzeit) bzw. variabilitäts- und asymmetriebezogene Gangmerkmale zu analysieren.

Methodik/Ergebnisse: In einer prospektiven, longitudinalen Observationsstudie am Universitätsklinikum des Saarlandes wurden 62 PatientInnen (24 Frauen, 38 Männer; mittleres Alter $51,0 \pm 16,6$ Jahre) mit osteosynthetisch versorgten Tibia- oder oberen Sprunggelenkfrakturen (proximal $n = 15$; diaphysär $n = 12$; distal $n = 4$; OSG $n = 31$) über sechs Monate zu drei Follow-Up-Zeitpunkten mittels eines kamerabasierten Bewegungserfassungssystem (3D Motion Capture) untersucht. Eine alters- und geschlechts-gematchte Kontrollgruppe aus 19 ProbandInnen (8 Frauen, 11 Männer; mittleres Lebensalter: $50,5 \pm 17,6$ Jahre) diente zum Vergleich.

Die mittlere Ganggeschwindigkeit nahm im sechsmonatigen Beobachtungszeitraum signifikant zu ($p_{V1-2} = 0,002$; $p_{V2-3} = 0,022$), unabhängig von der Frakturlokalisation ($V_1 p = 0,188$; $V_2 p = 0,990$; $V_3 p = 0,982$). Zum letzten Messzeitpunkt bestand kein signifikanter Unterschied zwischen der Frakturkohorte und der Kontrollgruppe ($p = 0,138$). Es zeigte sich ein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen der Ganggeschwindigkeit und den spatio-

temporalen Gangparametern: Bei habitueller Ganggeschwindigkeit korrelierten Schrittlänge ($r = 0,425$; $p < 0,01$), Schritthöhe ($r = 0,536$; $p < 0,001$) und Schrittzeit ($r = -0,509$; $p < 0,001$) mit dem Gangtempo. Unter reproduzierbaren Laufbandbedingungen zeigten sich noch stärkere Zusammenhänge für Schrittlänge ($r = 0,938$; $p < 0,001$), Schritthöhe ($r = 0,682$; $p < 0,001$) und Schrittzeit ($r = 0,613$; $p < 0,001$). Auch die variabilitätsbezogene Gangdomäne erwies sich als geschwindigkeitsabhängig: Beim Gehen auf ebener Strecke korrelierte die Variabilität der Schrittzeit ($r = 0,199$; $p = 0,032$) und der prozentualen Standphasendauer ($r = -0,194$; $p = 0,036$) mit der Ganggeschwindigkeit, während unter den Bedingungen des Laufbands alle der vier untersuchten Variabilitätsparameter vom Gangtempo determiniert waren (Variabilität der Schrittzeit $r = -0,659$; $p < 0,001$, Variabilität der Schrittlänge $r = -0,659$; $p < 0,001$, prozentuale Standphasendauer $r = -0,786$; $p < 0,001$, Schritthöhe $r = 0,373$; $p < 0,001$). Die asymmetriebezogene Gangdomäne zeigte mit Ausnahme der prozentualen Standphasendauer ($r = 0,373$; $p < 0,001$) keinen linearen Zusammenhang mit der habituellen oder reproduzierbaren Ganggeschwindigkeit.

Diskussion/Schlussfolgerung: Die Ergebnisse verdeutlichen, dass räumliche und rhythmusbezogene Gangparameter sowie die variabilitätsbezogene Gangdomäne unterschiedlich stark von der Ganggeschwindigkeit determiniert werden und daher als isolierte Indikatoren zur Beurteilung der Frakturheilung nur eingeschränkt geeignet sind. Asymmetriebezogene Parameter könnten hingegen als robuste, weitgehend geschwindigkeitsunabhängige Monitoring-Instrumente zur Verlaufsbeurteilung der Frakturheilung in Betracht gezogen werden.

Abstract

Background: Tibial fractures are among the most common fractures of long bones and, with an incidence of up to 15%, show inadequate bone consolidation with the formation of nonunion. These contribute to the socioeconomic burden on the healthcare system due to complex and often lengthy treatments. Although conventional radiological methods are the diagnostic standard for assessing fracture healing, they are associated with radiation exposure and limited informative value regarding functional bone stability. Therefore, there is a need for complementary, non-invasive methods for assessing fracture healing and early identification of complications.

Clinical studies provide evidence that changes in spatio-temporal gait parameters, such as stride length, stride frequency, or stance phase duration, could allow conclusions to be drawn about convalescence after tibia and ankle fractures. However, studies on healthy walkers show that these parameters are dependent on walking speed.

Aim: The aim of this study was to investigate the course of walking speed during fracture healing and to determine the influence of habitual (when walking freely) and reproducible, gradually increased (treadmill) gait speed on spatio-temporal (stride length, percentage stance phase duration, step height, step time) and variability- and asymmetry-related gait characteristics.

Methods/Results: In a prospective, longitudinal observational study at Saarland University Hospital, 62 patients (24 women, 38 men; mean age 51.0 ± 16.6 years) with osteosynthetically treated tibial or upper ankle fractures (proximal $n = 15$; diaphyseal $n = 12$; distal $n = 4$; OSG $n = 31$) were examined over a period of six months at three follow-up points using a camera-based motion capture system (3D Motion Capture). An age- and gender-matched control group of 19 people (8 women, 11 men; mean age: 50.5 ± 17.6 years) served as a comparison.

The mean walking speed increased significantly during the six-month observation period ($p_{V1-2} = 0.002$; $p_{V2-3} = 0.022$), regardless of the fracture location (V_1 $p = 0.188$; V_2 $p = 0.990$; V_3 $p = 0.982$). At the last measurement point, there was no significant difference between the fracture cohort and the control group ($p = 0.138$). A significant linear relationship was found between gait speed and spatio-temporal gait parameters: at habitual gait speed, step length ($r = 0.425$; $p < 0.01$), step height ($r = 0.536$; $p < 0.001$) and step time ($r = -0.509$; $p < 0.001$) with walking speed. Under reproducible treadmill conditions, even stronger correlations were found for step length ($r = 0.938$; $p < 0.001$), step height ($r = 0.682$; $p < 0.001$) and step time ($r = 0.613$; $p < 0.001$). The variability-related gait domain also proved to be speed-dependent: When walking on a flat surface, the variability of step time ($r = 0.199$; $p = 0.032$) and the

percentage of stance phase duration ($r = -0.194$; $p = 0.036$) correlated with walking speed, whereas under treadmill conditions, all four variability parameters examined were determined by walking speed. (Variability of step time $r = -0.659$; $p < 0.001$, variability of step length $r = -0.659$; $p < 0.001$, percentage of stance phase duration $r = -0.786$; $p < 0.001$, step height $r = 0.373$, $p < 0.001$). With the exception of the percentage of stance phase duration ($r = 0.373$; $p < 0.001$), the asymmetry-related gait domain showed no linear relationship with habitual or reproducible walking speed.

Discussion/conclusion: The results illustrate that spatial and rhythm-related gait parameters as well as the variability-related gait domain are determined to varying degrees by gait speed and are therefore only of limited suitability as isolated indicators for assessing fracture healing. Asymmetry-related parameters, on the other hand, could be considered as robust, largely speed-independent monitoring instruments for assessing the progress of fracture healing.

1 Theoretische Grundlagen

1.1 Knochen

Das muskuloskelettale System setzt sich aus passiven Stützstrukturen, insbesondere Knochen, Knorpel, Bandscheiben und ligamentären Verbindungen, sowie der synergetisch koordinierten Skelettmuskulatur zusammen. Gemeinsam bilden sie die funktionelle Grundlage der menschlichen Lokomotion. [227] Darüber hinaus bestimmt der Bewegungsapparat den körperlichen Konstitutionstyp, schützt die inneren Organe mechanisch und erfüllt über das Knochenskelett zentrale Aufgaben in der Hämostase von Mineralstoffen und Hämatopoese. [69,140,162,170]

1.1.1 Morphologie

Auf Grundlage ihrer Beschaffenheit und Form lassen sich die etwa 220 Knochen des menschlichen Skelettes (95 paarige und 33 unpaarige) in verschiedene Typen einteilen: [9]

- Ossa longa (lange Knochen) z.B. Femur, Humerus, Tibia
- Ossa brevia (kurze Knochen) z.B. Hand- und Fußwurzelknochen
- Ossa plana (platte Knochen) z.B. Beckenschaufel, Sternum
- Os sesamoideum (Sesambein) z.B. Patella
- Ossa irregularia (keiner der oben genannten Gruppen zuzuordnen) z.B. Oberkiefer, Keilbein und Stirnbein, die aufgrund von luftgefüllten Räumen auch als Ossa pneumatica bezeichnet werden. [227]

Die Tibia zählt zu den Ossa longa und wird aufgrund der bereits während der Embryogenese angelegten Markhöhle als Röhrenknochen klassifiziert. [227] Röhrenknochen bestehen aus einer zentral gelegenen, zylindrischen Diaphyse sowie den proximal und distal angrenzenden Epiphysen. Letztere ermöglichen die reibungsarme Artikulation mit benachbarten Knochen (Diarthrosen). Der Übergangsbereich zwischen Diaphyse und Epiphyse wird als Metaphyse bezeichnet. Große Knochenvorsprünge, die der Insertion von Sehnen und Bändern dienen, werden als Apophysen bezeichnet. [9]

1.1.2 Makroskopische Anatomie des Röhrenknochens

Der longitudinale Schnitt eines Röhrenknochens verdeutlicht die Morphologie des Knochengewebes. Die äußere Begrenzung des Knochens wird durch das zweischichtige Periost gebildet, ausgenommen sind die mit Knorpel bedeckten epiphysären Gelenkflächen. [137,227] Die innere Schicht des Periostes, das sogenannte Stratum osteogenicum (Kambiumschicht), weist eine hohe Zelldichte sowie eine ausgeprägte Vaskularisation auf und

enthält mesenchymale Stammzellen, die für die osteogene Regeneration von Bedeutung sind. [57,137] Direkt an das Periost anschließend liegt die Substantia compacta, deren struktureller Aufbau durch eng gelagerte Knochenlamellen geprägt ist. Morphologisch distinkt davon grenzt sich die zentral gelegenen Substantia spongiosa ab, deren schwammartige Architektur aus feinen Knochentrabekeln (Knochenbälkchen) besteht. [137]

Die epiphysären Abschnitte der Ossa longa weisen ein an die jeweilige mechanische Belastung adaptiertes Trabekelwerk auf, das dem Knochen eine hohe Stabilität bei gleichzeitig geringem Gewicht verleiht. In der Diaphyse ist die Substantia compacta besonders ausgeprägt. Der Raum zwischen den Knochentrabekeln bildet das Cavum medullare (Markhöhle) und wird von Endost ausgekleidet. [137,227]

1.1.3 Mikroskopische Anatomie des Knochengewebes

Das Knochengewebe ist eine spezialisierte Form des Binde- und Stützgewebes, das durch die Einbettung differenzierter Osteozyten in eine mineralisierte extrazelluläre Matrix gekennzeichnet ist. [53] Diese Hartsubstanz besteht zu etwa 20 % aus Wasser; die verbliebene Trockensubstanz setzt sich zu etwa zwei Dritteln aus anorganischen Komponenten (hauptsächlich Hydroxylapatit, einem hydroxylierten Calciumphosphatsalz) und zu 30 - 35 % aus organischen Bestandteilen zusammen. Letztere umfassen überwiegend Kollagenfasern vom Typ-1 und verschiedene Knochenproteine. [69,168] Die genaue Zusammensetzung des Knochengewebes unterliegt physiologischen Schwankungen und kann in Abhängigkeit von Faktoren wie mechanischer Beanspruchung, Alterung, Geschlecht oder Krankheitsprozessen variieren. [53] Die Synergie zwischen den kristallinen Mineralsalzen und den Kollagenfibrillen verleiht dem Knochengewebe sowohl Druck- als auch Zugfestigkeit. [122,137]

Knochengewebe ist kein statisches Gewebe, sondern unterliegt kontinuierlichen, lebenslangen Umstrukturierungsprozessen (engl. „bone remodeling“), an dessen Vorgängen spezialisierte Zelltypen beteiligt sind. Osteoblasten, die aus mesenchymalen Osteoprogenitorzellen hervorgehen, synthetisieren das zunächst noch nicht mineralisierte Osteoid. Nach ihrer vollständigen Einbettung in die Knochenmatrix durchlaufen sie ihre terminale Differenzierung und gehen in den Zustand reifer Osteozyten über. Osteoklasten werden dem mononukleär-phagozytären System zugeordnet und sezernieren Proteasen, die den Abbau organischer Knochenmatrix ermöglichen und auf diese Weise zur Mineralstoffhomöostase sowie dem Umbau und Regeneration des Knochens beitragen. [53,69,162,168]

Ausgehend von der räumlichen Organisation der extrazellulären Matrix lassen sich zwei histologische Typen von Knochengewebe voneinander abgrenzen: Geflechtknochen und Lamellenknochen. [137] Der primäre, unreife auch als Geflechtknochen bezeichnete Typ, entsteht in erster Linie während der fetalen Ossifikation, im Rahmen der sekundären Frakturheilung sowie bei stoffwechselbedingten Umbauprozessen des Knochens. Da der Geflechtknochen nur eine geringe mechanische Stabilität aufweist, wird er im Verlauf der Osteogenese sukzessive durch den belastbareren Lamellenknochen ersetzt. [9,53,162]

Der Lamellenknochen zeigt knochenarchitektonische Divergenzen: In den Epiphysen der Ossa longa überwiegt die Spongiosa, deren Lamellen flächig und parallel zur Oberfläche der Trabekel angeordnet sind. In der Kompakta bildet das Osteon, bestehend aus konzentrisch um einen Zentralkanal (Havers-Kanal) angeordneten Kollagenfasern, das strukturelle Grundprinzip. Die Nutrition erfolgt über die Volkmann-Kanäle, die rechtwinklig zum Havers-Kanal verlaufen und Blutgefäße führen. Zwischen den Osteonen liegen sogenannte Schaltlamellen (Residuen früherer Osteone), die infolge des kontinuierlichen Knochenumbaus entstehen und zur Verdichtung der Knochenmatrix beitragen. [22,53,137,207,227]

1.2 Frakturen

Eine Fraktur bezeichnet eine vollständige oder partielle unphysiologische Unterbrechung der Kontinuität des Knochengewebes. Diese entsteht insbesondere bei traumatischen Frakturen, wenn eine extern einwirkende Kraft die strukturelle Belastbarkeit des Knochens überschreitet und ein Frakturspalt entsteht, der den Knochen in (mehrere) Fragmente teilt. [22,53,162] Auf Grundlage ihrer Ätiologie werden traumatische-, pathologische (hervorgerufen durch strukturelle Vorschädigung wie etwa maligne Erkrankung) und Ermüdungsfrakturen (verursacht durch repetitive Mikrotraumata) voneinander abgegrenzt. [22,162] Traumatische Frakturen lassen sich zusätzlich anhand der Art der Richtung des wirkenden Kräftevektors weiter unterteilen, etwa in Biege-, Torsions-, Kompressions-, Trümmer- und Luxationsfrakturen. [86]

Zur systematischen Beschreibung von Frakturen stehen verschiedene Klassifikationssysteme zur Verfügung, die sich überwiegend am Therapiebedarf orientieren. International am weitesten verbreitet ist die von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) entwickelte AO-Klassifikation, die auf der 1990 von M. Müller et al. 1990 publizierten "Comprehensive Classification of Fractures (CCF)" basiert. [147] Das Ziel der AO-Klassifikation ist die Schaffung einer einheitlichen Nomenklatur, welche die Wahl geeigneter Therapieoptionen ebenso erleichtert wie die Einschätzung von Risiken und Prognosen. Die Grundlage hierfür bildet ein alphanumerischer Code, der Angaben zur Frakturlokalisierung, Röntgenmorphologie und therapeutischen Komplexität zusammenführt. [22,66,86] Die erste

Ziffer bezeichnet den betroffenen Knochen (1 = Humerus, 2 = Radius/Ulna, 3 = Femur/Patella, 4 = Tibia/Fibula, 5 = Wirbelsäule, usw.), während die zweite Ziffer das Segment des gebrochenen Knochens eingrenzt (1 = proximal, 2 = diaphysär, 3 = distal). Bei Knochen mit besonderen anatomischen Strukturen, wie etwa den Malleolen von Tibia und Fibula, wird zusätzlich ein viertes Segment unterschieden. [66,159] Der anschließende Buchstabe (A-C) beschreibt die jeweilige Frakturmorphologie. [66,147]

Bei Frakturen im Bereich des OSG wird ergänzend zur AO-Klassifikation häufig die Weber-Klassifikation herangezogen, die vor allem der Orientierungshilfe für die Therapie dient. Maßgeblich für die Weber-Klassifikation ist die Höhe der Frakturlinie des lateralen Malleolus (Fibula) im Verhältnis zur Syndesmose tibiofibularis. Entsprechend werden Frakturen distal der Syndesmose als Weber A, Frakturen auf Höhe der Syndesmose als Weber B und Frakturen proximal der Syndesmose als Weber C klassifiziert. [220]. Im klinischen Alltag gebräuchlich ist zudem eine rein deskriptive Unterteilung in uni-, bi- und trimalleolare Frakturen, abhängig von der Anzahl der betroffenen knöchernen Strukturen (Malleolus lateralis und medialis, dorsale Tibiakante). Trimalleolare Frakturen schließen neben dem frakturierten Innen- und Außenknöchel auch den zeitgleichen Abriss der posterioren (Volkman-Dreieck) und/oder anterioren distalen Tibiakante (Tubercule de Chaput) ein. Der „dritte Malleolus“ stellt somit keine eigenständige anatomische Struktur dar, sondern bezeichnet lediglich diese Absprengung. [81,88]

1.2.1 Grundlagen der Frakturheilung

Die Rekonvaleszenz frakturierter Knochen beruht auf komplexen Regenerationsprozessen, deren Erfolg maßgeblich von einer adäquaten Vaskularisation, einer exakten anatomischen Reposition sowie einer stabilen Retention abhängt. [40,59,69,141] Im Rahmen der indirekten Frakturheilung, wie sie typischerweise nach osteosynthetischer Versorgung auftritt, betonen mehrere Übersichtsarbeiten den förderlichen Einfluss interfragmentärer axialer Mikrobewegungen auf die Kallusbildung. [40,52,111,140]

Die mechanischen Anforderungen verändern sich im Verlauf des Heilungsprozesses: Während initial eine strikte Immobilisation erforderlich ist, fördert eine graduelle Steigerung der postoperativen Abrollbelastung die knöcherne Konsolidierung. [14,15,40,52,140]

Die Knochenheilung wird sowohl durch frakturspezifische Faktoren wie der Frakturmorphologie, der biomechanischen Stabilität, Begleitverletzungen und lokaler Infektionen als auch durch patientInnen- und lebensstilspezifische Risikofaktoren beeinflusst. Zu Letzteren zählen insbesondere ein fortgeschrittenes Lebensalter, Mangel- und Fehlernährung, hormonelle Dysbalancen, pharmakologische Wechselwirkungen wie auch

Suchtmittelabusus. [38,59,69,79,165,210,228] Zusätzlich können systemische inflammatorische Zustände, wie sie bei Erkrankungen wie Diabetes mellitus, rheumatoider Arthritis, Polytrauma oder Sepsis auftreten, den Heilungsverlauf verzögern und die Komplikationsrate erhöhen. [40]

1.2.2 Ablauf der Frakturheilung

Knochen gehören zu den wenigen Gewebetypen des menschlichen Körpers, die nach Verletzungen ohne die Bildung einer faserigen Narbenstruktur regenerieren. Im Rahmen der Rekonvaleszenz von Frakturen wird zwischen der primären (direkten) und der sekundären (indirekten) Frakturheilung unterschieden. [140,154,162] Abhängig von der durch therapeutische Interventionen erzielten Stabilität kann auch eine Kombination beider Mechanismen eintreten. [193]

1.2.2.1 Primäre (direkte) Frakturheilung

Die primäre Frakturheilung ist dadurch gekennzeichnet, dass die Frakturfragmente ohne Bildung eines kallösen Zwischengewebes überbrückt werden. [115] Voraussetzungen hierfür sind eine exakte anatomische Reposition sowie eine suffiziente Retention des Knochens. Trotz intraoperativer Maßnahmen wie der (offenen) Reposition in Kombination mit osteosynthetischer Fixation lassen sich in der klinischen Praxis häufig die Bedingungen für eine direkte Regeneration von Lamellenknochen nicht vollständig realisieren, so dass in der Mehrheit der Fälle die sekundäre (indirekte) Heilungsform einsetzt. [38,40,86] Die Unterteilung der primären Knochenheilung in Spalt- und Kontaktheilung erfolgt anhand der Breite des Frakturspalts: Während bei der Kontaktheilung unmittelbar Lamellenknochen gebildet wird, entsteht bei der Spalthheilung zunächst Geflechtknochen. [137,140]

1.2.2.2 Sekundäre (indirekte) Frakturheilung

Im Falle einer Fraktur, bei der der Frakturspalt infolge unzureichender Reposition, fehlender Stabilität oder konservativen Therapie übermäßigen mikromechanischen Belastungen ausgesetzt ist, [140] erfolgt ein streng regulierter Regenerations- und Umbauprozess, der als indirekte Frakturheilung oder Kallusheilung bezeichnet wird. [149] Dieser verläuft in drei Phasen: dem inflammatorischen Stadium, dem Proliferations- und dem Remodeling-Stadium. [168] Im inflammatorischen Stadium führt die traumabedingte Läsion des stark vaskularisierten Periostes zur Ausbildung eines Hämatoms im Frakturspalt. [193] Die resultierende hypoxische Gewebsschädigung induziert an den Frakturändern lokale inflammatorische Prozesse, die durch die chemotaktische Migration von Immunzellen verstärkt werden. [11,59,162,193]

Bereits innerhalb der ersten Woche bildet sich Granulationsgewebe, dass sich zu einem primitiven Kallus organisiert. Dieser reduziert die Beweglichkeit der Frakturfragmente und gewährleistet eine erste mechanische Stabilität. [162] Im proliferativen Stadium bzw. Fibroplasie-Stadium erfolgt die Organisation des Frakturhämatoms. Durch die vermehrte Expression spezifischer Wachstumsfaktoren differenzieren mesenchymale Vorläuferzellen zu Chondroblasten und Osteoblasten, welche einen knorpeligen, weichen Kallus aufbauen. [129] Dieser wird im Verlauf durch enchondrale Ossifikation in einen mineralisierten, harten Kallus überführt, der die Stabilität im Bereich der Osteotomie deutlich erhöht. [162] In der anschließenden Remodeling-Phase wird die Kallus-Matrix sukzessive durch lamellaren Knochen ersetzt. Durch diesen Umbauprozess wird die ursprüngliche Architektur des Knochens weitgehend wiederhergestellt und die mechanische Belastbarkeit des Knochens nahezu vollständig zurückgewonnen. [162] Die Mineralisierung kann sich über mehrere Monate bis Jahre erstrecken, wobei jedoch nach etwa sechs Monaten eine ausreichende Festigkeit erreicht ist. [168]

1.3 Frakturen des Unterschenkels

Die morphologisch und funktionell unterschiedlichen Röhrenknochen Tibia und Fibula sorgen durch ihre artikulären Verbindungen im proximalen und distalen Tibiofibulargelenk, ihrer Beteiligung am OSG sowie über die Membrana interossea cruris für die maßgebliche Stabilität der gesamten unteren Extremität (vgl. Abb. 1) [25,27] Die hauptsächliche Lastübertragung vom Femur auf das Fußskelett erfolgt über die Tibia. [9] Aufgrund ihres dreikantigen Querschnitts und der lediglich fronto-medialen Weichteildeckung, die sich hier auf Haut beschränkt, weist insbesondere die Diaphyse der Tibia eine erhöhte Vulnerabilität gegenüber Verletzungen durch direkte Traumata auf. [27,145]

Der Begriff "Unterschenkelfraktur" weist vor allem in der englischsprachigen Literatur eine uneinheitliche Präzision auf. Der Verwendung nach versteht man darunter eine kombinierte Fraktur des Schien- und Wadenbeins, während isolierte Verletzungen der einzelnen Knochen gezielt als Tibia- oder Fibulafraktur

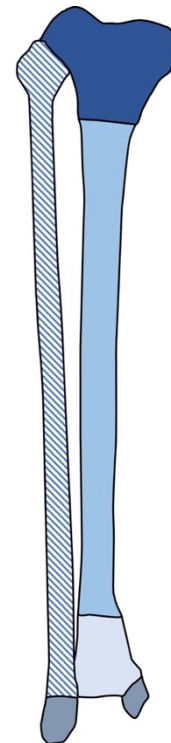


Abb. 1 Frakturlokalisation am Unterschenkel gemäß der AO- Klassifikation. (Abbildung modifiziert nach [215])

blau = proximale Tibia (AO 41), hellblau = diaphysäre Tibia (AO 42), hellgrau = diaphysäre Tibia (AO 43), grau = Malleoli der Tibia und Fibula (AO 44), grau-schraffiert = Fibula

bezeichnet werden. [55,77,142] Im ICD-10 (International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems) der Weltgesundheitsorganisation (WHO), erfolgt die Kodierung von Frakturen im Bereich des Unterschenkels unter dem Code "S82." [35] Die folgenden Ausarbeitungen befassen sich mit isolierten (proximalen, diaphysären, distalen) Frakturen des Schienbeines sowie des oberen Sprunggelenkes (OSG), einschließlich des lateralen Malleolus der Fibula.

1.3.1 Epidemiologie und Ätiologie von Frakturen der Tibia

Das Schienbein war Ende der 1990er Jahre der in den USA am häufigsten frakturierte lange Röhrenknochen. [95,195] Daten des Swedish Fracture Register zufolge betrug die Inzidenz tibialer Frakturen Mitte der 2010er Jahre 53 pro 100.000 Einwohner. Proximale Tibiafrakturen bildeten mit 27 pro 100.000 Einwohner die häufigste Lokalisation, gefolgt von Tibiaschaftfrakturen (16 pro 100.000 Einwohner) und distalen Tibiafrakturen (10 pro 100.000 Einwohner). [198] Frakturen des OSG, einschließlich uni-, bi- und trimalleolarer Formen, treten mit einer Häufigkeit von etwa 180 pro 100.000 Personen auf. [45] Für Deutschland zeigen die Erhebungen des Statistischen Bundesamts ein vergleichbares Verteilungsmuster, wenngleich deren Aussagekraft durch die Beschränkung auf stationäre ICD-10-codierte PatientInnenfälle limitiert ist. [180] Darüber hinaus bestehen geschlechtsspezifische und ätiologische Unterschiede zwischen den Inzidenzen der einzelnen Frakturlokalisationen. [42,50,62,106,124,180]

1.3.2 Therapeutisches Vorgehen bei Frakturen der Tibia

Das präklinische Management schwerstverletzter PatientInnen erfolgt standardisiert nach dem ATLS-Konzept (Advanced Trauma Life Support). [205] Die klinische Diagnostik gliedert sich in ein strukturiertes Stufenschema, aus Anamnese, klinischer Untersuchung und radiologischer Diagnosesicherung in zwei Bildebenen. Bei unklaren intraartikulären Frakturverläufen oder dem Verdacht auf dislozierte Fragmente gilt die Computertomografie (CT) des betroffenen Gelenkes als diagnostischer Goldstandard. [24,50,86] Die operative unfallchirurgische Versorgung erfordert ein umfassendes biomechanisches Verständnis der Fraktur. [151] Fakultativ kann eine präoperative Magnetresonanztomographie (MRT) induziert sein [81], um potenziell notfallmedizinisch relevante Begleitverletzungen, insbesondere von Weichteilen, Nerven, oder Gefäßen, im Sinne eines drohenden Kompartmentsyndroms (pathologischer Druckanstieg innerhalb osteofaszialer Logen) frühzeitig zu erkennen.

Das vorrangige therapeutische Ziel besteht in der Wiederherstellung der prätraumatischen Beinachse, Beinlänge sowie der Gelenkkontinuität, um eine schmerzfreie bipedale

Lokomotion zu gewährleisten. [178,215] Gleichzeitig gilt es, das Risiko schwerwiegender Komplikationen wie Pseudarthrosen (ausbleibende Heilung), Malunion (fehlerhafte Fraktur-ausrichtung), verzögerte Frakturheilung und Infektionen im Rahmen der Frakturversorgung zu vermeiden. [46,50,139]

Bei Erwachsenen wird die konservative Therapie lediglich in Ausnahmefällen eingesetzt, wie etwa bei nicht dislozierten Tibiaschaftfrakturen mit geringer Varus-Valgus-Abweichung, bei erheblich vorerkrankten Personen oder bei PatientInnen mit erhöhtem Operationsrisiko, beispielsweise bei Tibiakopffrakturen. In solchen Fällen erfolgt in der Regel eine etwa acht- bis zehnwöchige Gipsimmobilisation unter obligater Thromboseprophylaxe. [139,155]

Überblick verfügbarer Osteosyntheseverfahren:

Das Spektrum ossärer Verletzungen, die eine Osteosynthese erforderlich machen, umfasst vorrangig offene, dislozierte, mehrfragmentäre Frakturen sowie Frakturen mit begleitenden Nerven- und Gefäßläsionen. [86]

Die gebräuchlichsten Osteosyntheseverfahren zur Behandlung von Tibiafrakturen sind:

Fixateur externe: Im Rahmen des Konzepts der „Damage Control Surgery“ [139] erfolgt bei komplexen Frakturen mit ausgeprägter oder offener Weichteilschädigung sowie bei PatientInnen mit multiplen Verletzungen zunächst eine temporäre Stabilisierung mittels Fixateurs externe. [105,210] Dieses minimalinvasive Verfahren beruht auf dem Prinzip der indirekten Fragmentreposition durch Ligamentotaxis und ermöglicht so eine Frakturversorgung ohne eine direkte Manipulation im Frakturbereich (vgl. Abb. 2). [86,190] Diese Methode bietet die Vorteile einer raschen und kosteneffizienten Frakturversorgung bei gleichzeitig geringem Blutverlust, [74] dennoch sind einige Limitationen zu berücksichtigen. Zum einen wird die Handhabung des Fixateurs von PatientInnen nicht selten als belastend und unkomfortabel wahrgenommen, zum anderen besteht ein relevantes Risiko für das Auftreten absteigender Pin-Infektionen. [190] Aus diesem Grund wird üblicherweise ein zeitnahe konsekutiver Verfahrenswechsel zu internen Osteosynthesesystemen oder, alternativ, eine konservative Frakturretention angestrebt. [190,199] Bei offenen Frakturen ist zudem eine frühzeitige antibiotische Therapie obligat, die je nach Befund durch ein chirurgisches Debridement ergänzt werden kann, um infektionsbedingte Komplikationen zu verhindern. [20,34,56,82,176] In besonderen Situationen, beispielsweise bei ausgeprägten Weichteildefekten, kann der Fixateur externe auch als definitive Versorgungsstrategie in Betracht gezogen werden. [91]

Platten- und Schraubenosteosynthese: Epiphysenfrakturen langer Röhrenknochen lassen sich in der Regel durch eine isolierte (Zug-) Schraubenosteosynthese suffizient stabilisieren.

Metaphysäre Frakturen hingegen erfordern zumeist eine kombinierte Platten- und Schraubenosteosynthese. [86] Beim konventionellen Plattenosteosyntheseverfahren fungiert nach anatomischer Reposition der Fraktur eine der Knochenkontur angepasste Neutralisationsplatte als interner Kraftträger, durch welche die Fraktur stabilisiert wird und die zugleich die einwirkenden Druck-, Biege- und Torsionskräfte über den Frakturspalt leitet, wie Abb. 2 veranschaulicht. [86] Obwohl dieses Verfahren früher weite Anwendung fand, wird es heute nur noch selten eingesetzt. Grund dafür ist, dass der erforderliche Anpressdruck der Platte auf das Periost die lokale Perfusion erheblich beeinträchtigen kann. Moderne winkelstabile Implantate bieten hier einen entscheidenden Vorteil: Durch eine formschlüssige Verzahnung von Schraubenkopf und Plattengewinde lässt sich eine stabile Fixation erzielen, ohne die periostale Perfusion in vergleichbarem Maße zu beeinträchtigen. [86,181,214]

Marknagel: Die Marknagelosteosynthese wird aufgrund der vergleichsweise geringen Komplikations- und Reoperationsraten als Standardverfahren zur Versorgung offener und geschlossener Tibiaschaftfrakturen angesehen. [130,135] Ein wesentlicher Vorteil dieser Methode besteht in der Möglichkeit der frühzeitigen Vollbelastung der frakturierten Extremität, [75,132] wodurch immobilisationsbedingten Komplikationen wie Thrombosen und Muskelatrophie reduziert werden können. [43,92]

Die Wahl der Operationstechnik erfolgt in Abhängigkeit von der Lokalisation der Fraktur sowie dem betroffenen Röhrenknochen. Bei Tibiaschaftfrakturen wird nach erfolgter anatomischer Reposition die Stabilisierung der Fraktur durch einen intramedullären Kraftträger erreicht, der proximal der Tuberositas tibiae in den Markraum eingebracht wird. Zur Vermeidung sekundärer Dislokation infolge axialer oder rotatorischer Kräfte besteht die Möglichkeit, den Marknagel distal und proximal der Fraktur mittels Verriegelungsbolzen zu sichern, wie in Abb. 2 schematisch dargestellt. [86,97,98] Der infrapatellare Zugangsweg ermöglicht zwar eine minimal-invasive und weichteilschonende Osteosynthese, [101,132] wobei im postoperativen Verlauf dennoch eine erhöhte Inzidenz anteriorer Knieschmerzen beschrieben wird. [47,200,204]

Die Entscheidung zwischen einer aufgebohrten oder nicht gebohrten Eröffnung des Markraumes, der Verwendung von winkelstabiler oder konventioneller Verriegelungsbolzen, sowie die Auswahl spezifischer Nageldesigns beeinflusst die postoperative Perfusion, die biomechanische Stabilität, das Infektionsrisiko und die zu erwartende Heilungsdauer. [98,123] Eine eindeutige Evidenz zur Überlegenheit einzelner Techniken liegt bislang jedoch nicht vor. [55] Durch die Weiterentwicklung moderner Implantat-Designs mit multidirektionale Verriegelungsoptionen ist heute auch die zuverlässige Versorgung bei distalen, proximalen sowie metaphysären Tibiafrakturen möglich. [107,118]

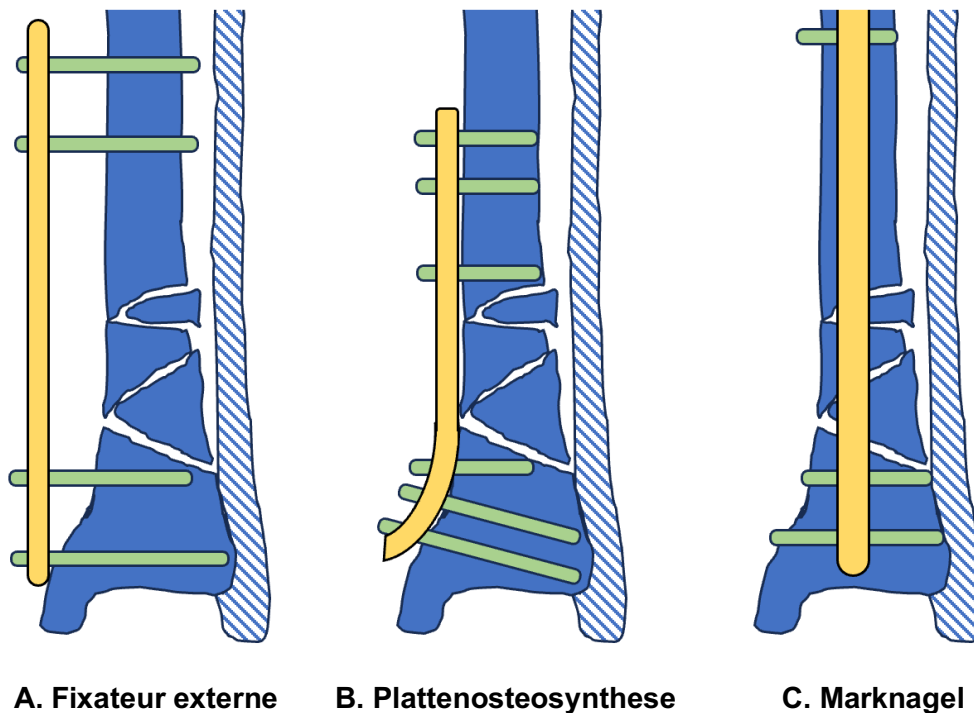


Abb. 2 Schematische Darstellung der wichtigsten Osteosyntheseverfahren zur Frakturstabilisierung langer Röhrenknochen. Gezeigt sind (A) die externe Osteosynthese mittels Fixateur externe, (B) interne Osteosynthese durch Plattenosteosynthese sowie (C) die intramedulläre Stabilisierung mittels Marknagel. Modifiziert nach [82]

1.3.3 Postoperatives Management

Die Prävention postoperativer Komplikationen infolge einer inadäquaten Abrollbelastung, sei es durch eine Überbelastung oder einer unzureichenden Beanspruchung, stellt eine zentrale Herausforderung in der frakturspezifischen Rehabilitation dar. Eine nicht angepasste Belastung kann die Stabilität der Reposition beeinträchtigen und den Heilungsprozess erheblich verzögern. [8,50,77] Um Mobilisation gezielt zu steuern, hat die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) richtungsweisende Empfehlungen formuliert, die sowohl den Stabilitätsgrad der Fraktur als auch stufenweise Belastungsvorgaben berücksichtigen. [19] In der klinischen Umsetzung zeigt sich jedoch eine teils heterogene Adhärenz der PatientInnen bezüglich der konsequenten Umsetzung dieser Vorgaben. [29]

Bei proximalen Tibiafrakturen wird eine mehrwöchige Teilbelastung [von 15 - 20 Kg am Universitätsklinikum des Saarlandes (UKS)] empfohlen, welche in Abhängigkeit vom radiologisch evaluierten Konsolidierungsgrad der Fraktur sukzessive gesteigert wird. [50] Nach einer intramedullären Nagelosteosynthese, wie sie gewöhnlich bei diaphysären Frakturen Anwendung findet, ist demgegenüber in der Regel eine frühzeitigere Belastungssteigerung möglich. [75,132] Ergänzend ist stets eine risikoadaptierte Thromboseprophylaxe entsprechend dem individuellen thromboembolischen Risikoprofil obligat. [10]

1.3.4 Komplikation bei der Heilung von Frakturen der Tibia

Die Dauer der knöchernen Rekonvaleszenz variiert erheblich und wird durch eine Vielzahl frakturspezifischer sowie patientInnenbezogener Faktoren determiniert. [7,80,179] Eine der häufigsten und zugleich folgenschwersten Komplikationen stellt die verzögerte oder ausbleibende ossäre Konsolidierung dar, [32,38,71,193] die insbesondere bei Frakturen der langen Röhrenknochen wie der Tibia in bis zu 8 - 15 % der Fälle auftritt. [59,228] Diese trägt nicht zuletzt infolge erhöhter Morbidität und gesteigerten Raten an Rehospitalisierungen zur ökonomischen Belastung des Gesundheitssystems bei. [95,109,179]

Ein zentrales Problem, das sowohl die klinische Praxis als auch die wissenschaftliche Literatur betrifft, liegt im Fehlen einer einheitlichen Nomenklatur und eines allgemein akzeptierten Konsenses hinsichtlich der zeitlichen, klinischen und radiologischen Kriterien zur Differenzierung zwischen verzögerter und ausbleibender ossärer Heilung. [21,44,153,164] Besonders deutlich treten hierbei Unterschiede zwischen dem deutschsprachigen und angloamerikanischen Sprachraum hervor. [30]

In Deutschland erfolgt die Klassifikation überwiegend zeitbasiert, wobei neben dem radiologischen Befund auch klinische Parameter wie persistierende Schmerzen oder die pathologische Beweglichkeit in die Bewertung einfließen. [11,80] Eine verzögerte Heilung wird demnach bei unzureichender ossärer Konsolidierung nach vier Monaten angenommen, eine ausbleibende Heilung oder Pseudarthrose ab sechs Monaten. [64]. Im Gegensatz dazu definiert die US-amerikanische Food and Drug Administration eine „non-union“ (Pseudarthrose) primär anhand zeitlicher Kriterien. Demnach liegt eine Pseudarthrose vor, wenn eine Fraktur über neun Monate persistiert und innerhalb von mindestens drei Monaten keine Anzeichen auf Heilung zeigt. [30,44]

Die European Society of Tissue Regeneration in Orthopedics and Traumatology sowie die AO Foundation betont in ihrer Definition den Stellenwert des ärztlichen Ermessens: Eine Pseudarthrose liegt demnach vor, wenn nach Einschätzung der Behandelnden ohne erneute therapeutische Intervention keine Heilung mehr zu erwarten ist; unabhängig von der bisherigen Behandlungsdauer. [65]

Die Morphologie des gebildeten Knochenkallus ermöglicht eine weiterführende Einteilung der verzögerten Frakturheilung in hypertrophe, atrophe und oligotrophe Formen, welche jeweils unterschiedlichen pathophysiologischen Ursachen zugeordnet werden. [11,179]

Die therapeutischen Ansätze umfassen ein breites Spektrum konservativer, operativer sowie pharmakologischer Maßnahmen. Zu den konservativen Verfahren zählen insbesondere die extrakorporale Stoßwellentherapie sowie die elektromagnetische und niederfrequente Ultraschall-Stimulation. [78,89,128] Operative Revisionsverfahren schließen unter anderem die Dynamisierung des Marknagels ein. [96] Durch das selektive Entfernen einzelner

Verriegelungsbolzen lässt sich eine kontrollierte mikroaxiale Beweglichkeit im Frakturspalt erzeugen, die die ossäre Konsolidierung fördern kann, ohne die Rotationsstabilität wesentlich zu beeinträchtigen. [18,131,206,210] Ergänzend stehen pharmakologische und biologische Verfahren zur Verfügung, darunter die intermittierende Gabe von Parathormon sowie die Applikation osteoinduktiver Faktoren, wie Bone Morphogenetic Proteins (BMPs), die durch Stimulation der osteoblastären Aktivität bzw. Induktion osteogener Differenzierung gezielt die Osteogenese unterstützen. [110,172]

1.4 Das Gangbild

Das Gangbild beschreibt die individuelle Ausprägung der bipedalen Fortbewegung eines Menschen und weist selbst bei gesunden Erwachsenen eine erhebliche physiologische Variabilität auf, die durch Faktoren wie Körpergröße, Gewicht, Alter und Geschlecht determiniert wird. [73,183] Darüber hinaus lassen sich durch die rein visuelle Beobachtung des Gangverhaltens Rückschlüsse auf den Habitus sowie auf die psychisch-emotionale Verfassung einer Person ziehen. [49,87]

Um physiologische Gangmuster systematisch von pathologischen Abweichungen abzugrenzen, ist eine standardisierte Terminologie erforderlich. Als international anerkannte Referenz dient hierbei der in mehrere Phasen gegliederte Gangzyklus nach dem Rancho Los Amigos Medical Rehabilitation Center. [114,167]

1.4.1 Der Gangzyklus

Der Gangzyklus beschreibt beim Menschen den alternierenden Wechsel zwischen Schwung- und Standphase der beiden unteren Extremitäten, der durch wiederkehrende Bewegungsabläufe in der bipedalen Fortbewegung gipfelt. [94]

Ein vollständiger Gangzyklus beginnt mit dem Bodenkontakt eines Fußes und endet mit dem darauffolgenden Kontakt des ipsilateralen Fußes. Dieses Intervall entspricht einem Doppelschritt und umfasst die gesamte Stand- sowie Schwungphase der betrachteten Extremität, die sich funktionell weiter differenzieren lassen. [144] In der Standphase trägt eine Extremität das gesamte Körpergewicht (engl. single support), während das kontralaterale Bein eine vorwärts gerichtete Schwungbewegung ausführt, um die nächste Standphase einzuleiten. Die doppelte Unterstützungsphase (engl. double support), in der beide Füße Bodenkontakt aufweisen und die Gewichtsverlagerung zwischen den Extremitäten erfolgt, tritt jeweils zu Beginn und am Ende der Standphase auf und umfasst jeweils 10 % der Dauer eines Gangzyklus. Die Phase der einfachen Unterstützung (engl. single support) erstreckt sich über rund 40 % der Dauer der Schwungphase der kontralateralen Extremität. [5,94]

Der zweifüßige Gang stellt einen fließenden und kontinuierlichen Vorgang dar, der durch vier charakteristische Wipp-Bewegungen des Fußes, (engl. Rocker) während eines Doppelschrittes strukturiert wird. (vgl. Abb. 3) Diese "Rocker"-Bewegungen markieren die wechselnde Position der primären Bewegungsachsen, insbesondere des Sprunggelenks und des Fußes. Der Zyklus beginnt mit der Fersen-Wippe beim initialen Bodenkontakt des Fußes, gefolgt von der Sprunggelenk-Wippe während der Abrollbewegung (initiale und mittlere Standphase) und endet schließlich mit der Vorfuß- bzw. Großzehen-Wippe in der terminalen Stand- und Vorschwungphase kurz bevor das vorherige Standbein als Schwungbein den Boden verlässt. [94,144,174]

1.4.2 Standphase

Die Gesamtheit aller Standphasen umfasst etwa 60 % des gesamten Gangzyklus. [144]

Anfangskontakt (Initial contact) - Zeitspanne 0 % des Gangzyklus: Die erste Phase des Gangzyklus beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse auf den Untergrund. Aus der dadurch entstandenen Bodenreaktionskraft resultiert eine Instabilität im Sprunggelenk, Hüftgelenk und Rumpf. [94,174]

Belastungsübernahme (Loading response) - Zeitspanne 0 - 12 % des Gangzyklus: In dieser Phase fungiert die lasttragende Extremität als Stoßdämpfer, um die Belastung infolge des initialen Bodenkontaktes und der raschen Gewichtsverlagerung vom vorherigen Standbein auf die kontralaterale Seite zu kompensieren. Biomechanische Anpassungen im Hüft-, Knie- und Subtalgelenk [2,94] erfordern dabei die höchste muskuläre Aktivität des gesamten Gangzyklus. [83]

Mittlere Standphase (Mid stance) - Zeitspanne 12 - 31 % des Gangzyklus: Kennzeichnend für die mittlere Standphase ist die Abrollbewegung des lasttragenden Fußes vom Rück- zum Vorfuß. Zentral ist der sogenannte "Ankle rocker" - eine gerichtete Vorwärtsbewegung der Tibia, die durch kräftige Kontraktion der Wadenmuskulatur ermöglicht wird. [144,174]

Standphasenende (Terminal stance) - Zeitspanne 31 - 50 % des Gangzyklus: Eine kontrollierte Dorsalextension am Sprunggelenk leitet die dritte „Wippbewegung“ ein. Mit dem Verlust des Fersenkontakts zum Boden endet die Standphase. [144,192]

Schwungvorbereitung-Phase (Pre-swing) Zeitspanne 50 - 62 % des Gangzyklus: Die Vorschwungphase markiert den Übergang zwischen Stand- und Schwungphase. Beide Füße befinden sich gleichzeitig im Bodenkontakt. Eine kraftvolle Knieflexion des vorherigen Standbeins verkürzt die Dauer der Gewichtsverlagerung und bahnt die Schwungbewegung

der Extremität an. [2,83] Dadurch wird ein flüssiger und energieeffizienter Bewegungsablauf gewährleistet. [83]

1.4.3 Die Schwungphase

Die Schwungphase unterteilt sich in den Anfangs-, Mittel- und Endschwung, wobei die Summe aller Schwungphasen 40 % der Zeitspanne eines Doppelschrittes umfasst. [144] Der kinematische Ablauf ist wie folgt beschrieben: Im Anfangsschwung hebt sich der Fuß vom Untergrund, um in der Mittelschwungphase, durch eine vorwärts gerichtete Bewegung, die Extremität in der Endschwungphase für ein reibungsloses Aufsetzen auf dem Boden zu positionieren. [94,171]

Initiale Schwungphase (Initial-swing) - Zeitspanne 62 - 75 % des Gangzyklus: In der Phase des initialen Schwungs hebt sich der Fuß vom Untergrund ab. Da eine alleinige Dorsalextension des Sprunggelenks nicht ausreicht, wird die Vorwärtsbewegung des Beines durch die gleichzeitige Flexion des Knie- und Hüftgelenks unterstützt. [83,192] Eine präzise Muskelkoordination ist besonders in dieser Phase entscheidend, um das Risiko des Stolperns zu vermeiden. [83]

Mittlere Schwungphase (Mid-swing) - Zeitspanne 75 - 87 % des Gangzyklus: Die Mid-Swing-Phase ermöglicht eine kollisionsfreie Führung des schwingenden Beins am Standbein vorbei. Die Beckenstabilisierung gewährleistet die Kontrolle des Rumpfes, während die Kombination aus Oberschenkel-Flexion und Knie-Extension die Vorverlagerung der Tibia ermöglicht. [2,174] Am Ende des Bewegungsablaufs steht der Unterschenkel senkrecht über dem Untergrund, ohne diesen zu berühren. [83,136,192]

Endschwungphase (Terminal-swing) - Zeitspanne 87 - 100 % des Gangzyklus: In Vorbereitung auf den nächsten Bodenkontakt erfolgen gezielte biomechanische Anpassungen im Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Die ischiocrurale Muskulatur und der M. quadriceps femoris befinden sich in Kontraktionsbereitschaft [83], um ein sicheres Abrollen des Schwungbeins zu unterstützen. [2,136]

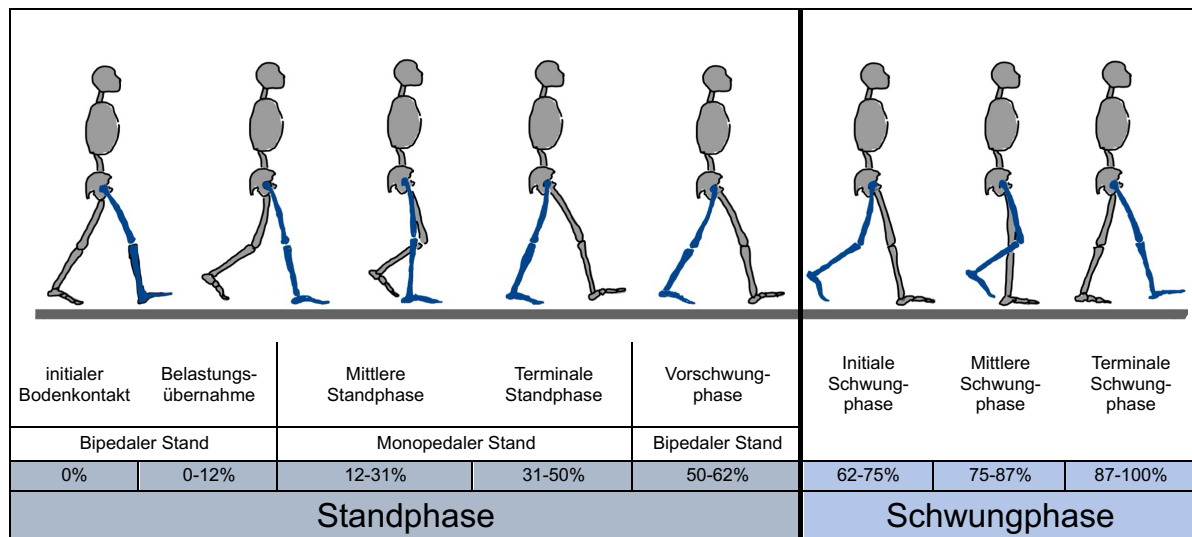


Abb. 3 Die (Einzel-)Phasen des Gangzyklus. Abbildung modifiziert nach [83,136]

1.5 Gangparameter

Die Überlieferungen des Werkes „De motu animalium“ (Bewegung von Tieren) des griechischen Philosophen Aristoteles (384 - 322 v. Chr.) verdeutlichen, dass bereits in der Antike ein Bestreben bestand, die Grundlagen des Gehens und der Fortbewegung zu erfassen. [2,12]

Heutzutage werden zur Quantifizierung bipedaler Bewegungsabläufe, abseits der rein visuellen Beschreibung des Gangbilds, sowohl instrumentelle Verfahren auf Basis von Beschleunigungsdaten von Inertialsensoren und Lagedaten von Gyroskopen, als auch präzisere markerbasierte optische Systeme eingesetzt. [94,104] Letztere nutzen überwiegend Infrarotkameras, um Positionsveränderungen retroreflektierender Marker-Kugeln zu detektieren, die an definierten Körpersegmenten der ProbandInnen angebracht sind. [161] Diese Verfahren sind vor allem in Bereichen der Medizin, Rehabilitation, Sportwissenschaft sowie der biomechanischen Forschung etabliert und dienen dort vor allem der Abgrenzung zwischen physiologischen und pathologischen Gangmerkmalen. [144,192] In der Neurologie leistet die instrumentelle Ganganalyse bereits einen wesentlichen Beitrag zur Funktionsdiagnostik, Therapieplanung sowie zur Verlaufskontrolle von Krankheits- und Heilungsprozessen. [13]

1.5.1 Spatio-temporale Gangparameter bei Ganggesunden

Spatio-temporale Gangparameter, darunter fallen unter anderem die Ganggeschwindigkeit, Einzel-, Doppelschrittlänge sowie Kadenz [51,114], werden in der Forschung und klinischen Praxis aufgrund ihrer intuitiven Interpretierbarkeit häufig zur Beschreibung und Quantifizierung von Gangabweichungen eingesetzt. [94] Eine besondere Bedeutung kommt hierbei der habituellen Ganggeschwindigkeit zu, da sie sich mit geringem methodischem Aufwand und hoher Kosteneffizienz erfassen lässt und sich besonders für die initiale Beurteilung des Gangvermögens eignet. [37,116,150,189] Zur Erhebung spatio-temporaler Gangparameter stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung, darunter optische 3D-Bewegungserfassungssysteme, Laufstege mit druckempfindlichen Platten oder Matten sowie Inertial-Messgeräte. [51,94,192] Die Gesamtheit der räumlich-zeitlichen Parameter lässt sich in unterschiedliche Domänen gliedern, die sich auf Geschwindigkeit, Rhythmus, Variabilität und Asymmetrie beziehen. [133,215]

Die habituelle Ganggeschwindigkeit, also das individuell als komfortabel empfundene Gangtempo, wird sowohl durch intrinsische Faktoren wie Alter, Geschlecht und Körperstatur als auch durch extrinsische Einflüsse, insbesondere soziokulturelle Determinanten, geprägt. [4,58,73,183] Empirische Untersuchungen zeigen beispielsweise, dass in urbanen Gebieten

lebende Personen tendenziell ein höheres Gangtempo aufweisen als ihre ländlichen Pendanten. [58] Hinzu kommt, dass situative Faktoren wie Motivation und emotionale Befindlichkeit das Gangverhalten zusätzlich beeinflussen. [49,183]

Beim sogenannten „freien Gehen“ wählen Individuen in der Regel ein Gangtempo, das den geringsten Energieaufwand erfordert. Abweichungen hiervon, sei es durch Beschleunigung oder Verlangsamung des Ganges, sind mit einem erhöhten Energieverbrauch verbunden. [108,189,219]

Murray et al. postulierten Mitte der 1960er Jahre, dass bei ganggesunden Erwachsenen Veränderungen der Ganggeschwindigkeit im Wesentlichen durch Anpassungen von Schrittlänge und Kadenz (Anzahl der Schritte pro Minute) zustande kommen. [156] Spätere Metaanalysen bestätigten diesen Zusammenhang sowohl beim Gehen auf ebenem Untergrund als unter standardisierten Laufbandbedingungen und dies über verschiedene Altersgruppen hinweg. [28,76] Eine Beschleunigung des Ganges ist demnach primär mit einer Zunahme der Kadenz verbunden, während andere rhythmusbezogene Parameter wie die Dauer der Standphase abnehmen; wird die Ganggeschwindigkeit verringert treten gegenteiligen Anpassungen auf. [17,28,76,196] Darüber hinaus beschrieben Jordan et al., dass mit abnehmender Ganggeschwindigkeit die Variabilität (Schritt-zu-Schritt-Schwankungen) spatio-temporaler Parameter zunahm, wohingegen ein höheres Gangtempo zu einer ausgeprägteren Gleichmäßigkeit der Abläufe des Gangzyklus führte. [108] Eine vorhandene Gangasymmetrie, d. h. die seitenungleiche Ausprägung eines Parameters zwischen rechter und linker Extremität, lässt sich bei ganggesunden Personen hingegen nicht eindeutig mit einer intendierten Veränderung der Ganggeschwindigkeit in Verbindung bringen. [169] Vielmehr ist bei Ganggesunden von einer weitgehenden Symmetrie grundlegender Gangparameter auszugehen. [192,209]

1.5.2 Adaptationsprozesse bei Ganggesunden auf dem Laufband

Laufbänder werden in wissenschaftlichen Untersuchungen bevorzugt eingesetzt, um geschwindigkeitsabhängige Veränderungen des Gangbildes unter möglichst standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen zu erfassen. Ihr Einsatz ist insbesondere dann sinnvoll, wenn räumliche oder ökonomische Restriktionen den Aufbau eines vollumfänglichen Gang- oder Bewegungslabors mit ausreichend langem Laufsteg limitieren. [226]

Das Gehen auf dem Laufband stellt selbst für ganggesunde Personen eine nicht alltägliche Situation dar [201], die zunächst eine sensomotorische Anpassung erfordert. In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben zur Dauer dieser Adaptionsphase. [142,201] Zu Beginn zeigen die meisten Personen üblicherweise ein vorsichtigeres Gangverhalten [16], das typischerweise durch eine signifikante verkürzte Schrittlänge, eine erhöhte Kadenz, eine

reduzierte Schwungphasendauer sowie eine verlängerte Doppelstützzeit (double support) gekennzeichnet ist. [3]

In Studien, in denen die ProbandInnen die Laufbandgeschwindigkeit selbst wählen konnten, entschieden sie sich in der Regel zu einem geringeren Tempo als beim Gehen auf einer vergleichbaren ebenen Strecke. [3,157]

Das häufig beschriebene Gefühl der Unsicherheit beim Gehen auf dem Laufband beruht im Wesentlichen auf einer sensorischen Inkongruenz: Während die propriozeptiven Rückmeldungen der unteren Extremitäten eine aktive Lokomotion des Körpers suggerieren, bleiben die korrespondierenden visuellen und vestibulären Reize aus, da keine reale Ortsänderung erfolgt. Darüber hinaus unterscheidet sich die Kinematik der lasttragenden Extremität während der Standphase deutlich vom Gehen auf festem Untergrund. Der Fuß hat keinen stabilen Bodenkontakt, sondern wird durch die rückwärtslaufende Bewegung des Laufbandes passiv nach hinten geführt. Diese veränderte Belastungssituation erhöht die Anforderung an die posturale Kontrolle und bedeutet somit eine zusätzliche motorische Herausforderung. [16]

Matsas et al. konnten zeigen, dass nach einer Adaptionphase von etwa sechs Minuten spatio-temporale Gangparameter mit einer hinreichenden Reliabilität erfasst werden können, die den Werten beim Gehen auf festen Boden weitgehend entsprechen. [142] Bei Personen über 65 Jahren zeigte sich hingegen, dass eine längere Adaptionszeit erforderlich ist, um sich vollständig an die Bedingungen eines Laufbandes anzupassen. [218]

1.5.3 Die Ganggeschwindigkeit als klinischer Parameter

Die instrumentelle Ganganalyse, insbesondere die Bestimmung der Ganggeschwindigkeit, hat zunehmend an Bedeutung für die Diagnose und Prognose gesundheitlicher Entwicklungen gewonnen. Mit zunehmendem Lebensalter lässt sich ein Rückgang der mittleren Ganggeschwindigkeit beobachten [121,186], der als prädiktiver Indikator für zentrale klinische Endpunkte wie Pflegebedürftigkeit, Hospitalisierungsrate, Mortalität [41,99,143,197,223] sowie kognitive Leistungsreduktion diskutiert wird. [1,85,112,120,203] Darüber hinaus korrelieren Veränderungen spatio-temporaler Gangparameter [144], insbesondere ein reduziertes Gangtempo, mit dem Schweregrad von Erkrankungen. [102,163]

Dank ihrer hohen prognostischen Relevanz sowie der unkomplizierten und kosteneffizienten Erfassung gilt die Ganggeschwindigkeit als wichtiger Indikator für die allgemeine Funktionalität und wird zunehmend als „sechster Vitalparameter“ diskutiert. [37,150,189,197]

1.5.4 Spatio-temporale Gangparameter bei Tibia- und Oberer Sprunggelenksfrakturen

Bei der Betrachtung spatio-temporaler Gangparameter nach Frakturen der Tibia- bzw. des OSG ist eine systematische Vorgehensweise unter Einbeziehung der unterschiedlichen Gangdomänen unerlässlich. Die Ableitung allgemeingültiger Aussagen zu frakturspezifischen Gangveränderungen gestaltet sich jedoch schwierig, da bisherige Studien häufig uneinheitliche Messzeitpunkte wählten und der Vergleich mit einer ganggesunden Kontrollgruppe oftmals fehlte. Der derzeitige Stand der wissenschaftlichen Evidenz fassten Warmerdam et al. in einer systematischen Übersichtsarbeit zusammen: [215]

Ganggeschwindigkeit: Unabhängig von der Frakturlokalisation (proximale, diaphysäre, distale Tibia- bzw. Malleolarfrakturen) scheinen die Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge auf der betroffenen Seite im Heilungsverlauf zuzunehmen. [117,126,198,202] Während einzelne Studien bereits zwölf Monate nach osteosynthetischer Versorgung von Tibiaplateau- und Tibiaschaftfrakturen keinen signifikanten Unterschied zu einer ganggesunden Kontrollgruppe feststellen konnten, [63,126] berichteten andere Untersuchungen, teils mit Nachbeobachtungszeiträume von mehreren Jahren, über persistierende Unterschiede in der mittleren Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge. [68,117,216]

Rhythmus: Nach operativer Versorgung von Malleolar-Frakturen verbesserten sich zwischen der sechsten und zwölften Woche sowohl die Schrittzeit als auch die Dauer der Stand- und Schwungphase. Die Dauer der monopeden Unterstützungsphase unterschied sich jedoch auch nach Abschluss des untersuchten Rehabilitationszeitraums signifikant von der Kontrollgruppe. [198] Bei proximalen und diaphysären Frakturen sank im Zuge des Heilungsverlaufs die (Einzel-)Schrittzeit, während die Kadenz zwischen dem sechsten und zwölften postoperativen Monat zunahm. [215] Eine weitere Studie beobachtete abermals bei Tibiaschaftfrakturen im gleichen Zeitraum keine signifikante Veränderung der monopeden Stützphase, jedoch eine Anpassung der Schwungzeit. [126] Bei proximalen Frakturen wurde zwischen der sechsten und achten postoperativen Woche eine verkürzte Standzeit auf der frakturierten Seite beobachtet, allerdings ohne signifikante Abweichung von der ganggesunden Kontrollgruppe. [68]

Variabilität: Etwa ein Jahr nach osteosynthetischer Versorgung proximaler Tibiafrakturen zeigte sich eine Variabilität der Schwungzeit. [63] Bei Tibiaschaftfrakturen bestand auf der Seite der betroffenen Extremität eine gesteigerte Variabilität der Standzeit, die zwischen dem sechsten und zwölften postoperativen Monat signifikant abnahm. [126] Langzeitdaten einer weiteren Untersuchung von Larsen et al. wiesen zudem darauf hin, dass auch fünf Jahre nach der Osteosynthese weiterhin deutliche Unterschiede in der Standzeitvariabilität zwischen der verletzten und der gesunden Extremität bestünden. [127]

Asymmetrie: Die asymmetriebezogene Gangdomäne beschreibt die prozentuale Abweichung eines Gangparameters zwischen der verletzten und der kontralateralen, unverletzten Extremität. Bei bikondylären Tibiaplateaufrakturen persistierten auch zwölf Monate nach der osteosynthetischen Versorgung eine Asymmetrie der Schrittlänge und Standzeit zwischen den Extremitäten. [63] Ein ähnliches Muster wurde bei 49 Personen mit Tibiaschaftfrakturen beobachtet: Sechs Wochen postoperativ bestanden noch deutliche Unterschiede, die sich nach zwölf Monaten im Vergleich zu einer ganggesunden Kontrollgruppe weitgehend nivelliert hatten. [126] Eine weitere Studie berichtete, dass sechs Monate nach chirurgischer Versorgung noch signifikante Abweichungen gegenüber der Kontrollgruppe bestanden. [117]

Die dargestellten Ergebnisse verdeutlichen, dass sich gangbezogene Parameter verschiedener Domänen im Verlauf des Heilungsprozesses frakturspezifisch bessern. Besonders die habituelle Ganggeschwindigkeit scheint dabei eine zentrale Kenngröße mit potenziellem Generalisierungscharakter zu sein, da sie unabhängig von der Frakturlokalisation im Zuge der ossären Konsolidierung zunimmt. [215] Die enge Korrelation zwischen Anpassungen von Raum-Zeit-Parametern [17,76] bzw. der Schrittlänge [113,156] und Anpassungen der Ganggeschwindigkeit wurde bereits bei ganggesunden Erwachsenen umfassend beschrieben. Warmerdam et al. bestätigten diesen linearen Zusammenhang in einer systematischen Aggregation mehrerer Studien auch für Tibia- und OSG-Frakturen (AO klassifizierten Knochensegmente 41-44 des Unterschenkels). [215]

Trotz dieser Erkenntnisse besteht weiterhin erheblicher Forschungsbedarf, da bislang systematische Untersuchungen fehlen, die mögliche Zusammenhänge zwischen Ganggeschwindigkeit und weiteren räumlichen oder rhythmusbasierten Parametern, insbesondere unter Einbezug von asymmetrie- oder variabilitätsbezogenen Merkmalen, bei Personen mit einer Fraktur des Unterschenkels systematisch beleuchten.

Die Identifikation solcher unabhängig von der Ganggeschwindigkeit veränderlichen Kenngrößen könnte wesentlich dazu beitragen, robuste Indikatoren der funktionellen Regeneration zu definieren. Dies würde nicht nur die Beurteilung des Heilungsverlaufes präzisieren, sondern auch die Diskussion über die Eignung und Anwendbarkeit der objektiven Ganganalyse, allen voran der habituellen Ganggeschwindigkeit, zur Verlaufsbeurteilung der Heilung bei Frakturen des Unterschenkels bereichern.

2 Fragestellung und Hypothesen

Die Fähigkeit des Menschen zur bipedalen Fortbewegung unter wechselnden Boden- und Umgebungsbedingungen setzt eine hohe biomechanische Belastbarkeit voraus, insbesondere des muskuloskelettalen Systems von Unterschenkel und Fuß. Frakturen, vor allem der Tibia, führen dabei nicht nur zu funktionellen Einschränkungen der betroffenen Extremität, sondern können auch die gesamte Körperhaltung und -statik nachhaltig beeinflussen. [144] Als einer der am häufigsten frakturierten langen Röhrenknochen des menschlichen Skeletts weist die Tibia in bis zu 15 % der Fälle eine verzögerte oder unzureichende knöcherne Konsolidierung auf. [11,59,228] Sie gilt daher als besonders neuralgisch für die Entstehung von Pseudarthrosen, deren langwierige und oft komplexe Behandlung mit einer erheblichen sozioökonomischen Belastung des Gesundheitssystems verbunden sein kann. [90,95,109]

Die konventionelle Überwachung der Frakturheilung mittels radiologischer Verfahren ist mit einer kumulativen Strahlenbelastung und den damit verbundenen gesundheitlichen Risiken behaftet. [205] Darüber hinaus zeigen experimentelle Studien eine zeitliche Diskrepanz zwischen der radiologisch nachweisbaren Knochenmineralisierung und der bereits früher bestehenden Fraktursteifigkeit. [25,146] Diese Einschränkungen verdeutlichen den Bedarf an nicht invasiven, strahlungsfreien Verfahren, die eine frühzeitige Beurteilung der Heilungsverlaufs sowie eine verlässliche Vorhersage möglicher Komplikationen ermöglichen. [215]

Mehrere klinische Studien weisen darauf hin, dass sowohl die Entwicklung der Ganggeschwindigkeit als auch Veränderungen spatio-temporaler Gangparameter während der Rekonvaleszenz nach Tibia- und Sprunggelenkfrakturen wertvolle Rückschlüsse auf den Heilungsprozess zulassen könnten. [215] Vor diesem Hintergrund stellt sich die zentrale Frage, inwieweit die instrumentelle Ganganalyse ein geeignetes Verfahren zur objektiven Verlaufskontrolle solcher Frakturen darstellt. Dabei ist zu berücksichtigen, dass Raum-Zeit-Parameter bei ganggesunden Erwachsenen eng mit der Geschwindigkeit korrelieren. [113,156] Folglich ist kritisch zu prüfen, ob postoperative Veränderungen dieser Parameter primär Ausdruck der im Rahmen der Rekonvaleszenz ohnehin zunehmenden Ganggeschwindigkeit sind oder ob sie unabhängig davon bzw. spezifisch verletzungsbedingt auftreten. Pointiert formuliert: „Machen PatientInnen größere Schritte infolge der Frakturheilung - oder nehmen sie größere Schritte abhängig von der im Heilungsprozess ohnehin zunehmenden Ganggeschwindigkeit?“.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin, den Zusammenhang zwischen ausgewählten spatio-temporären Gangparametern; einschließlich asymmetrie- und variabilitätsbezogener

Merkmale sowie der habituellen und graduell gesteigerten Geschwindigkeiten zu analysieren, um zur Debatte über die Validität der Ganggeschwindigkeit und der instrumentellen Ganganalyse zur Beurteilung des Heilungsverlaufs bei Frakturen des Unterschenkels beizutragen.

In etablierter klinischer Anwendung könnte die objektive Ganganalyse womöglich, abseits der herkömmlichen klinischen Nachsorge, dazu beitragen, Heilungskomplikationen idealerweise frühzeitig zu erkennen und damit die Notwendigkeit für radiologische Bildgebung sowie die damit verbundene Strahlenexposition für die PatientInnen zu reduzieren.

2.1 Arbeitshypothesen

Leitfrage: Kann die Ganggeschwindigkeit als Verlaufsparemeter implementiert werden, um den postoperativen Heilungsverlauf von Frakturen der Tibia zu validieren?

1. Unterschiede zwischen den Frakturlokalisation:

Die habituelle Ganggeschwindigkeit unterscheidet sich während des sechsmonatigen Heilungsverlaufs je nach Frakturlokalisation (proximal-, diaphysär-, distale Tibia bzw. OSG).

2. Dynamik über den Heilungsverlauf:

Die habituelle Ganggeschwindigkeit nimmt im sechsmonatigen Heilungsverlauf zu.

3. Vergleich mit Kontrollgruppe:

Sechs Monate nach osteosynthetischer Frakturversorgung unterscheidet sich die mittlere Ganggeschwindigkeit des PatientInnenkollektivs nicht signifikant von der einer ganggesunden Kontrollgruppe.

4. Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit spatio-temporalen Gangparametern / Gangdomänen:

Die habituelle Ganggeschwindigkeit auf neutraler Oberfläche ist assoziiert mit spezifischen spatio-temporalen Gangparametern (Einzelschrittlänge, Schritthöhe, Doppelschrittzeit und Standzeit) unter Berücksichtigung der Gangdomäne Asymmetrie und Variabilität.

5. Korrelation der reproduzierbar (graduall gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit spatio-temporalen Gangparametern / Gangdomänen:

Die reproduzierbare (graduall gesteigerte) Ganggeschwindigkeit ist assoziiert mit spezifischen spatio-temporalen Gangparametern (Einzelschrittlänge, Schritthöhe, Doppelschrittzeit und Standzeit) unter Berücksichtigung der Gangdomäne Asymmetrie und Variabilität.

3 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die Auswahlkriterien der Studienteilnehmenden sowie die angewandten Methoden zur Bearbeitung der Hypothesen erläutert.

3.1 Ethikvotum

Die Studie erhielt die Zustimmung der zuständigen Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes (Projektnummer 30/21, "Smart Implants 2.0 – Belastungs- und Ganganalyse zur Überwachung der Knochenheilung und individualisierten Behandlung nach Trauma") und wurde gemäß den ethischen Grundsätzen der Deklaration von Helsinki durchgeführt.

3.2 Studiendesign

Die Untersuchung wurde als prospektive, longitudinale Beobachtungsstudie im Rahmen des von der Werner-Siemens-Stiftung geförderten Projekts „Smarte Implantate“ konzipiert. Das Ziel war die Analyse postoperativer Veränderungen spatio-temporaler Gangparameter sowie verschiedener Gangdomänen bei Tibia- und OSG-Frakturen in Abhängigkeit von der habituellen und reproduzierbareren Ganggeschwindigkeit. Die Rekrutierung der Studienteilnehmenden erfolgte konsekutiv während der stationären Frakturversorgung an der Unfallchirurgischen Klinik des Universitätsklinikums des Saarlandes.

Die Erhebung der Gangparameter wurde im Zuge der regulären postoperativen ambulanten Kontrolluntersuchung in der unfallchirurgischen Sprechstunde/Ambulanz durchgeführt. Der Beobachtungszeitraum erstreckte sich über rund sechs Monate, innerhalb derer drei Messungen gemäß dem in Tab. 1 dargestellten Schema realisiert wurden.

Tab. 1 Zeitlicher Ablauf der Studie

Rekrutierung	Im Rahmen des Behandlungsbesuches; zwischen dem ersten Post-OP-Tag und der Entlassung aus dem Krankenhaus
Messung/Visite 1	Follow-Up zwischen 10.-60. Post-OP-Tag
Messung/Visite 2	Follow-Up zwischen 61.-120. Post-OP-Tag
Messung/Visite 3	Follow-Up zwischen 121.-180. Post-OP-Tag

Die Wahl des osteosynthetischen Verfahrens (Marknageln, Fixateur externe ggf. mit konsekutivem Verfahrenswechsel oder Platten- bzw. Schraubenosteosynthese) erfolgte unabhängig von der Studie im Rahmen der initialen Behandlungskonsultation/

Diagnosestellung. Die Teilnehmenden der Studie hatte keinen Einfluss auf therapeutische Entscheidungen oder Behandlungen. Die Gangparameter wurde unter Berücksichtigung des eingesetzten Osteosyntheseverfahrens sowie der individuellen Belastungs- und Mobilitätsvorgaben auf einem definierten Parcours sowohl bei habitueller als auch bei konstanter Geschwindigkeit erfasst. Die Messungen wurden bei jeder Visite wiederholt, wobei der Umfang der Messzenarien „Gehen“ bzw. „Laufband“ gemäß Studienprotokoll erweitert wurde. Hilfsmittel wie Unterarmstützen, Gehhilfen, Schienen und Bandagen kamen gemäß den therapeutischen Vorgaben zur Anwendung. Die ProbandInnen trugen standardmäßig Sneaker oder Sportschuhe.

Die standardisierte Gangdatenerhebung erfolgte im Bewegungslabor des Lehrstuhls für Innovative Implantatentwicklung mittels eines optischen, markerbasierten dreidimensionalen (3D) Bewegungsanalysesystems.

Potenzielle Studienteilnehmende wurden über die Möglichkeit der freiwilligen Teilnahme informiert und bei Einverständnis anhand der Ein- und Ausschlusskriterien überprüft. Nach ausführlicher ärztlicher Aufklärung und der schriftlichen Einwilligung wurden geeignete ProbandInnen und PatientInnen in die Studie eingeschlossen. Im Zuge des Erstgesprächs wurden zudem demographische Daten, Angaben zum Unfallmechanismus, zu Begleitverletzungen und zur Frakturmorphologie sowie dem gewählten Osteosyntheseverfahren erfasst.

3.3 PatientInnen

Im Zeitraum von Februar 2022 bis Januar 2024 wurde insgesamt 62 Personen in die Studie eingeschlossen, die sich aufgrund einer Tibia- oder OSG-Fraktur in der Notaufnahme oder Ambulanz des UKS vorstellten. Die Frakturdiagnostik erfolgte anhand eines strukturierten Stufenschemas, bestehend aus Anamnese, klinischer Untersuchung sowie bildgebender Verfahren zur radiologischen Diagnosesicherung. Auf dieser Grundlage wurde die weitere Therapie, einschließlich der Auswahl des Osteosyntheseverfahrens und Festlegung des Operationszeitpunkts, in enger Abstimmung zwischen PatientInnen durch die behandelnden ÄrztInnen unabhängig von der Studienteilnahme getroffen.

Die operative Frakturversorgung richtete sich an der spezifischen Frakturmorphologie, dem Schweregrad sowie der Komplexität der Verletzung aus. Bei epi- und metaphysären Tibiafrakturen sowie ossären Verletzungen des OSG kamen überwiegend Schrauben- und/oder Plattenosteosynthese zur Anwendung, während diaphysäre Tibiafrakturen primär mittels un- oder verriegelter Marknagelsysteme stabilisiert wurden. Eine spätere

Dynamisierung oder Entfernung des Osteosynthesematerials erfolgte nach Abschluss der Studie bei medizinischer Indikation oder auf Wunsch der PatientInnen.

Bei komplexen Verletzungen mit relevanter Weichteilbeteiligung, insbesondere bei offenen Frakturen, wurde initial häufig eine temporäre Stabilisierung mittels eines Fixateurs externe durchgeführt. Um das Risiko für Pin-assoziierte Infektionen zu reduzieren, erfolgte ein zeitnaher konsekutiver Verfahrenswechsel auf eine definitive interne Osteosynthese, typischerweise mittels Plattenosteosynthese bei Sprunggelenkfrakturen bzw. intramedullärer Nagelung bei diaphysären Frakturen. Die Indikation für eine begleitende antimikrobielle Therapie und/oder chirurgisches Débridement im Rahmen der Infektionsprophylaxe wurde individuell gestellt.

Im postoperativen Verlauf erhielten alle eingeschlossenen PatientInnen der vier Fraktursubgruppen (nach AO-Klassifikation Knochensegmente 41-44) eine physiotherapeutische Betreuung entsprechend der verordneten Belastungsvorgaben. Ergänzend kamen individuell angepasste orthopädische Hilfsmittel zu Einsatz, vorzugsweise der Vacoped®-Stiefel (OPED®, Valley/Oberlindern, Deutschland), sowie Unterarm-gestützen oder vergleichbare Mobilisationshilfen.

3.3.1 Einschlusskriterien

Eingeschlossen wurden volljährige, einwilligungsfähige PatientInnen mit ossärer Verletzung der Tibia oder des OSG (nach AO-Klassifikation Knochensegmente 41-44), bei denen eine unmittelbare postoperative Mobilisierbarkeit als grundsätzlich gegeben eingeschätzt wurde. Weitere Voraussetzung war die Bereitschaft zur postoperativen Nachbehandlung am UKS.

3.3.2 Ausschlusskriterien

Von der Teilnahme ausgeschlossen wurden Minderjährige, nicht einwilligungsfähige Personen sowie PatientInnen mit bereits zuvor bestehender eingeschränkter Mobilität oder Nutzung von Gehhilfen. Ebenfalls ausgeschlossen waren Personen, bei denen aufgrund von Begleitverletzungen eine relevante Beeinträchtigung des postoperativen Gangbildes zu erwarten war. Schwangere wurde aus Sicherheitsgründen ebenfalls nicht in die Studie aufgenommen.

3.4 Kontrollgruppe

Um eine größtmögliche demographische Vergleichbarkeit mit der PatientInnenkohorte zu gewährleisten, wurde die Kontrollgruppe gezielt aus Studierenden und Mitarbeitenden der

medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes sowie deren Angehörigen rekrutiert. In die Studie eingeschlossen wurden ausschließlich Personen mit einem unauffälligen, physiologischen sowie hilfsmittelfreien Gangbild, wobei dieselben Ausschlusskriterien wie bei der PatientInnenkohorte berücksichtigt wurden. Die Teilnahme erfolgte freiwillig und nach schriftlicher Einwilligungserklärung.

3.5 Rahmenbedingungen des Datenschutzes

Alle Teilnehmenden der PatientInnen- und Kontrollgruppe wurden im Vorfeld der Studie umfassend über die Zielsetzung, Ablauf sowie die Art und Umfang der Datenverarbeitung informiert. Die schriftliche Einwilligung nach erfolgter Aufklärung war obligatorische Voraussetzung für die Studienteilnahme.

Der Schutz der personenbezogenen Daten wurde gemäß den geltenden datenschutzrechtlichen Vorgaben durch Pseudonymisierung gewahrt. Für die PatientInnen wurde hierfür die Kennung "Tibia" mit fortlaufender Fallnummerierung vergeben (z. B. Tibia001). ProbandInnen der Kontrollgruppe erhielten ein analoges Pseudonym in Form "gesund001".

3.6 Kinematische Ganganalyse

Die Veränderungen räumlich-zeitlicher Gangparameter in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit wurden im Rahmen zweier Messszenarien untersucht: (1) beim freien Gehen mit habitueller Ganggeschwindigkeit auf einem hindernisfreien Linoleum-Boden sowie (2) auf einem motorisierten Laufband bei standardisierter Ganggeschwindigkeit von 2, 3 und 4 km/h.

Zur Gewährleistung einer hohen Vergleichbarkeit der Messergebnisse wurden die Untersuchungsbedingungen wie folgt kontrolliert: Alle ProbandInnen erhielten eine einheitliche Einweisung; die verbale Kommunikation wurde während der Messung dabei auf ein notwendiges Minimum beschränkt. Begleitpersonen hatten während der Ganganalyse keinen Zutritt zum Untersuchungsraum. Die Bekleidung der Teilnehmenden wurde so gewählt, dass das Gangbild nicht beeinträchtigt wurde; sofern keine medizinischen bzw. therapeutischen Gründe dagegensprachen, trugen die ProbandInnen Sneaker oder Sportschuhe.

3.6.1 Messszenario - Gehen -

Im Messszenario "Gehen" absolvierten die ProbandInnen eine durch Leitkegel markierte, gerade Strecke auf ebenem, neutralem Untergrund im selbstgewählten (als angenehm empfundenen) Gangtempo. Die gesamte Länge der Gehstrecke überschritt dabei den eigentlichen Messbereich, der auf einen 6x1 m großen Abschnitt begrenzt war und zugleich den Erfassungsbereich des optischen Bewegungsanalysesystems darstellte.

Um möglichst natürliche Bewegungsabläufe sicherzustellen, lagen Start- und Endpunkt der Gehstrecke jeweils etwa 2 m vor bzw. nach dem Messbereich. Auf die Weise sollten Artefakte durch abrupte Ganggeschwindigkeitsänderungen beim Betreten oder Verlassen des Erfassungsbereichs des Kamerasystems minimiert werden.

3.6.2 Messszenario - Laufband -

Üblicherweise ab der zweiten Nachuntersuchung (61-120. postoperativer Tag) wurden PatientInnen, die ein subjektiv sicheres, hilfsmittelfreies Gangbild aufwiesen, zusätzlich auf einem motorisierten Laufband vom Typ Gaitway3D (h/p/cosmos sport & medical gmbh, Nussdorf-Traunstein, Deutschland) untersucht. Die Geschwindigkeit wurde entsprechend dem Wohlbefinden und der Belastbarkeit der PatientInnen graduell gesteigert (2 km/h, 3 km/h bzw. 4 km/h). Für jede Belastungsstufe erfolgte eine einminütige Aufzeichnung mittels des markerbasierten Bewegungserfassungssystems Vicon.

Die Sicherheit der Testpersonen wurde durch eine umfassende Sicherheitsunterweisung sowie die Verwendung eines Auffanggurtes zur Sturzprophylaxe gewährleistet. Zusätzlich wurde vor jeder Messreihe eine etwa einminütige Adaptionsphase auf die Bedingungen des Laufbandes ermöglicht. Zur Standardisierung der Messbedingungen wurden die ProbandInnen angehalten, ihren Blick auf eine in Augenhöhe in etwa 5m Entfernung angebrachte Markierung zu richten und während der Messung nach Möglichkeit auf eine Nutzung des Haltegeländers zu verzichten.

3.7 Verwendete Hardware

3.7.1 Vicon Motion-Capture System

Zur Erfassung der Gangparameter wurde das Vicon Motion System (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) eingesetzt, welches als branchenüblicher Standard in der kinematischen Ganganalyse gilt. [185] Es handelt sich um ein stationäres, markerbasiertes System, dessen Konfiguration standortspezifisch an die örtlichen Gegebenheiten und den Anwendungszweck angepasst wird. Am Lehrstuhl für innovative Implantatentwicklung (Frakturheilung) bestand

das installierte System aus dreizehn Infrarot-Kameras des Typs Vicon Vero v2.2, die in konzentrischer Anordnung im Abstand von etwa 1,5 bis 5 Metern um den Messbereich positioniert waren (vgl. Abb. 4 und Abb. 5). Dies gewährleistete eine vollständige Erfassung der Bewegungsabläufe der Studienteilnehmenden innerhalb des definierten Erfassungsbereiches (Capture Volume). Die verwendeten Kameras (siehe Abb. 6; Bildauflösung von 2,2 Megapixel (2048x1088 Pixel), Aufnahmefrequenz von 120 Hz) waren mit ringförmig um die Kameralinse angeordneten Stroboskop-Leuchtdioden ausgestattet, die Infrarotlicht im Wellenlängenbereich von 850 Nanometer emittierten. Die Funktionsweise des Vicon-Systems basiert auf der Detektion von Infrarotstrahlung, die von retroreflektierenden Markern zurückgeworfen wird. Diese Marker Kugeln wurden mittels doppelseitiger Klebefolie an anatomisch definierten, reproduzierbaren Positionen am Körper der Teilnehmenden befestigt (vgl. Tab. 2). Die Rekonstruktion der Bewegung erfolgte über die Software Vicon Nexus, welche die zweidimensionalen Bilddaten mehrerer synchronisierter Kameras fusionierte und zu einem dreidimensionalen Körper-Marker-Modell kombinierte. Die Positionen der Marker wurden durch inverse Projektion und Triangulation bestimmt, wobei jeder Marker von mindestens zwei Kameras simultan erfasst werden musste, deren Sichtachsen sich im Markerpunkt kreuzten. [188]

Tab. 2 Lokalisation der verwendeten retroreflektierenden Marker

Marker	Definition	Anatomisches Korrelat
LPSI	SIPS links	Spina iliaca posterior superior links
RPSI	SIPS rechts	Spina iliaca posterior superior rechts
LASI	SIAS links	Spina iliaca anterior superior links
RASI	SIAS rechts	Spina iliaca anterior superior rechts
LANK	Sprunggelenk links	lateral Malleolus links
RANK	Sprunggelenk rechts	lateral Malleolus rechts
LHEE	Ferse links	Calcaneus links, auf der Höhe von LTOE
RHEE	Ferse rechts	Calcaneus rechts, auf der Höhe von RTOE
LTOE	Zehen links	Caput Metatarsale II links
RTOE	Zehen rechts	Caput Metatarsale II rechts



Abb. 4 Aufnahmebereich des Vicon-Kamerasystemes durch Leuchtkegel abgesteckt

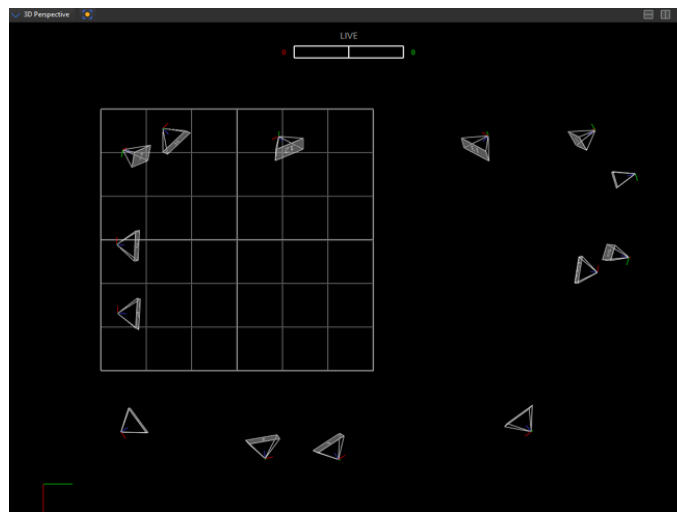


Abb. 5 Räumliche Anordnung der Kameras des Vicon-Systemes aus der Aufsichtsperspektive



Abb. 6 Vicon Vero v2.2 Kamera mit Stroboskop Leuchtdiodenring

Um temporäre Verdeckungen von einzelnen Markern, etwa durch Kleidung oder die kontralaterale Extremität zu kompensieren, wurden zusätzliche Bildinformationen weiterer Kameras in die Berechnung einbezogen.

Potenzielle Messartefakte durch unerwünschte Reflexionen (bspw. an Kleidung oder Gehhilfen) wurden systematisch durch Abdeckung entsprechender Flächen mit mattem lichtabsorbierendem Klebeband minimiert.

Die Nutzung des Vicon-Systems erforderte für jede Messung und jede teilnehmende Person die Erstellung eines individuellen Körper-Marker-Modells, das auf Basis einer videographischen Kalibrationsaufnahme generiert wurde. Im Rahmen dieser Kalibrierung wurden die uncolorierten Marker in der Software manuell entsprechend den anatomischen Referenzpunkten zugeordnet (vgl. Abb. 7) zeigt. Zur Implementierung des Körper-Marker-Modells wurden zusätzlich temporäre Kalibrationsmarker (rosa in Abb. 8) an anatomischen Landmarken der Testperson platziert und nach Abschluss der Kalibrierung wieder entfernt.

Für eine artefaktarme Erhebung der Gangparameter war neben der Vorbereitung der Studienteilnehmenden der Fraktur- und Kontrollgruppe insbesondere die exakte Kalibrierung des Kamerasystems von zentraler Bedeutung. Hierzu wurde ein LED-Kalibrierstab (Active Wand V2 IR) an einer definierten Neutralposition der Gehstrecke bzw. dem Laufband ausgerichtet, um die räumliche Referenz bzw. das Zentrum des Aufnahmebereichs festzulegen. Beim Wechsel der beiden Messszenarien ("Gehen" zum "Laufband") wurde das Vicon Kamerasystem entsprechend neu kalibriert. Nach jeder Messung wurde die aufgezeichnete Videosequenz auf fehlerhaft benannte Marker überprüft und manuell korrigiert.

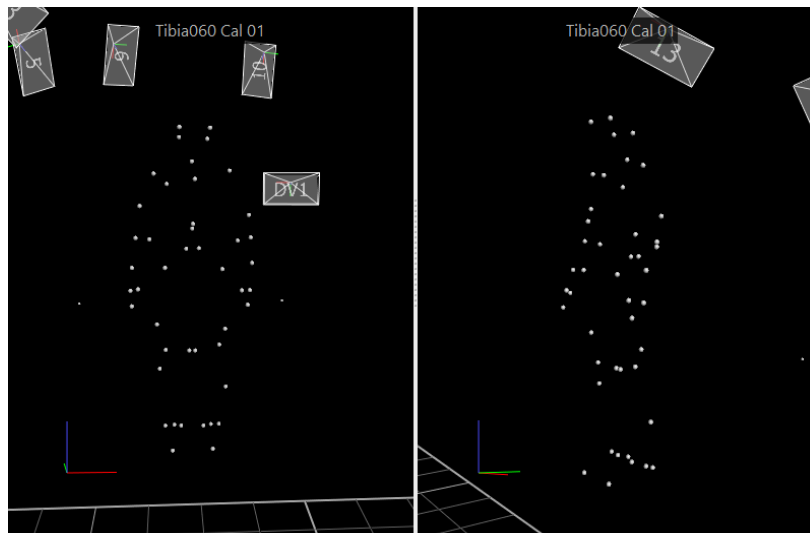


Abb. 7 Ansicht der Vicon-Nexus-Software: erfasste retroreflektierende Marker ohne Zuordnung zu anatomischen Korrelaten

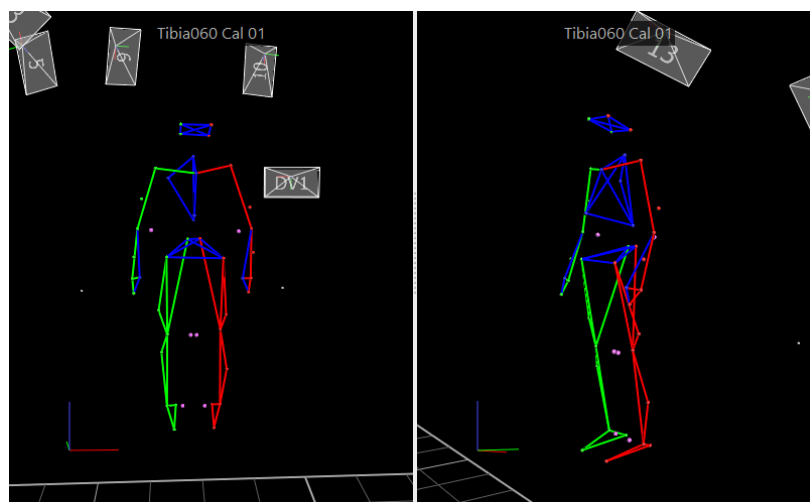


Abb. 8 Ansicht der Vicon-Nexus-Software: erfasste retroreflektierende Marker mit Zuordnung zu den anatomischen Korrelaten sowie den violett markierten Kallibrationsmarkern

3.7.2 Laufband Biomechanics - gaitway 3D

Zur Erhebung der kinematischen Gangparameter bei standardisierter Ganggeschwindigkeit wurde ein motorisiertes Laufband (Biomechanics - gaitway 3D, h/p/cosmos® Nussdorf-Traunstein, Deutschland) mit einer Lauffläche von 1,55 m x 0,5 m) eingesetzt. Beidseits der Lauffläche befanden sich Haltegeländer (vgl. Abb. 9). Aus Sicherheitsgründen trugen alle Teilnehmenden ein am Oberkörper fixiertes Haltegeschirr/Gurtsystem, das in einen Sicherheitsbügel oberhalb der Lauffläche eingehängt war. Vor jeder Messung erfolgte zudem eine kurze Sicherheitsunterweisung zur Handhabung des Not-Aus-Schalters.

Die Steuerung der Laufbandgeschwindigkeit erfolgte über die Software "h-p-cosmos para control 4.1" an einem externen Computer. Anpassungen der Geschwindigkeit wurden in Rücksprache mit den jeweiligen ProbandInnen unter Berücksichtigung der individuellen Belastungsbereitschaft vorgenommen.



Abb. 9 Laufband Biomechanics-gaitway-3D, h/p/cosmos®, Nussdorf- Traunstein, Deutschland

3.8 Datenberechnung

Die vom Vicon-System erfassten Rohdaten bestehen aus fortlaufenden Zeitstempeln sowie den zugehörigen dreidimensionalen Koordinatenwerten der Markerpunkte. Die Extraktion der Daten aus der Vicon-Software und die anschließende Berechnung der Gangparameter erfolgte mithilfe eigens am Lehrstuhl für innovative Implantatentwicklung (Frakturheilung) entwickelter Algorithmen in MATLAB. Die Grundlage aller Berechnungen bilden die Mittelwerte sämtlicher innerhalb einer Messung erfasster Gangzyklen bzw. Schritte. Die Parameter wurden folgendermaßen berechnet:

Ganggeschwindigkeit: Die Ganggeschwindigkeit im Messszenario "Gehen" wurde unter der Annahme einer konstanten Geschwindigkeit als Quotient aus der zurückgelegten Strecke (in Metern, m) und benötigter Zeit (in Sekunden, s) berechnet:

$$\text{Geschwindigkeit [m/s]} = \frac{\text{zurückgelegte Strecke [m]}}{\text{benötigte Zeit [s]}}$$

Formel 1 Berechnung der Ganggeschwindigkeit für das Messszenario "Gehen"

Die berücksichtigte Gehstrecke entsprach dem gesamten sechs Meter langen Erfassungsbereich des Vicon-Systems. Die Zeitmessung erfolgte automatisch durch den Eintritt bzw. Austritt des virtuellen Beckenmittelpunktes aus dem Messbereich. Dieser virtuelle Marker wurde durch den Schnittpunkt der diagonalen Achsen zwischen den vier Beckenmarkern LPSI (Spina iliaca posterior superior links), RPSI (rechts), LASI (Spina iliaca anterior superior links) und RASI (rechts) definiert. (vgl. Markerpunkte aus Tab. 2)

Schrittlänge: Die engl. Begriffe „step length“ und „stride length“ unterscheiden sich semantisch: Die „stride length“ bezeichnet, wie schematisch in Abb. 10 abgebildet, die horizontale Distanz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bodenkontakten desselben Fußes und entspricht beim bipedalen Gang der Länge eines vollständigen Gangzyklus (Doppelschritt). Im Gegensatz dazu beschreibt die "step length" die Einzelschrittlänge, definiert als horizontale Distanz zwischen einer Referenzposition eines Fußes und der korrespondierenden Position des kontralateralen Fußes nach einem einzelnen Schritt. In der vorliegenden Studie diente der Marker der Ferse (HEE) beim initialen Bodenkontakt als Referenzpunkt zur Berechnung.

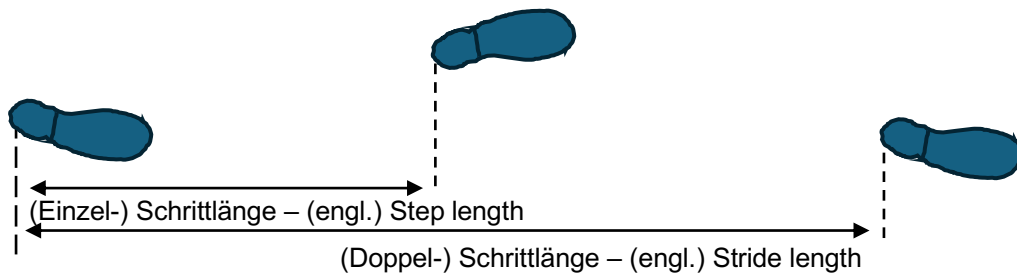


Abb. 10 Darstellung der horizontalen Längenparameter des Gangzyklus: Einzelschritt- und Doppelschrittlänge

Schrittzeit: Die Doppelschrittzeit (engl.: stride time) entspricht analog zur stride length, der zeitlichen Dauer eines vollständigen Gangzyklus (angeben in Sekunden) und wurde ebenfalls mithilfe des Fersenmarker (HEE) als Referenzmarker bestimmt.

Schritthöhe: Die Schritthöhe bezeichnet die maximale vertikale Distanz zwischen dem höchsten Punkt des schwingenden Fußes und der Bodenoberfläche während der Schwungphase des Gangzyklus. Sie wurde anhand eines virtuellen Fußmittelpunkt-Markers berechnet, der durch den Schnittpunkt der Verbindungslinie zwischen Fersen- und Zehenmarker definiert war.

Prozentuale Standphase: Die Standphase umfasst bei moderatem Gangtempo etwa 60 % der Dauer eines Doppelschrittes/vollständigen Gangzyklus, die Schwungphase die verbleibenden 40 %. Im Unterschied zum Laufen, bei dem stets nur eine Extremität den Boden berührt, ist das Gehen durch zwei Zeitintervalle mit gleichzeitigem Bodenkontakt gekennzeichnet. Die doppelten Unterstützungsphasen (engl. Double Support) zu Beginn und Ende der Standphase (jeweils etwa 10 % der Dauer eines Gangzyklus), dienen der kontrollierten Verlagerung des Körpergewichtes zwischen den Extremitäten. Sowohl die Dauer der Double-Support-Phasen als auch der gesamten Standphase ist geschwindigkeitsabhängig. [67]

Die Formel zur Berechnung lautet:

$$\text{Standzeit (\%)} = \frac{\text{Standzeit}}{\text{Gesamtdauer eines Gangzyklus}} \times 100$$

Formel 2 Berechnung der prozentualen Standphase

Asymmetrie eines Gangparameters: Die Asymmetrie quantifiziert die relative Abweichung eines Gangparameters zwischen der frakturierten (operativ versorgten) und unfrakturierten (intakten) Extremität. Prozentwerte nahe null deuten auf ein symmetrisches Gangbild hin, während erhöhte Werte auf eine ausgeprägte Dysbalance bzw. funktionelle Beeinträchtigung zwischen rechter und linker Extremität vergesellschaftet sind.

Die Berechnung erfolgt durch die Division der absoluten Differenz der Parameterwerte beider Extremitäten durch deren Mittelwert. Die Formel lautet:

$$\text{Asymmetrie (\%)} = \frac{\text{Parameter verletzter} - \text{Parameter nicht verletzter}}{0,5 \times (\text{Parameter verletzt} + \text{Parameter nicht verletzt})} \times 100$$

Formel 3 Berechnung der Asymmetrie eines Gangparameters

Variabilität eines Gangparameters: Die Variabilität wird als Maß für die Regelmäßigkeit eines Gangparameters über mehrere Gangzyklen herangezogen. Die Berechnung erfolgt seitengetrennt. Eine hohe Variabilität weist auf eine ausgeprägte Streuung der Werte hin, während eine niedrige Variabilität eine gleichmäßige, weitgehend stabile Ausprägung des Parameters anzeigt. Folgende Formel diene zur Berechnung:

$$\text{Variabilität} = \frac{\text{Standardabweichung}}{\text{Mittelwert}}$$

Formel 4 Berechnung der Variabilität eines Gangparameters

3.9 Statistische Auswertung

Deskriptive Statistik: Die statistische Auswertung der erhobenen Daten wurde mithilfe der Open-Source-Software JASP (Version 0.18.1, Amsterdam, Niederlande) durchgeführt. Metrisch skalierte Variablen, insbesondere klinisch-demographische Merkmale wie Alter, Körpergröße, Körpergewicht sowie die habituelle Ganggeschwindigkeit wurden deskriptiv als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben; nominal skalierte Variablen (Geschlecht und Frakturtypen) als absolute und relative Häufigkeiten.

Explorative Statistik: Zur Analyse der habituellen Ganggeschwindigkeit über drei Messzeitpunkte (V1, V2, V3) sowie zum Gruppenvergleich zwischen PatientInnen- und Kontrollkohorte wurde der Mann-Whitney-U-Test als nicht-parametrisches Äquivalent zum t-Test für unabhängige Stichproben herangezogen.

Die Anwendung dieses Tests erfolgte bei fehlender Normalverteilung der Daten. Unterschiede zwischen den vier Frakturlokalisationsgruppen hinsichtlich der Ganggeschwindigkeit wurden mittels einfaktorieller Varianzanalyse geprüft. Die zugrunde liegenden Voraussetzungen - Normalverteilung der Residuen und Varianzhomogenität - wurden mittels Shapiro-Wilk-Test bzw. den Levene-Test geprüft.

Korrelation: Zusammenhänge zwischen der habituellen bzw. graduell gesteigerten Ganggeschwindigkeit und räumlich-zeitlichen Gangparametern wurde bei bivalenter Normalverteilung durch den Pearson-Korrelationskoeffizienten; andernfalls durch den Spearman-Korrelationskoeffizienten bestimmt. Der Korrelationskoeffizient (Wertebereich von -1 bis 1), wurde gemäß gängigen Grenzwerten interpretiert [119]: $0,0 < 0,1$ - kein Zusammenhang, $0,1 < 0,3$ - geringer Zusammenhang, $0,3 < 0,5$ - moderater Zusammenhang, $0,5 < 0,7$ - hoher Zusammenhang, $0,7 < 1$ - sehr hoher Zusammenhang. Zur quantitativen Abschätzung der Korrelationsstärke wurde ergänzend der Determinationskoeffizient (R^2) berechnet. Für alle Tests galt ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$.

4 Ergebnisse

4.1 Studienteilnehmende

Im Zeitraum von Februar 2022 bis Januar 2024 wurden am UKS insgesamt 62 Personen (n = 62) mit einer Fraktur des Schienbeins oder OSG osteosynthetisch versorgt und in die Studie eingeschlossen. Im Verlauf der drei vorgesehenen Follow-Up-Visiten kam es zu einem sukzessiven Rückgang der Zahl der Teilnehmenden. Die Hauptgründe für Drop-outs waren eingeschränkte Therapieadhärenz, begrenzte Bereitschaft zur Teilnahme an studienbezogenen Folgeuntersuchungen sowie zum Zeitpunkt der Datenauswertung noch nicht abgeschlossene ambulante Nachbehandlungen. Die resultierenden Fallzahlen zu den einzelnen Messzeitpunkten betrugen: Visite 1 (n = 49); Visite 2 (n = 44); Visite 3 (n = 19).

Tab. 3 Klinisch-demographische Subgruppenanalyse der Studienteilnehmenden

	Gesamtkollektiv	Pat.Gruppe V3	Kontrollgruppe	p-Wert**
Anzahl PatientInnen (n)	62	19	19	
Geschlecht % (n)	m: 38,7 (24) f: 61,3 (38)	m: 57,9 (11) f: 42,1 (8)	m: 57,9 (11) f: 42,1 (8)	
Alter (Jahre)*	51,0 ± 16,6	51,3 ± 17,3	50,5 ± 17,6	0,897
Größe (cm)*	175,6 ± 9,4	175,1 ± 11,4	173,1 ± 9,2	0,555
Gewicht (kg)*	83,5 ± 16,1	79,5 ± 14,9	77,1 ± 12,7	0,601
Prox. Frak.Lok % (n)	24,2 (15)	26,3 (5)		
Diaph. Frak.Lok % (n)	19,4 (12)	26,3 (5)		
Dist. Frak.Lok % (n)	6,5 (4)	-		
OSG % (n)	50 (31)	47,4 (9)		
Weber A % (n)	-	-		
Weber B % (n)	11,8 (19)	26,3 (5)		
Weber C % (n)	7,4 (12)	21,1 (4)		
Pat.Gruppe V1 (n) / Laufband.Mess. (n)	49 / 7			
Pat.Gruppe V2 (n) / Laufband.Mess. (n)	44 / 24			
Pat.Gruppe V3 (n) / Laufband.Mess. (n)	19 / 14			

*Mittelwert ± Standardabweichung, **p-Wert aus t-Test für unabhängige Stichproben (Vergleich Pat.-Gruppe V3 vs. Kontrollgruppe)

m = männlich, f = weiblich, cm = Zentimeter, kg = Kilogramm, n = Anzahl, % (Prozent) = relative Häufigkeit, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Pat.Gruppe V1 = PatientInnengruppe der ersten Visite, Pat.Gruppe V2 = PatientInnengruppe der zweiten Visite, Pat.Gruppe V3 = PatientInnengruppe der dritten Visite, V1 = Zeitpunkt der Messung zw. 10. - 60. postoperativen Tag, V2 = Zeitpunkt der Messung zw. 61. - 120. postoperativen Tag, V3 = Zeitpunkt der Messung zw. 121. - 180. postoperativen Tag, Laufband.Mess. (n) = Personenanzahl Messung auf Laufband

Die klinisch-demographischen Daten der gesamten Frakturkohorte sowie der ganggesunden Kontrollgruppe sind Tab. 3 zu entnehmen. Das Gesamtkollektiv umfasst 24 männliche (38,7 %) und 38 weibliche Personen (61,3 %) mit einem mittleren Lebensalter von $51,0 \pm 16,6$ Jahren (Altersspanne von 18 bis 80 Jahren). Die durchschnittliche Körpergröße betrug $175,6 \pm 9,4$ cm, das mittlere Körpergewicht $83,5 \pm 16,1$ kg.

Die Frakturlokalisationen gemäß AO-Klassifikation (Knochensegmente 41-44) verteilte sich wie folgt: proximale Tibiafrakturen ($n = 15$; 24,2 %), diaphysäre Frakturen ($n = 12$; 19,4 %), distale Tibiafrakturen ($n = 4$; 6,5 %) sowie Sprunggelenksfrakturen (OSG-Frakturen; $n = 31$; 50,0 %). Innerhalb der OSG-Subgruppe zeigte folgende Verteilung nach Weber-Klassifikation: Weber A ($n = 0$), Weber B ($n = 19$; 11,8 %), Weber B ($n = 12$; 7,4 %)

Die deskriptive Subgruppenanalyse ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen der PatientInnengruppe der dritten Visite (V3, $n = 19$) und der ganggesunden Kontrollgruppe ($n=19$) hinsichtlich Alter, Körpergröße und Körpergewicht (alle $p > 0,05$; siehe Tab. 3). Auch Die Geschlechterverteilung war in beiden Gruppen gleich (jeweils 57,9 % männlich, 42,1 % weiblich).

4.2 Die mittlere Ganggeschwindigkeit im Heilungsverlauf

Hypothese 1: Unterschiede zwischen den einzelnen Frakturlokalisationen (proximale-, diaphysäre-, distale Tibiafraktur bzw. OSG-Fraktur)

Im sechsmonatigen Beobachtungszeitraum zeigten sich zu keinem der drei Follow-up ($V_1 p = 0,188$; $V_2 p = 0,990$; $V_3 = 0,982$) signifikante Unterschiede in der mittleren Ganggeschwindigkeit zwischen den verschiedenen Frakturlokalisationen; entsprechend den Knochensegmenten der AO-Klassifikation: proximale (AO 41), diaphysäre (AO 42), distale Tibiafraktur (AO 43) sowie Frakturen der OSG (AO 44). Die entsprechenden Ergebnisse sind Abb. 11 zu entnehmen.

Aufgrund fehlender signifikanter Unterschiede in der habituellen Ganggeschwindigkeit wurden für die weiterführende Analyse die Daten aller Frakturlokalisationen zu einer übergeordneten Frakturkohorte gepoolt.

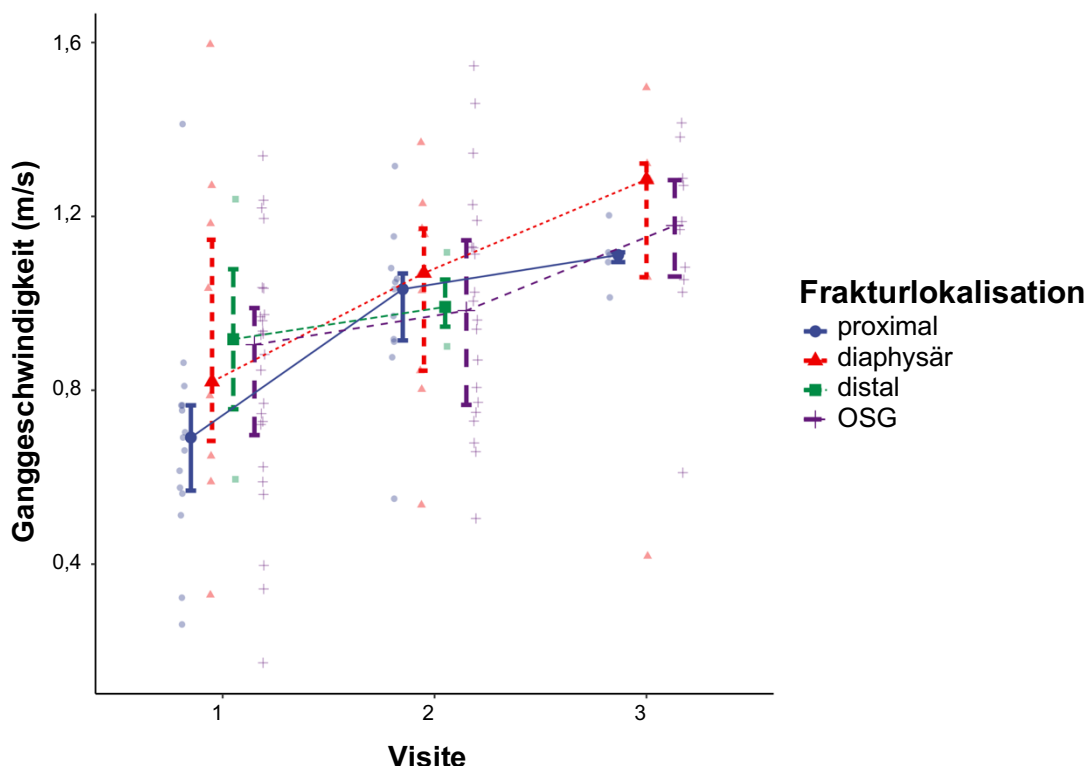


Abb. 11 Die Entwicklung der Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Frakturlokalisation über den sechsmonatigen Heilungsprozess. Dargestellt sind die Mittelwerte der habituellen Ganggeschwindigkeit zu den drei Follow-Up-Untersuchungszeitpunkten (Visite 1: 10.-60. post-OP-Tag; Visite 2: 61.-120. Post-OP-Tag; Visite 3: 121.- 180. Post-OP-Tag), getrennt nach Frakturlokalisation: proximale-, diaphysäre- und distale Tibiafraktur sowie OSG-Fraktur. Die farbigen, gestrichelten Linien verbinden die Mittelwerte der jeweiligen Gruppe. Die Gruppenvergleiche ergaben zu keinem der drei Follow-UP-Zeitpunkte signifikante Unterschiede zwischen den Frakturlokalisationen ($V_1 p = 0,188$; $V_2 p = 0,990$; $V_3 = 0,982$; einfaktorielle ANOVA).

Hypothese 2: Dynamik der mittleren Ganggeschwindigkeit im Heilungsverlauf

Die Daten der vier Fraktur-Subgruppen wurden für die weitere Auswertung gepoolt. Im Verlauf des sechsmonatigen postoperativen Beobachtungszeitraums zeigte sich eine signifikante Zunahme der mittleren Ganggeschwindigkeit: von 0,810 m/s (SD 0,307 m/s) bei der ersten Visite auf 0,999 m/s (SD $\pm$ 0,239 m/s) bei der zweiten Visite und erreichte 1,130 m/s (SD $\pm$ 0,252 m/s) bei der dritten Visite (vgl. Abb. 12). Die Zunahme war zwischen Visite 1 und 2 ($p_{V1-2} = 0,002$) als auch zwischen Visite 2 und 3 ($p_{V2-3} = 0,022$) signifikant.

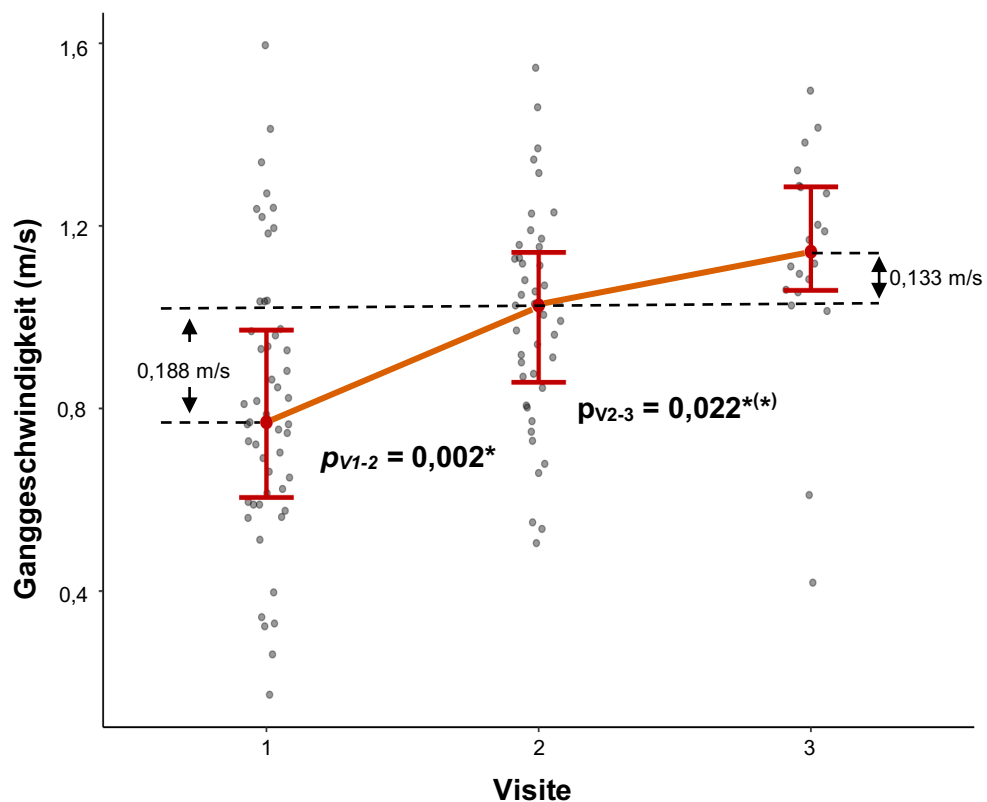


Abb. 12 Die habituelle Ganggeschwindigkeit der gepoolten Frakturkohorte im Verlauf des sechsmonatigen Heilungsprozesses Dargestellt sind die Mittelwerte der habituellen Ganggeschwindigkeit zu den drei Follow-Up-Untersuchungszeitpunkten (Visite 1: 10.-60. post-OP-Tag; Visite 2: 61.-120. Post-OP-Tag; Visite 3: 121.-180. Post-OP-Tag). Die orangefarbene Linie verbindet die Mittelwerte, während die roten Fehlerbalken die Streuung innerhalb der Stichprobe darstellen. Die schwarzen Pfeile markieren die durchschnittlichen Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen den Visiten (0,188 m/s bzw. 0,133 m/s). Die angegebenen p-Werte beziehen sich auf Paarvergleiche zwischen den Visiten. Da bei Visite 3 keine Normalverteilung vorlag, wurde der p- Wert mittels Mann-Whitney-U-Test bestimmt.

Hypothese 3: Mittlere Ganggeschwindigkeit sechs Monate nach Osteosynthese - Frakturkohorte versus Kontrollgruppe

Sechs Monate nach osteosynthetischer Versorgung wurde die mittlere Ganggeschwindigkeit von 19 PatientInnen mit einer Fraktur eines der Knochensegmente 41-44 (gemäß AO-Klassifikation) mit einer ganggesunden Kontrollgruppe (n = 19) verglichen. Zwischen den Gruppen bestanden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich Alter oder relevanter anthropometrischer Parameter.

Die Frakturgruppe wies eine mittlere Ganggeschwindigkeit von 1,123 m/s (SD $\pm$ 0,257 m/s) auf, die Kontrollgruppe 1,292 m/s $\pm$ 0,248 m/s (vgl. Abb. 13). Aufgrund fehlender Normalverteilung in der Frakturgruppe erfolgte die statistische Auswertung mittels dem Mann-Whitney-U-Test, der keinen signifikanten Unterschieden zwischen den beiden Gruppen zeigte (p = 0,138).

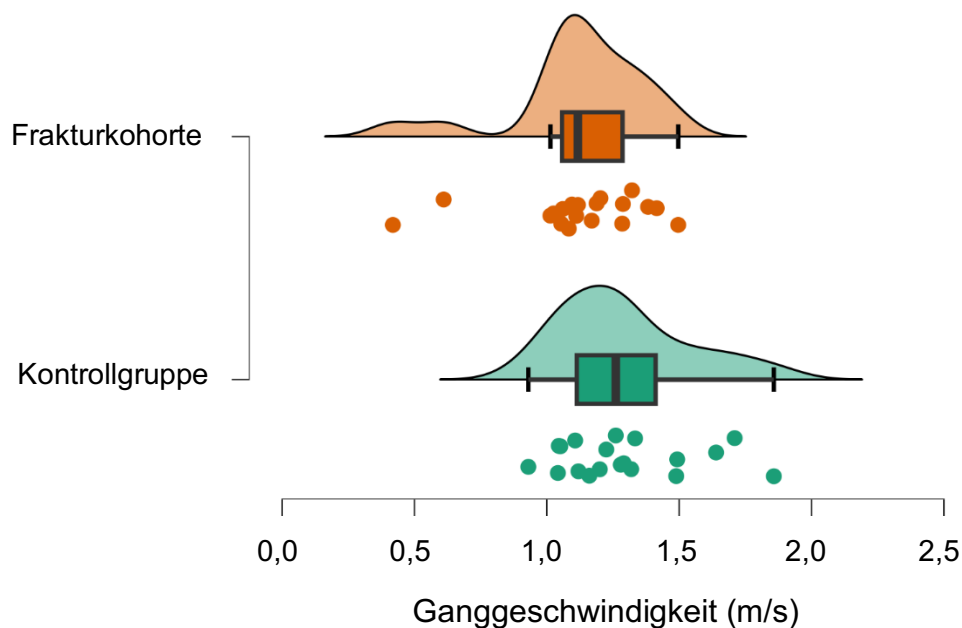


Abb. 13 Vergleich der habituellen Ganggeschwindigkeit zwischen Fraktur- und Kontrollgruppe sechs Monate nach osteosynthetischer Versorgung. Dargestellt sind die individuellen Mittelwerte (Punkte), die Boxplots sowie die Verteilungsdichte der habituellen Ganggeschwindigkeit für beide Gruppen. Die Frakturgruppe (n = 19) zeigte eine mittlere Ganggeschwindigkeit von 1,123 m/s (SD $\pm$ 0,257 m/s). Die Kontrollgruppe erreichte eine mittlere Ganggeschwindigkeit von 1,292 m/s (SD $\pm$ 0,248 m/s). Aufgrund fehlender Normalverteilung in der Frakturkohorte erfolgte die statistische Auswertung mittels Mann-Whitney-U-Test, der keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zeigte (p = 0,138).

4.3 Zusammenhang zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und spezifischen Gangdomänen

4.3.1 Spatio-temporale Gangparameter

Die in Tab. 4 und Abb. 14 zusammengefassten Ergebnisse zeigen, dass innerhalb der untersuchten Frakturkohorte unter den spezifischen Bedingungen des Messszenarios „Gehen“ ein moderater positiver Zusammenhang zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und sowohl der Schrittlänge ($r = 0,425$; $p = < 0,001$) als auch der Schritthöhe ($r = 0,536$; $p = < 0,001$) besteht. Im Gegensatz dazu korreliert die Schrittzeit

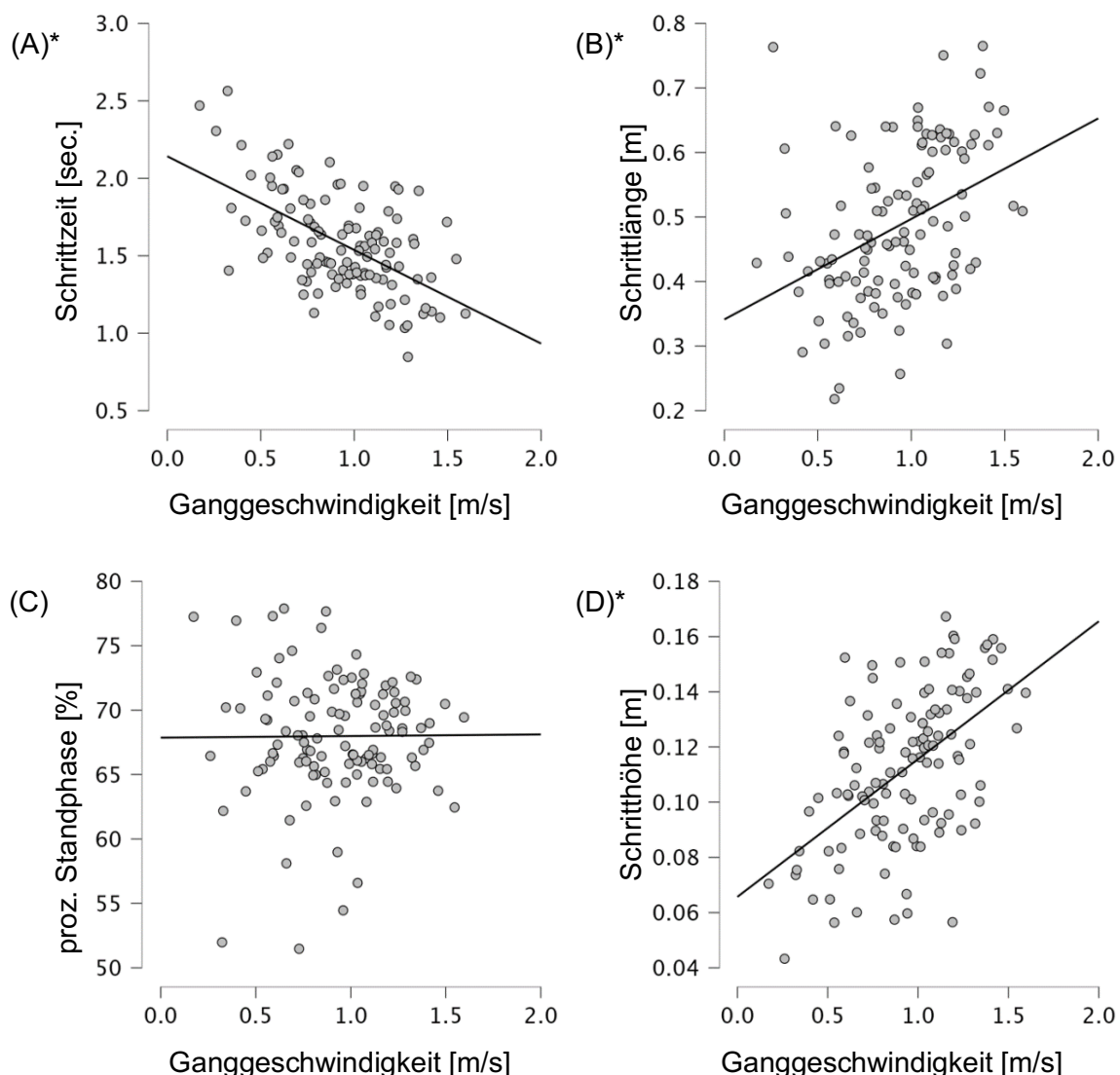


Abb. 14 Streudiagramm zur Beziehung zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und einzelnen spatio-temporalen Gangparameter. Die Schrittzeit (A), die Schrittlänge (B), die prozentuale Standphasen Dauer (C) und die Schritthöhe (D) ist in Abhängigkeit von der habituellen Ganggeschwindigkeit dargestellt. Jeder Punkt repräsentiert den Mittelwert einer Person über mehrere Schritte. Die durchgezogenen Linien zeigen die linearen Regressionsanpassungen ($\pm 95\%$ -Konfidenzintervall). Ein Stern (*) kennzeichnet statistische Signifikanz ($p < 0,05$)

($r = -0,509$; $p = < 0,001$) moderat negativ mit der Ganggeschwindigkeit. Wie aus Abb. 14 ersichtlich, nehmen Schrittlänge und Schritthöhe bei PatientInnen mit einer osteosynthetisch versorgten Fraktur eines der Knochensegmente 41-44 (gemäß AO-Klassifikation) linear mit der steigenden Ganggeschwindigkeit zu, während die Schrittzeit entsprechend abnimmt.

Die berechneten Determinationskoeffizienten verdeutlichen, dass etwa 18 % ($R^2 = 0,18$) der Varianz der Schrittlänge, rund 29 % der Schritthöhe ($R^2 = 0,287$) und etwa 26 % der Schrittzeit ($R^2 = 0,259$) durch die Varianz der Ganggeschwindigkeit erklärt werden können. Drei der vier untersuchten spatio-temporalen Gangparameter zeigen somit eine statistisch signifikante lineare Abhängigkeit zur Ganggeschwindigkeit ($p < 0,001$). Lediglich bei der prozentualen Dauer der Standphase zeigte sich kein signifikanter linearer Zusammenhang.

Tab. 4 Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit einzelnen spatio-temporalen Gangparametern: Darstellung des Korrelations- und Determinationskoeffizienten sowie des p-Wertes

	r	R²	p*
Schrittzeit [sec]	- 0,509	0,259	< ,001
Schrittlänge [m]	0,425	0,180	< ,001
prozentuale Standphase [%]	0,011	$1,21 \times 10^{-4}$	0,909
Schritthöhe [m]	0,536**	0,287	< ,001

*Fettdruck als Zeichen für klinische Signifikanz; **keine bivalente Normalverteilung daher Korrelationskoeffizient nach Pearson

4.3.2 Asymmetriebezogene Gangdomäne

Die Abb. 15 und Tab. 5 zeigen, dass innerhalb der asymmetriebezogenen Gangdomäne lediglich die Asymmetrie der prozentualen Dauer der Standphase in einem moderaten statistisch signifikanten negativen Zusammenhang mit der habituellen Ganggeschwindigkeit steht ($r = -0,343$; $R^2 = 0,119$; $p = < 0,001$). Für die übrigen drei untersuchten Parameter (Schrittlänge, Schrittzeit und Schritthöhe) ließ sich hingegen keine statistisch signifikante Korrelation mit der habituellen Ganggeschwindigkeit feststellen.

Tab. 5 Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit asymmetriebezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporalen Gangparameter: Darstellung des Korrelations- und Determinationskoeffizienten sowie des p-Wertes

	r	R²	p*
Asym. Schrittzeit [%]	0,033	$1,1 \times 10^{-3}$	0,721
Asym. Schrittlänge [%]	0,011	$1,2 \times 10^{-4}$	0,910
Asym. Prozentuale Standphase [%]	- 0,343	0,119	< ,001
Asym. Schritthöhe [%]	- 0,156	0,024	0,093

*Fettdruck als Zeichen für klinische Signifikanz

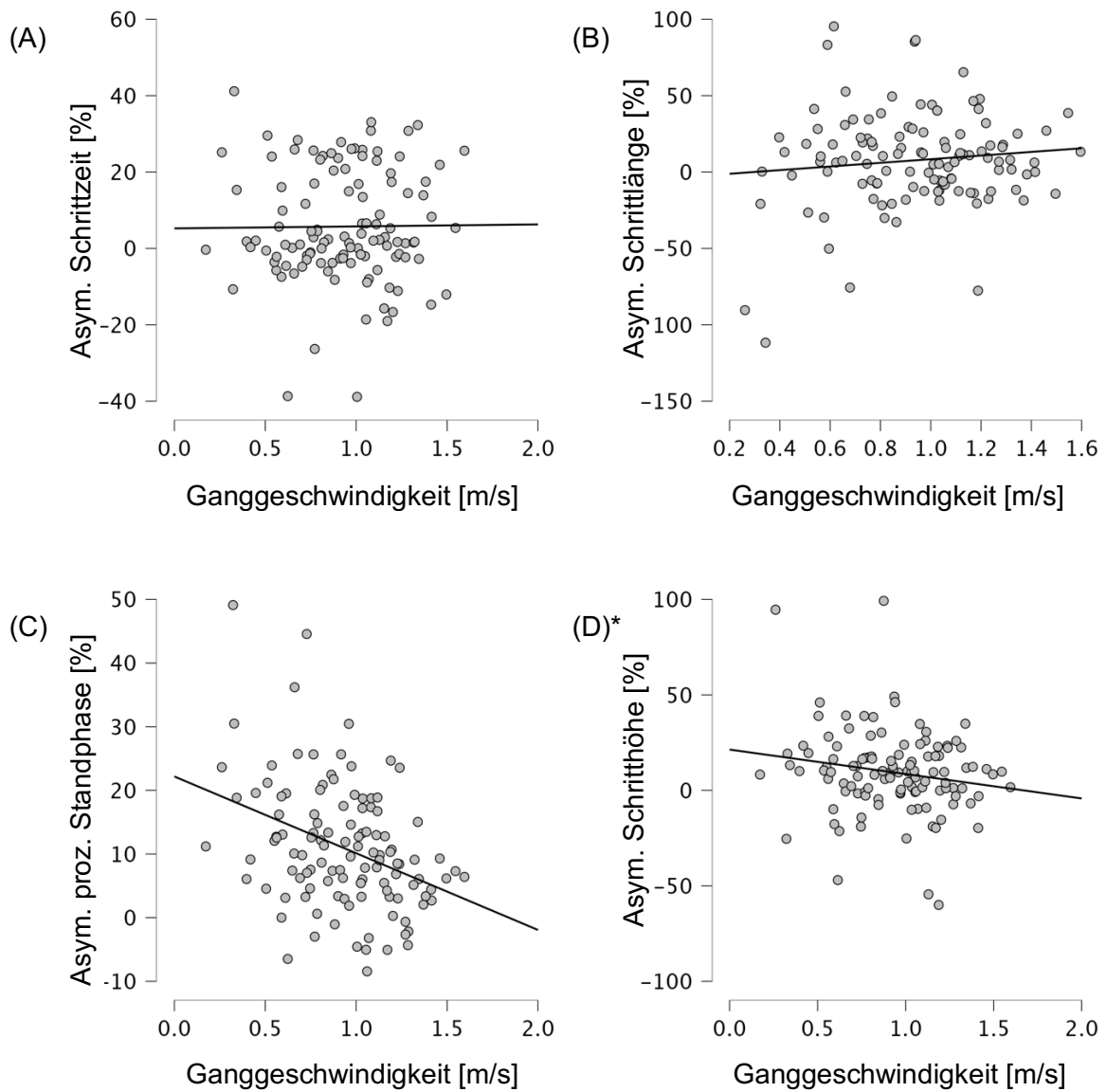


Abb. 15 Streudiagramm zur Beziehung zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und asymmetriebezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Die Asymmetrie (Asym.) von Schrittzeit (A), der Schrittlänge (B), der prozentualen Standphase Dauer (C) und Schritthöhe (D) ist in Abhängigkeit von der habituellen Ganggeschwindigkeit dargestellt. Jeder Punkt repräsentiert den Mittelwert einer Person über mehrere Schritte. Die durchgezogenen Linien zeigen die linearen Regressionsanpassungen ($\pm 95\%$ - Konfidenzintervall). Ein Stern (*) kennzeichnet statistische Signifikanz ($p < 0,05$)

4.3.3 Variabilitätsbezogene Gangdomäne

Unter den Bedingungen des Messsszenarios "Gehen" zeigen die Variabilitätsmerkmale der Distanzparameter (Schrittlänge und Schritthöhe) keinen statistisch signifikanten linearen Zusammenhang mit der habituellen Ganggeschwindigkeit. Wie aus Tab. 6 und Abb. 16 ersichtlich, bestand jedoch ein schwacher, aber statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und der Variabilität der Schrittzeit ($r = 0,199$; $p = 0,032$) sowie der Variabilität der prozentualen Standphase ($r = -0,194$; $p = 0,036$). Die

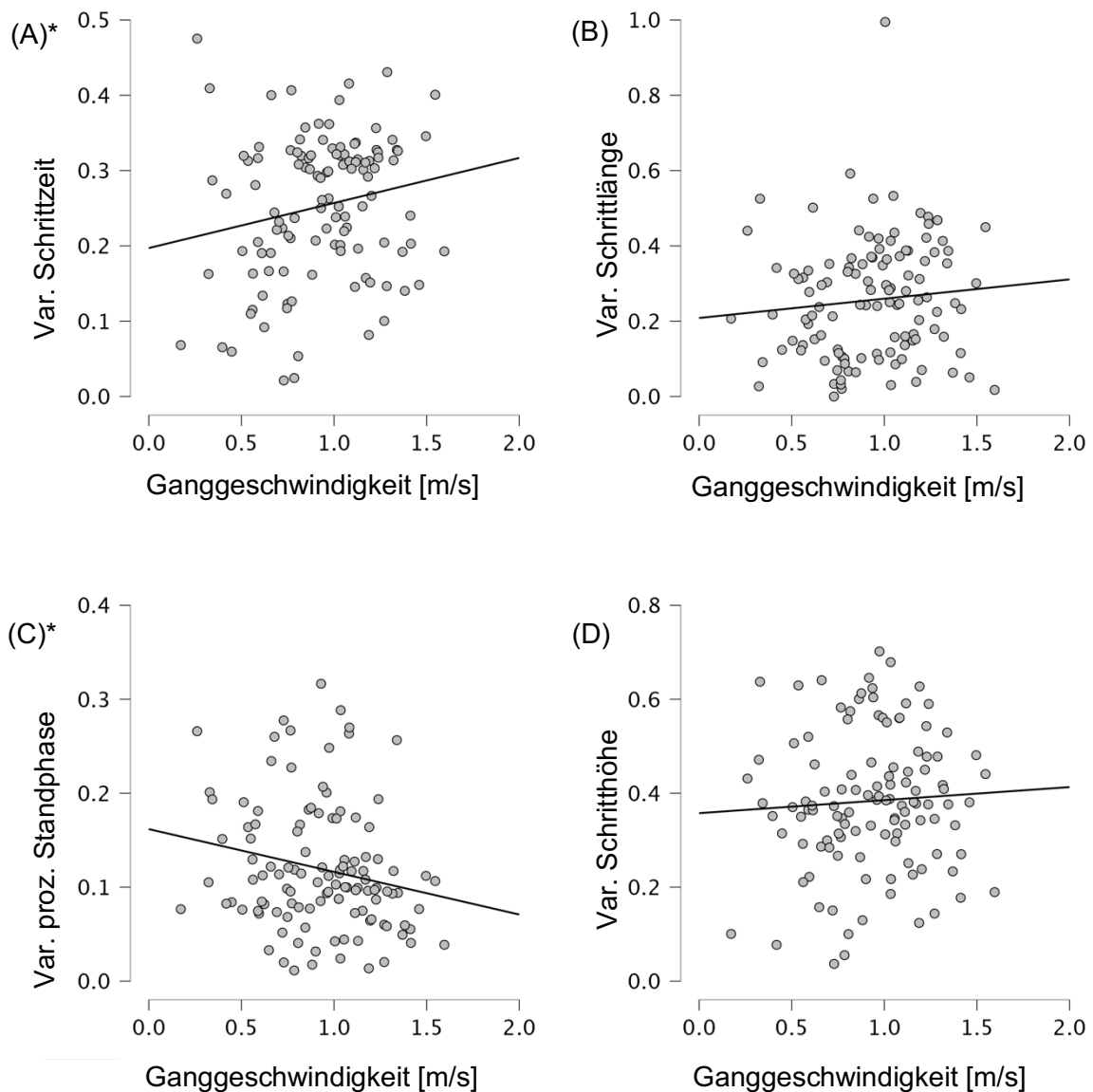


Abb. 16 Streudiagramm zur Beziehung zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und variabilitätsbezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Die Variabilität (Var.) von Schrittzeit (A), der Schrittlänge (B), der prozentualen Standphase Dauer (C) und Schritthöhe (D) ist in Abhängigkeit von der habituellen Ganggeschwindigkeit dargestellt. Jeder Punkt repräsentiert den Mittelwert einer Person über mehrere Schritte. Die durchgezogenen Linien zeigen die linearen Regressionsanpassungen ($\pm 95\%$ -Konfidenzintervall). Ein Stern (*) kennzeichnet statistische Signifikanz ($p < 0,05$)

zugehörigen Determinationskoeffizienten verdeutlichen, dass lediglich etwa 4 % der Varianz in der Ganggeschwindigkeit durch die Varianz der Variabilität dieser zeitbezogenen Parameter erklärt werden kann (Schrittzeit: $R^2 = 0,039$ bzw. prozentualen Dauer der Standphase: $R^2 = 0,038$).

Tab. 6 Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit variabilitätsbezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Darstellung des Korrelations- und Determinationskoeffizienten sowie des p-Wertes

	r	R²	p*
Var. Schrittzeit	0,199	0,039	0,032
Var. Schrittlänge	0,140	0,019	0,132
Var. Prozentuale Standphase	- 0,194	0,038	0,036
Var. Schritthöhe	0,066	4×10^{-3}	0,477

*Fettgedruckt als Zeichen für Signifikanz

4.4 Zusammenhang zwischen reproduzierbarer (graduell gesteigerter) Ganggeschwindigkeit und spezifischen Gangdomänen

4.4.1 Spatio-temporale Gangparameter

Im Messszenario "Laufband" wurden, analog zur zuvor durchgeführten Analyse im Szenario "Gehen", potenzielle lineare Zusammenhänge zwischen der reproduzierbaren Ganggeschwindigkeit und den Parametern Schrittlänge, Schritthöhe, Schrittzeit sowie der prozentualen Dauer der Standphase bei PatientInnen mit isolierten Frakturen eines Knochensegments der Region 41-44 (gemäß AO-Klassifikation) untersucht. Die Datenerhebung erfolgte unter standardisierten Bedingungen, in dem die Laufbandgeschwindigkeit graduell gesteigert wurde.

Wie in Tab. 7 sowie Abb. 17 dargestellt, zeigten alle der vier untersuchten Gangparameter eine signifikante Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit. Die Schrittlänge ($r = 0,938$; $p < 0,001$) und Schritthöhe ($r = 0,682$; $p < 0,001$) korrelierten stark bzw. moderat positiv mit der zunehmenden Ganggeschwindigkeit, was auf eine lineare Zunahme der beiden betrachteten distanzbezogenen Gangparameter bei stufenweiser Erhöhung der Ganggeschwindigkeit hinweist. Demgegenüber zeigten die Schrittzeit ($r = -0,613$; $p < 0,001$) und die prozentuale Standphasendauer ($r = -0,821$; $p < 0,001$) einen negativen Zusammenhang, was auf eine systematische Abnahme der zeit- und rhythmusbezogenen Parameter bei zunehmender Geschwindigkeit schließen lässt. Die durch die Varianz der einzelnen Parameter erklärte Varianz der Ganggeschwindigkeit ist ebenfalls in Tab. 7 dargestellt.

Tab. 7 Korrelation der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit einzelnen spatio-temporalen Gangparametern: Darstellung des Korrelations- und Determinationskoeffizienten sowie des p-Wertes

	r**	R²	p*
Schrittzeit [sec]	- 0,613	0,376	< ,001
Schrittlänge [m]	0,938	0,880	< ,001
Prozentuale Standphase [%]	- 0,821	0,674	< ,001
Schritthöhe [m]	0,682	0,465	< ,001

*Fettdruck als Zeichen für klinische Signifikanz, **Korrelationsanalyse nach Spearmans Rho da keine bivalente Normalverteilung

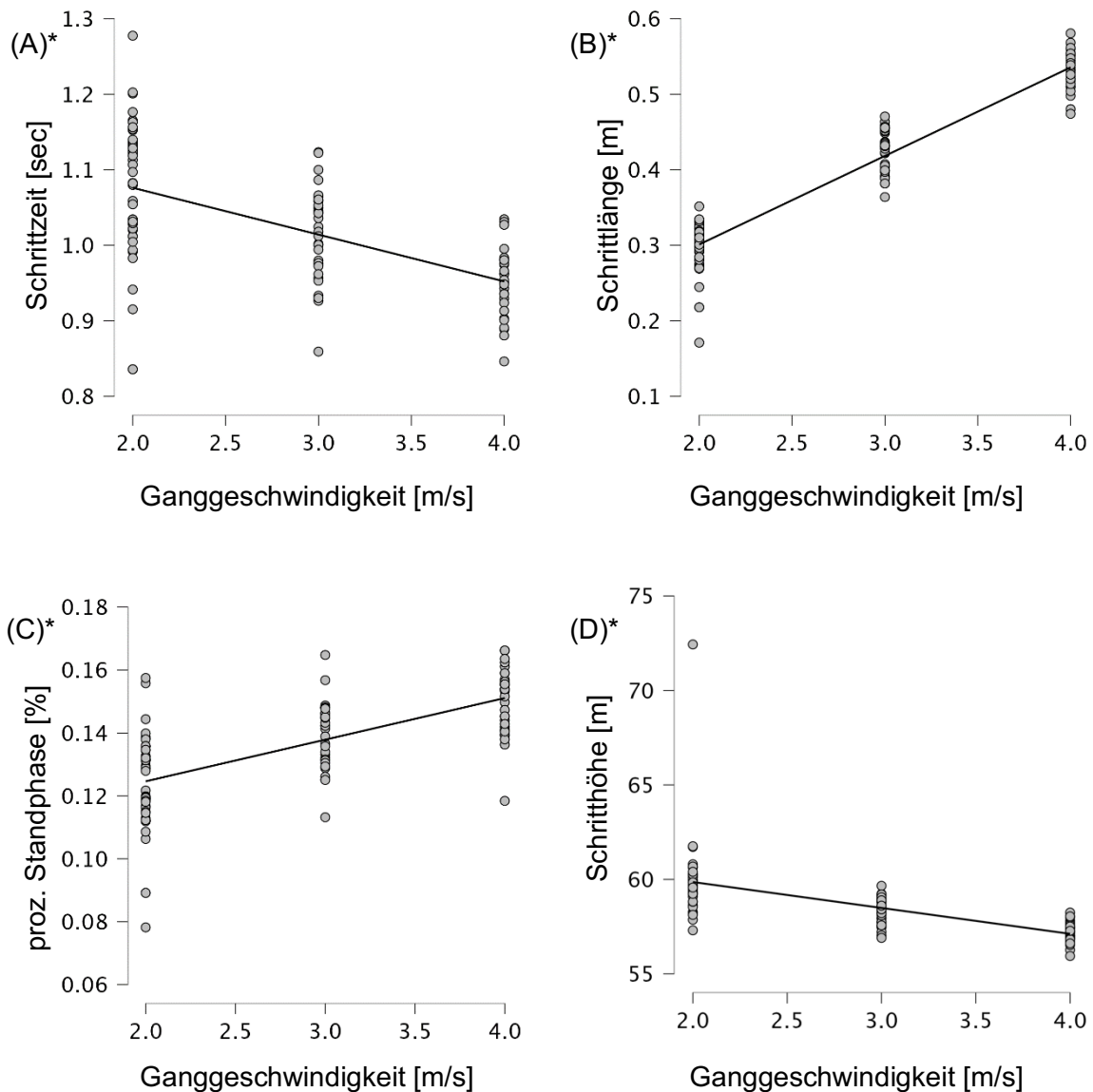


Abb. 17 Streudiagramm zur Beziehung zwischen der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit und einzelner spatio-temporalen Gangparameter. Die Schrittzeit (A), die Schrittlänge (B), die prozentuale Standphase Dauer (C) und die Schritthöhe (D) ist in Abhängigkeit von der habituellen Ganggeschwindigkeit dargestellt. Jeder Punkt repräsentiert den Mittelwert einer Person über mehrere Schritte. Die durchgezogenen Linien zeigen die linearen Regressionsanpassungen ($\pm$ 95 %-Konfidenzintervall). Ein Stern (*) kennzeichnet statistische Signifikanz ($p < 0,05$).

4.4.2 Asymmetriebezogene Gangdomäne

Die in Tab. 8 aufgeführten und in Abb. 18 visualisierten Ergebnisse verdeutlichen, dass innerhalb der Frakturkohorte kein statistisch signifikanter linearer Zusammenhang zwischen asymmetriebezogenen Merkmalen der untersuchten Gangparameter (Schrittlänge, Schritthöhe, Schrittzeit und prozentuale Standphase) und der konstanten bzw. der stufenweise gesteigerten Ganggeschwindigkeit auf dem Laufband besteht.

Ergebnisse

Tab. 8 Korrelation der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit asymmetriebezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Darstellung des Korrelations- und Determinationskoeffizienten sowie des p-Wertes

	r^{**}	R^2	p
Asym. Schrittzeit [%]	- 0,061	$3,7 \times 10^{-3}$	0,524
Asym. Schrittlänge [%]	0,043	$1,8 \times 10^{-3}$	0,659
Asym. proz. Standphase [%]	0,062	$3,8 \times 10^{-3}$	0,517
Asym. Schritthöhe [%]	- 0,045	2×10^{-3}	0,637

**Korrelationsanalyse nach Spearmans Rho, da keine bivalente Normalverteilung

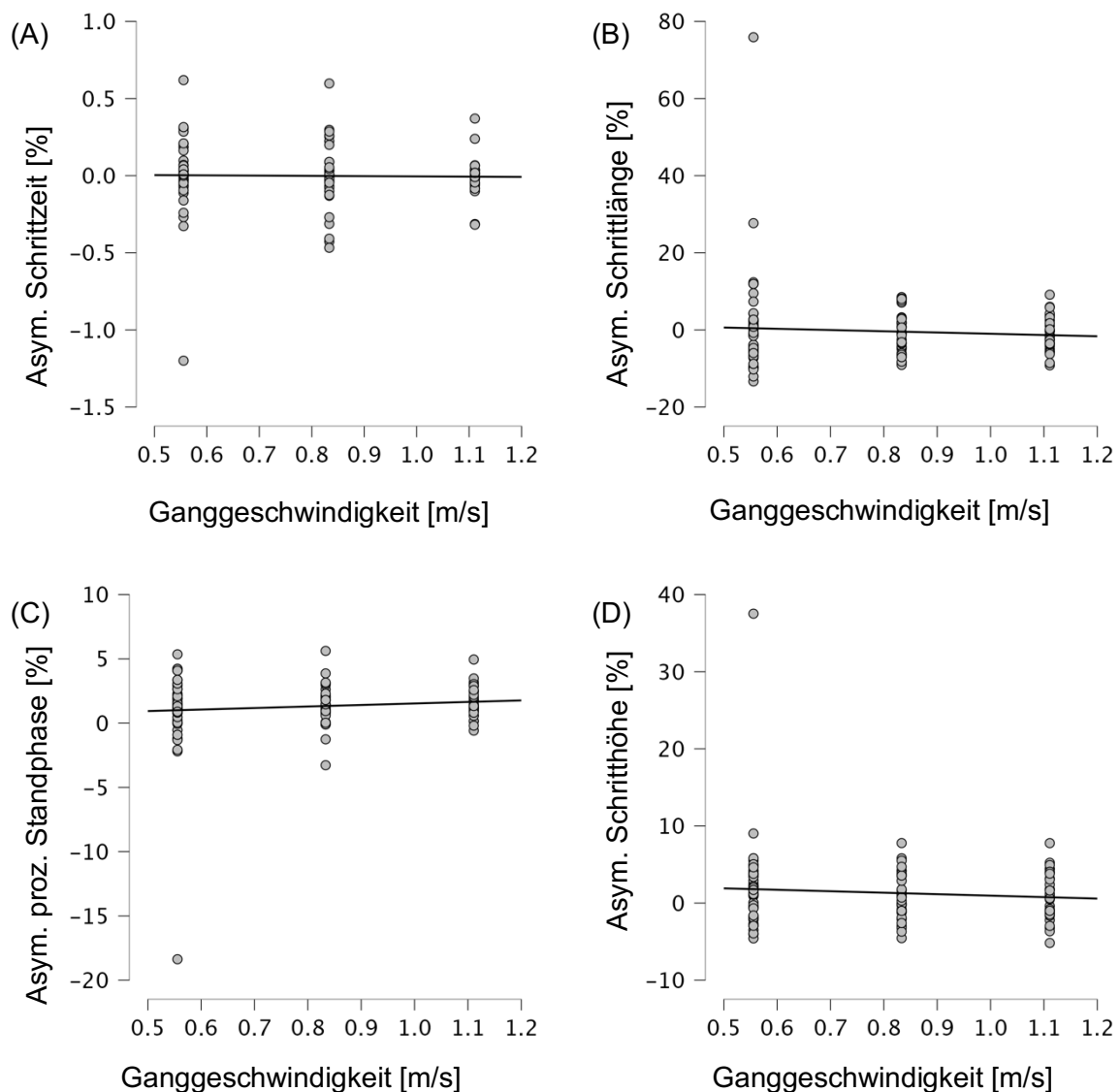


Abb. 18 Streudiagramm zur Beziehung zwischen der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit und asymmetriebezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Die Asymmetrie (Asym.) von Schrittzeit (A), der Schrittlänge (B), der prozentualen Standphase Dauer (C) und Schritthöhe (D) ist in Abhängigkeit von der habituellen Ganggeschwindigkeit dargestellt. Jeder Punkt repräsentiert den Mittelwert einer Person über mehrere Schritte. Die durchgezogenen Linien zeigen die linearen Regressionsanpassungen (± 95 %-Konfidenzintervall). Ein Stern (*) kennzeichnet statistische Signifikanz ($p < 0,05$).

4.4.3 Variabilitätsbezogene Gangdomäne

Die Ergebnisse aus Tab. 9 und Abb. 19 zeigen, dass die Variabilität der untersuchten Gangparameter signifikant durch graduell gesteigerte Ganggeschwindigkeit im Versuchsszenario „Laufband“ bei isolierten Frakturen der Tibia und OSG (Knochensegmente 41-44 nach AO-Klassifikation) beeinflusst wird. Die moderate negative Korrelation der Variabilität der Schrittlänge ($r = -0,659$; $p < 0,001$) und der Schrittzeit ($r = -0,626$; $p < 0,001$) sowie die ausgeprägte negative Korrelation der Variabilität der prozentualen Standphasendauer ($r = -0,786$; $p < 0,001$), in Zusammenschau mit der leicht positiven

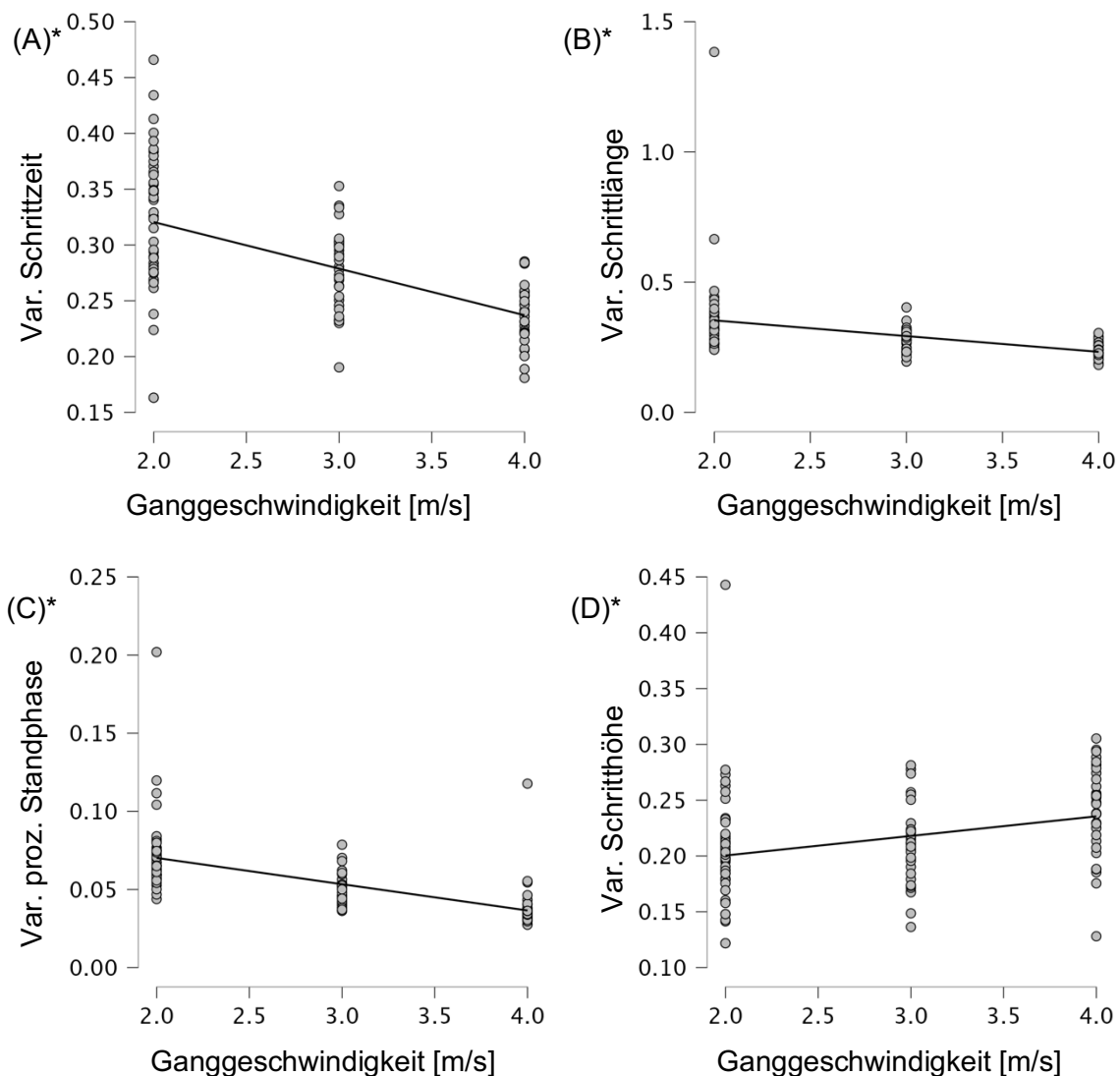


Abb. 19 Streudiagramm zur Beziehung zwischen der reproduzierbaren (graduall gesteigerten) Ganggeschwindigkeit und variabilitätsbezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Die Variabilität (Var.) von Schrittzeit (A), der Schrittlänge (B), der prozentualen Standphase Dauer (C) und Schritthöhe (D) ist in Abhängigkeit von der habituellen Ganggeschwindigkeit dargestellt. Jeder Punkt repräsentiert den Mittelwert einer Person über mehrere Schritte. Die durchgezogenen Linien zeigen die linearen Regressionsanpassungen ($\pm 95\%$ -Konfidenzintervall). Ein Stern (*) kennzeichnet statistische Signifikanz ($p < 0,05$)

Korrelation der Variabilität der Schritthöhe ($r = 0,373$; $p = < 0,001$), weisen darauf hin, dass die schrittweise Erhöhung der Geschwindigkeit (von 2 auf 3 bzw. 4 km/h) zu einer ausgeprägteren Gleichmäßigkeit und funktionellen Stabilisierung des Gangzyklus führt.

Tab. 9 Korrelation der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit variabilitätsbezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter. Darstellung des Korrelations- und Determinationskoeffizienten sowie des p-Wertes

	Spearman's Rho	R²	p*
Var. Schrittzeit	- 0,626	0,392	< ,001
Var. Schrittlänge	- 0,659	0,434	< ,001
Var. proz. Standphase	- 0,786	0,618	< ,001
Var. Schritthöhe	0,373	0,139	< ,001

* Fettdruck als Zeichen für klinische Signifikanz

5 Diskussion

In der vorliegenden longitudinalen Observationsstudie wurde die Progression der Ganggeschwindigkeit während der Rekonvaleszenz nach osteosynthetischer Versorgung von Frakturen der Tibia und des OSG untersucht. Zudem wurde geprüft, in welchem Umfang spatio-temporale Gangparameter zur objektiven Beurteilung des Heilungsprozesses geeignet sind. Unabhängig von der Lokalisation der Fraktur (proximale, diaphysäre, distale Tibiafraktur sowie OSG-Fraktur) zeigte sich innerhalb der ersten sechs Monate des Heilungsprozesses eine signifikante Zunahme der habituellen Ganggeschwindigkeit. Nach Ablauf dieses Zeitraums bestand kein statistisch signifikanter Unterschied mehr zur ganggesunden Kontrollgruppe.

Die Studienergebnisse verdeutlichen, dass sowohl die habituelle als auch die graduell auf dem Laufband gesteigerte Ganggeschwindigkeit mit spezifischen Anpassungen einzelner gangbezogener Merkmale einhergingen. Die habituelle Ganggeschwindigkeit korrelierte moderat mit drei der vier untersuchten spatio-temporalen Parametern (Schrittlänge, -höhe und -zeit), wobei die Determinationskoeffizienten insgesamt niedrig ausfielen. Bei der Untersuchung asymmetriebezogener Gangmerkmale desselben Messzenarios wies ausschließlich die Asymmetrie der prozentualen Standphase einen statistisch signifikanten linearen Zusammenhang zur Ganggeschwindigkeit auf. In der variabilitätsbezogenen Gangdomäne zeigte lediglich die beiden rhythmusbezogenen Parameter (Schrittzeit und prozentuale Standphase) schwache, aber signifikante Zusammenhänge zur habituellen Ganggeschwindigkeit.

Im Messszenario „Laufband“ korrelierten alle untersuchten Parameter moderat bis stark mit der reproduzierbar gesteigerten Ganggeschwindigkeit, während asymmetriebezogene Merkmale keine Kohärenz aufwiesen. Die Variabilität der Schrittlänge und -zeit sowie der prozentualen Standphase zeigten jeweils eine mäßige, statistisch signifikante negative Beziehung zur Ganggeschwindigkeit auf; wohingegen die Schritthöhe nur leicht korrelierte.

5.1 Die habituelle Ganggeschwindigkeit

Hypothese 1: Unterschiede zwischen den einzelnen Frakturlokalisationen (proximale, diaphysäre, distale Tibiafraktur bzw. OSG-Fraktur)

Die eingangs formulierte Hypothese, dass unterschiedliche Frakturlokalisationen des Unterschenkels mit divergierenden habituellen Ganggeschwindigkeiten einhergehen könnten, bestätigte sich in der untersuchten PatientInnenkohorte des UKS nicht. Diese Annahme

beruhte auf der Überlegung, dass frakturspezifische Therapieansätze, etwa hinsichtlich der gewählten Osteosynthesetechnik, der postoperativen Belastungsvorgaben, der Schmerzintensität, der Schwere der Verletzung oder begleitender Weichteilverletzungen potenziell einen Einfluss auf die selbstgewählte Ganggeschwindigkeit haben könnten.

Die Einordnung der vorliegenden Ergebnisse in den Kontext der bestehenden Fachliteratur gestaltet sich schwierig, da bislang keine Studien existieren, welche spatio-temporale Gangparameter systematisch zwischen unterschiedlichen AO-klassifizierten Frakturen des Unterschenkels vergleichen. Dies ist vermutlich in erster Linie auf die eingeschränkte Vergleichbarkeit der einzelnen Osteosyntheseverfahren zurückzuführen. Ebenso mangelt es an Untersuchungen, die den Einfluss des Frakturschweregrads auf die Ganggeschwindigkeit und weitere räumlich-zeitliche Gangparameter beleuchten. Für OSG-Frakturen liegen hingegen erste Erkenntnisse vor, die einen Zusammenhang zwischen dem Schweregrad der Fraktur und dem Bewegungsumfang (Range of Motion (ROM) in der Sagittalebene (Flexion/Extension)) während der Belastungs- und Abstoßphase aufzeigen. Daten derselben Studie deuten, wenn auch ohne statistische Signifikanz, darauf hin, dass mit zunehmender Komplexität der OSG-Fraktur (uni-, bi-, bzw. trimalleolare Frakturen) die postoperative habituelle Ganggeschwindigkeit abzunehmen scheint. [211] Eine weitere Untersuchung bestätigte diese Tendenz und berichtete, dass PatientInnen mit unimalleolaren OSG-Frakturen eine kürzere Schrittdauer und daraus resultierend eine höhere Ganggeschwindigkeit aufweisen als Personen mit bi- oder trimalleolaren OSG-Frakturen. [60]

Warmerdam et al. gehen davon aus, dass sowohl das gewählte Osteosyntheseverfahren als auch die damit verbundenen postoperativen Belastungsvorgaben maßgeblich das postoperative Gangbild und insbesondere die Ganggeschwindigkeit beeinflussen. [215] Während eine Plattenosteosynthese der Tibia in der Regel zunächst nur eine restriktive Teilbelastung erlaubt, ermöglicht die intramedullären Nagelosteosynthese aufgrund der höheren erzielten biomechanischen Frakturstabilität häufig eine frühere Steigerung der Abrollbelastung. [75,132,135] Trotz dieses Vorteiles ist die subpatellare Manipulation im Rahmen der Implantation des intramedullärer Kraftträger mit einem erhöhten Risiko für persistierende iatrogene anteriore Knieschmerzen assoziiert [23,103], die auch über Jahre fortbestehen können. [208] Chronische Schmerzen können nachweislich zu einer Einschränkung der Gangleistung führen, was sich unter anderem in einem reduzierten Gangtempo zeigt. [149,160] Vergleichbare funktionelle Defizite wurden auch nach plattenosteosynthetischer Versorgung proximaler Tibiafrakturen beschrieben, insbesondere bei intraartikulären Frakturverläufen in Kombination mit einer eingeschränkten Beweglichkeit (ROM) des Kniegelenks. [68]

Eine inadäquate postoperative Abrollbelastung, sei es durch Über- oder Unterbeanspruchung, birgt ein relevantes Risiko für Komplikationen im Heilungsverlauf. [8,50,77] Der konsequenten Umsetzung frakturspezifischer Rehabilitationsempfehlungen, wie sie unter anderem von der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) formuliert wurden [19], kommt daher eine zentrale Bedeutung in der postoperativen Versorgung zu. Im Rahmen der vorliegenden Beobachtungsstudie erhielten alle Teilnehmenden eine Eiweisung in den sachgerechten Gebrauch der entlastenden Hilfsmittel (z.B. Vacoped®-Stiefel und Unterarmgehstützen). Untersuchungen an ganggesunden ProbandInnen zeigen, dass die ungewohnten Bewegungsbedingungen beim Gehen mit Unterarmgehstützen die Ganggeschwindigkeit und weitere spatio-temporäre Parameter beeinflussen können. [158,175] Erfahrungen aus der klinischen Praxis haben zudem gezeigt, dass Dauer und Qualität des Adaptionprozesses individuell stark variieren, möglicherweise abhängig von Faktoren wie körperlicher Belastbarkeit, motorischer Sicherheit und subjektivem Sicherheitsempfinden. Es ist daher anzunehmen, dass auch bei den am UKS behandelten FrakturpatientInnen die Ganggeschwindigkeit im frühen Rehabilitationsprozess wesentlich durch den beschriebenen Adaptionprozess beeinflusst war. Entsprechend dem Studienprotokoll des WSS-Projektes Smarte Implantate erfolgte die erste Follow-Up-Visite erst 30 bis 40 Tage postoperativ, zu einem Zeitpunkt, an dem von einer hinreichenden Vertrautheit der Teilnehmenden mit den verwendeten Hilfsmitteln ausgegangen werden kann. Ein systematischer Einfluss der Hilfsmittel auf die innerhalb der Studie erhobene Ganggeschwindigkeit ist daher als vernachlässigbar einzustufen.

Neben somatischen Einflussgrößen sowie der Wahl des Osteosyntheseverfahrens/ der Rehabilitationsstrategie können auch psychisch-emotionale Aspekte im Kontext der Krankheitsbewältigung, das Erleben des Frakturereignisses sowie damit verbundene funktionelle Einschränkungen im (beruflichen) Alltag das Gangbild beeinflussen. Studien zeigen, dass Personen in dysphorischer Stimmungslage im Vergleich zu Kontrollgruppen eine niedrigere Gangtempo aufweisen. [129,148,173] Es ist darüber hinaus beschrieben worden, dass betagtere Personen aus Angst vor erneuten Sturzereignissen ein vorsichtigeres, bedächtigeres Gangverhalten einnehmen, was sich in einer verringerten habituellen Ganggeschwindigkeit widerspiegelt. [54,212,223]

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass jede der untersuchten Frakturlokalisationen (Knochensegmente 41 - 44 gemäß AO-Klassifikation) vermutlich spezifische Besonderheiten aufweist, deren funktionelle Verbesserung im Heilungsverlauf tendenziell mit einer Zunahme der habituellen Ganggeschwindigkeit einherzugehen scheint oder unabhängig davon erfolgt. Da dieser Anstieg in alle Subgruppen über die drei Messzeitpunkten (V1, V2, V3) hinweg

konsistent beobachtet wurde, verliert die Frage nach den genauen Ursachen für die weitere Ergebnisauswertung an Bedeutung.

Das wesentliche Resultat in Bezug auf die erste Hypothese besteht darin, dass mangels signifikanter Unterschiede zwischen den einzelnen Subgruppen eine Konsolidierung aller PatientInnendaten zu einer übergeordneten Frakturkohorte für die weiterführende Analyse möglich ist. Gleichwohl ist die Validität der Ergebnisse aufgrund der ungleichen Größenverteilung der Subgruppen (proximal n = 15, diaphysär n = 12, distal n = 4, OSG n = 31) kritisch zu reflektieren, auch wenn die beobachtete Häufigkeitsverteilung der Frakturen weitgehend den in der Literatur genannten Inzidenzraten entspricht. [45,180,221]

Hypothese 2: Veränderungen der Ganggeschwindigkeit im zeitlichen Verlauf des Heilungsprozesses

Im Verlauf des sechsmonatigen Heilungsverlaufs zeigte sich in der untersuchten Frakturkohorte des UKS eine statistisch signifikante Zunahme der habituellen Ganggeschwindigkeit. Damit wird die zweite im Rahmen der vorliegenden Arbeit aufgestellte Hypothese bestätigt, wonach sich die Ganggeschwindigkeit im Zuge der ossären Rekonvaleszenz über die drei Follow-up-Zeitpunkte kontinuierlich verbessert. Dieser Befund entspricht den bisherigen Erkenntnissen zu Frakturen der Tibia und Fibula (entsprechend den Knochensegmente 41-44 gemäß AO-Klassifikation). [117,126,198,202]

Das Gangbild, insbesondere die Ganggeschwindigkeit, ist Ausdruck eines komplexen Zusammenspiels verschiedener Einflussfaktoren. Neben soziodemographischen und anthropometrischen Determinanten wie Lebensalter, Geschlecht und Körpergröße, [4,58,73,138,183] spielen vor allem strukturelle und funktionelle Veränderungen des zentralen Nervensystems, des kardiorespiratorischen Systems sowie des muskuloskelettalen Apparates eine zentrale Rolle für die Gangdynamik. [70,143,160,163,224] Darüber hinaus können auch psychische, psychosoziale und lebensstilbezogene Faktoren die Variabilität der Ganggeschwindigkeit beeinflussen. [39,49,58,138]

Bei betagten Menschen ist häufig ein vorsichtigeres Gangmuster zu beobachten, das durch eine reduzierte Ganggeschwindigkeit und eine verkürzte Schrittlänge gekennzeichnet ist. [4,186,223] Ein erhöhter Body-Mass-Index geht ebenfalls häufig mit einer verringerten Ganggeschwindigkeit, kürzeren Schrittlänge, sowie verlängerten Stand- und Doppelstützphasen einher. [48,166]

Da sich die sozio-demographischen und anthropometrischen Merkmale in der untersuchten Kohorte am UKS während des vergleichsweise kurzen Beobachtungszeitraums vermutlich nur kaum verändert haben dürften, erscheint es unwahrscheinlich, dass diese Faktoren die

beobachtete Zunahme der Ganggeschwindigkeit maßgeblich beeinflusst haben. Vielmehr liegt die Annahme nahe, dass die Steigerung primär auf den fortschreitenden Heilungsprozess der Fraktur zurückzuführen ist.

Um die Eignung der Wiederherstellung der habituellen Ganggeschwindigkeit als Indikator für den Heilungsfortschritt fundiert zu beurteilen, bedarf es weiterführender Untersuchungen. Diese sollten sich vorrangig auf die quantifizierbaren gangspezifischen Unterschiede zwischen einer „physiologischen“ und zeitgerechten versus einer stagnierenden oder ausbleibenden ossären Konsolidierung konzentrieren.

Hypothese 3: Mittlere Ganggeschwindigkeit sechs Monate nach Osteosynthese: Frakturkohorte versus Kontrollgruppe

Im Gegensatz zu mehreren Querschnittsstudien, die spezifische Frakturlokalisationen (proximale, diaphysäre, distale Tibia- oder OSG-Frakturen) separat untersuchten und bis zu sechsunddreißig Monate postoperativ eine signifikant reduzierte mittlere Ganggeschwindigkeit im Vergleich zu ganggesunden Kontrollgruppen beschrieben [100,117,191,211,216], zeigten sich in der aus allen Fraktursubgruppen (Knochensegmente 41-44 nach AO-Klassifikation) gepoolten PatientInnenkohorte des UKS keine entsprechenden Befunde.

Die Interpretation dieser Ergebnisse gestaltete sich diffizil, da in den genannten Studien meist einzelne Frakturlokalisationen isoliert betrachtet wurden und zudem innerhalb der UKS-Kohorte heterogene Subgruppen mit unterschiedlich großen Stichprobenumfängen vorlagen. Es erschien plausibel, dass jede Frakturlokalisation mit spezifischen funktionellen Herausforderungen einhergeht, die sich im Verlauf der Rehabilitationsprozesses sukzessive verringern und eine Zunahme der Ganggeschwindigkeit bedingen könnten.

Ein methodischer Vergleich zwischen der vorliegenden Untersuchung und den referenzierten Studien zeigt deutliche Unterschiede in den verwendeten Messverfahren: Während am UKS ein markerbasiertes Bewegungserfassungssystem eingesetzt wurde, nutzten andere Arbeiten alternative Systeme wie etwa Kraftmessplatten, dreiachsige Beschleunigungsmesser oder optische Messinstrumente (z.B. das Optogait-System). [100,191,216] Möglicherweise resultierend aus der begrenzten Messgenauigkeit dieser Verfahren erfolgten teilweise mehrere Messdurchgänge pro ProbandIn, um daraus Mittelwerte zu bilden, [100,191,216] wohingegen Studien, die das Vicon oder äquivalenten Systeme verwendeten, ein solches redundantes Vorgehen nicht beschrieben. [117,134,187,211] Optische markerbasierte Messsysteme gelten in der Bewegungswissenschaft (Kinesiologie) zwar als Goldstandard, [161,185] dennoch bleibt unklar, ob wiederholte Messungen etwaige Ungenauigkeiten, bspw.

durch Einfluss der Versuchsleitenden oder die Adaptionszeit der Testpersonen an den Versuchsaufbau, zusätzlich hätten reduzieren können.

Im Zuge der Datenerhebung im Studienverlauf war mehrfach festzustellen, dass einzelne ProbandInnen zu Beginn der Messung infolge der intendierten Gangkontrolle zunächst ein verändertes Gangbild bzw. abweichende Ganggeschwindigkeit aufwiesen. In Analogie zu den Laufbanduntersuchungen könnte daher die Implementierung einer kurzen Eingewöhnungsphase oder die wiederholte Durchführung der Messungen grundsätzlich geeignet sein, derartige Verzerrungen zu reduzieren. [142] Ein vergleichbares Vorgehen beschrieben auch Hsu et al. in ihrer Studie an PatientInnen mit Sprunggelenkfrakturen. [100] In der praktischen Umsetzung erwies sich dies jedoch als schwierig, da bei mehreren PatientInnen bereits nach einmaliger Durchführung der Messszenarien Schmerzen oder funktionelle Beschwerden auftraten, die die Umsetzbarkeit entsprechender Maßnahmen nur eingeschränkt zuließ.

Hinsichtlich des Studiendesigns bestehen methodische Parallelen zu Arbeiten, die ebenfalls ein markerbasiertes Bewegungserfassungssystem einsetzten: In diesen Fällen wurde die habituelle Ganggeschwindigkeit auf einer ebenen Strecke von etwa zehn bis zwölf Metern erfasst. [117,211] Eine Studie, die Kraftplatten zur Datenerhebung verwendete, implementierte ein vergleichbares Messprinzip, indem die Messaufzeichnung dynamisch gestartet und gestoppt wurde. [191,216] Dieses Vorgehen ermöglicht eine realitätsnahe Erfassung der natürlichen Ganggeschwindigkeit, da die ProbandInnen ihre individuelle Gangdynamik bis zum vorgesehenen virtuellen Stoppunkt beibehalten konnten, ohne das Tempo vorzeitig willkürlich anzupassen. Am UKS betrug der Abstand zwischen dem sichtbaren Start- bzw. Stoppunkt und dem eigentlichen Erfassungsbereich des Kamerasystems etwa 2 m, um mindestens zwei Schritte vor und nach der Erfassung sicherzustellen. Ein solches methodisches Detail wurde in den übrigen Studien nicht explizit beschrieben.

Im Vergleich der untersuchten Kohorten zeigte sich, dass sowohl in der vorliegenden Arbeit als auch in den referenzierten Studien eine weitgehende Konvergenz der klinisch-demographischen Merkmale zwischen Fraktur- und Referenzgruppen erreicht wurde. [100,117,134,187,191,211,216] Ein zentraler Unterschied bestand jedoch im Lebensalter der ProbandInnen zum Zeitpunkt der Fraktur: Während in den zitierten Studien ein Durchschnittsalter zwischen 38 und 45 Jahren angegeben wurde, lag dies im UKS-Kollektiv bei 51,3 Jahren (SD 17,3 Jahre). Zwar wurde in den einzelnen Studien durch Matching altersadäquater Kontrollgruppen versucht, diesen Einfluss zu kontrollieren, dennoch könnte die in der UKS-Kohorte vergleichsweise breite Altersspanne (19 - 77 Jahren) zu einer erhöhten interindividuellen Varianz der Ganggeschwindigkeit beigetragen haben. Andere Studien weisen ebenfalls eine annähernd breite Altersspanne auf. [211,217]

Die in der vorliegenden Arbeit untersuchte Stichprobe umfasste 19 klinisch-demographisch gematchte ProbandInnen sowohl in der Fraktur- als auch in der Kontrollgruppe, wodurch der Einfluss demographischer Variablen auf das Studienergebnis bzw. die Ganggeschwindigkeit als gering einzuschätzen ist. Gleichwohl bleibt ein präzises Matching zwischen PatientInnen- und Kontrollgruppe methodisch anspruchsvoll. Eine der zitierten Arbeiten erhöhte die Komparabilität zusätzlich durch Angabe der Beinlänge. [187]

5.2 Untersuchungen zur habituellen und reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit

Zusammenhang zwischen spatio-temporalen Gangparametern und der Ganggeschwindigkeit: Der Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf spatio-temporale Gangparameter wurde im orthopädischen und unfallchirurgischen Kontext bislang nur vereinzelt untersucht. [17] In der vorliegenden Observationsstudie zeigt sich eine moderate Korrelation zwischen Schrittlänge, Schritthöhe sowie Schrittzeit mit der habituellen Ganggeschwindigkeit bei PatientInnen mit einer Fraktur am Unterschenkel. Die prozentuale Dauer der Standphase zeigte hingegen keine signifikante Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit.

Der beobachtete Zusammenhang zwischen Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz entspricht den bereits in den 1960er Jahren von Murray et al. beschriebenen Ergebnissen bei ganggesunden Probanden [156] und wurde seither in zahlreichen Metaanalysen sowohl für das Gehen auf ebenem Untergrund als unter standardisierten Laufbandbedingungen für verschiedene Altersgruppen bestätigt. [28,76] Warmerdam et al. [215] fassten in einer systematischen Übersichtsarbeit Studien zu Tibia- und OSG-Frakturen zusammen und berichteten ebenfalls von einer positiven Korrelation zwischen Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge, die jener gesunder Personen in etwa entspricht. [28,72,76] In der untersuchten Fraktur-Kohorte des UKS bestätigte sich erwartungsgemäß ein linearer Zusammenhang zwischen beiden Parametern auf ebenem Untergrund. Etwa ein Fünftel der Variation der Schrittlänge ($R^2 = 0,18$) ließ sich durch die Änderung der Ganggeschwindigkeit erklären. (vgl. Tab. 4) Dieses Ergebnis verdeutlicht jedoch zugleich, dass die Schrittlänge nicht ausschließlich von der Ganggeschwindigkeit abhängt. Neben dieser spielen soziodemographische Determinanten wie Geschlecht und Körpergröße [4,183] sowie der individuelle Fortschritt der Rekonvaleszenz nach einer Fraktur eine wesentliche Rolle.

In der bereits referenzierten Arbeit von Warmerdam et al. [215] wurde anhand einer gewichtete Korrelationsanalyse mit einer größeren Stichprobe von Fraktur-PatientInnen einen deutlich ausgeprägteren linearen Zusammenhang zwischen der Ganggeschwindigkeit und der Schrittlänge ($R^2 = 0,85$) ermittelt als es in der vorliegenden Studie bei selbstgewählter Geschwindigkeit der Fall war ($R^2 = 0,180$). Unter standardisierten Bedingungen des Laufband-Messzenarios zeigte sich im Vergleich zum Gehen auf ebenem Untergrund in derselben Fraktur-Kohorte des UKS sogar eine noch engere Korrelation ($R^2 = 0,88$).

Die Analogie der Befunde von Warmerdam et al. mit den Ergebnissen des Laufband Messzenarios unterstreichen den engen funktionellen Zusammenhang zwischen Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit auch bei Frakturen des Unterschenkels (Knochensegmente 41-44 nach AO-Klassifikation). Vor diesem Hintergrund sollte die im postoperativen Heilungsverlauf häufig zu beobachtende Zunahme der Schrittlänge [117,126,198,202] daher nicht als isoliertes Phänomen oder Ausdruck der ossären Konsolidierung interpretiert werden. Vielmehr ist sie im Kontext der gleichzeitig zunehmenden Ganggeschwindigkeit zu sehen, da beide Parameter, sowohl bei Gesunden als auch bei PatientInnen mit Tibia- oder OSG-Fraktur, in einem funktionellen Verhältnis zueinanderstehen.

Die Ganggeschwindigkeit gilt aufgrund ihrer hohen Aussagekraft sowie der einfachen und kostengünstigen Erhebung als wertvoller Indikator für Funktionalität. [37,116,150,189,197] Die in dieser Arbeit aufgezeigte Diskrepanz zwischen Messungen auf dem Laufband und auf ebener Gehstrecke deuten jedoch darauf hin, dass die Erhebung der Schrittlänge bei habitueller Ganggeschwindigkeit auf festem Untergrund aufgrund der schwächeren Korrelation zur Ganggeschwindigkeit möglicherweise eine präzisere Beurteilung des Heilungsverlaufes erlaubt. Gleichwohl ist zu berücksichtigen, dass die Ganggeschwindigkeit bei ganggesunden Erwachsenen, wie Murray et al. zeigten, aus der Anpassung von Kadenz und Schrittlänge resultiert. [156] Eine isolierte Betrachtung der Schrittlänge erscheint daher, unabhängig vom Messzenario, nicht ausreichend, um den Heilungsverlauf nach einer Fraktur am Unterschenkel differenziert zu beurteilen.

Bovi et al. berichteten bei gesunden ProbandInnen, die in habitueller und mit variierter Geschwindigkeit über Kraftmessplatten gingen, dass sowohl die bipedale Stützzeit als auch die prozentualen Standphasendauer invers mit der Ganggeschwindigkeit korreliert. [28] In der am UKS untersuchten Fraktur-Kohorte zeigte sich hingegen keine signifikante geschwindigkeitsabhängige Änderung der Standphasendauer (im Messzenario Gehen). (vgl. Tab. 4). Lediglich die Schrittzeit wies einen moderaten negativen Zusammenhang mit der Ganggeschwindigkeit auf, was auf eine Verkürzung der Schrittzeit bei zunehmendem Gangtempo hinweist. Obwohl die Schrittzeit, die Dauer der Standphase (in Sekunden) und die Kadenz funktionell eng miteinander verknüpft sind, konnte nur etwa ein Viertel der Variation

der Schrittzeit ($R^2 = 0,259$) durch die Änderung der Ganggeschwindigkeit erklärt werden. Dies deutet darauf hin, dass weitere Einflussfaktoren bestehen, die vermutlich in direktem Zusammenhang mit dem Heilungsprozess der Fraktur stehen.

Die Ergebnisse des Laufband-Messszenarios stehen insgesamt im Einklang mit früheren Studien, die den Zusammenhang zwischen rhythmusbezogenen Parametern (proz. Standphase, Schrittzeit) und der Ganggeschwindigkeit bei Ganggesunden auf ebenem Untergrund oder dem Laufband untersucht haben. [17,28,196] Bemerkenswert ist, dass sich unter den standardisierten Bedingungen des Laufbandes eine signifikante Korrelation der prozentualen der Standphasendauer zeigte, während beim Gehen auf ebener Strecke kein entsprechender Zusammenhang bestand. Eine plausible Erklärung für diese Diskrepanz könnte in den unterschiedlichen Geschwindigkeiten der beiden Messszenarien liegen: Auf dem Laufband wurde die Geschwindigkeit gemäß des Studienprotokolls graduell von 2 bis 4 km/h (0,55 - 1,11 m/s) gesteigert, dagegen nahm die mittlere habituelle Ganggeschwindigkeit der FrakturpatientInnen im sechsmonatigen Heilungsverlauf lediglich von 0,83 auf 1,13 m/s (ca. 3 - 4 km/h) zu. Auch unter Berücksichtigung der Standardabweichung ergibt sich somit bei den Gehversuchen auf ebener Strecke ein engerer Geschwindigkeitsbereich als bei den Laufbandmessungen.

Hinzu kommt, dass pro Testperson nur drei Einzelmessungen bei habitueller Ganggeschwindigkeit durchgeführt wurden. Für eine differenzierte Analyse des Zusammenhangs zwischen spatio-temporalen Parametern und der Ganggeschwindigkeit wären jedoch umfangreichere Daten erforderlich, um beurteilen zu können, in welchem Maße sich diese Parameter unabhängig von der bevorzugten Ganggeschwindigkeit verändern, wenn das Gangtempo gezielt gesteigert oder reduziert wird. Zwar wurden solche Variation der Ganggeschwindigkeit im Laufbandszenario simuliert, wodurch sich klinisch-demographische Einflüsse wie körperliche Konstitution, Körpergröße oder die Beinlänge auf die untersuchte Beziehung kontrollieren lassen. Dennoch ist bekannt, dass sich das Gehen auf dem Laufband in wesentlichen Aspekten von der Fortbewegung auf festem Untergrund unterscheidet. [201,213]

Selbst gesunde ProbandInnen empfinden das Gehen auf dem Laufband zunächst als ungewohnt [201] und benötigen eine jeweils eine unterschiedlich lange Eingewöhnungszeit. [142] Im ersten Moment neigen viele Personen zu einem eher "vorsichtigeren" Gang [16], der durch kürzere Schrittlängen, eine erhöhte Kadenz, verkürzte Schwungphase und verlängerte Doppelstützzeiten (double support) im Vergleich zum Gehen auf ebenem Untergrund gekennzeichnet ist. [3,226]

Diese Unsicherheit resultiert einerseits durch eine Diskrepanz zwischen der propriozeptiven Wahrnehmung der unteren Extremitäten und dem Fehlen visueller sowie vestibulärer

Eindrücke einer realen Lokomotion des Körpers. Andererseits wird die körperrgewichtstragende Extremität während der Standphase durch die Bewegung des Laufbandes aktiv nach hinten bewegt, wodurch die gewohnte Stabilität bei der Abrollbewegung des Fußes vermindert wird und die Anforderungen an die posturale Kontrolle steigen. [16]

Matsas et al. empfahlen daher eine Eingewöhnungszeit von etwa sechs Minuten, um valide und auf das Gehen auf ebenem Untergrund übertragene Gangparameter zu erfassen. [142] Da jedoch bei den ersten Messungen am UKS bei einzelnen PatientInnen bereits nach einer kurzen Adaptionsphase körperliche Beschwerden auftraten, wurde die Eingewöhnungszeit im Studienprotokoll auf rund eine Minute verkürzt, um die Belastung der Teilnehmenden zu reduzieren. Darüber hinaus ist aus Untersuchungen zur experimentell induzierten Muskelermüdung bei Gesunden bekannt, dass altersabhängige Unterschiede der Muskelleistung einen erheblichen Einfluss auf kinematische Gangparameter haben können. [84,184] Zwei Studien mit 95 bzw. 49 Teilnehmenden zeigten, dass die Kraft des Musculus quadriceps femoris auch ein Jahr nach operativer Versorgung von Frakturen der unteren Extremität noch vermindert sein kann. [31,125] Diese Schwäche dürfte eine raschere Muskelermüdung begünstigen. Besonders bei diaphysären Tibiafrakturen, die mittels intramedullärer Nagelung versorgt wurden, war eine reduzierte Kraftentwicklung während der Abrollbewegung im Sprunggelenk mit einer reduzierten Ganggeschwindigkeit assoziiert. [36] Unter Berücksichtigung dieser möglichen vorzeitigen Ermüdung und im Sinne des Schutzes der Studienteilnehmenden erscheint es daher nachrangig, ob durch die verkürzte Adaptionszeit oder durch Ermüdung bedingte Messungenauigkeiten in Kauf genommen werden müssen. Ältere Personen benötigen erfahrungsgemäß mehr Zeit, um sich an die Bedingungen eines Laufbandes zu gewöhnen. [218] Die große Altersspanne der untersuchten Kohorte (19-77 Jahre) dürfte daher zusätzlich Einfluss auf die Messergebnisse genommen haben.

Neben den beschriebenen Rahmenbedingungen erschwerten weitere methodische Faktoren den direkten Vergleich zwischen den Messszenarien „Laufband“ und „Gehen“. Ein zentraler Aspekt war die ungleiche Stichprobengröße zu den verschiedenen Messzeitpunkten und -szenarien (vgl. Tab. 3). Während bei der ersten Visite insgesamt 49 PatientInnen untersucht wurden, darunter sieben auf dem Laufband, standen bei der dritten Visite lediglich 19 Personen zur Verfügung, von denen jedoch 14 auf dem Laufband gemessen wurden. Diese Ungleichverteilung ergab sich einerseits aus der abnehmenden Teilnahmebereitschaft an den Kontrolluntersuchungen, andererseits daraus, dass sich einzelne PatientInnen im Studienzeitraum noch nicht in einem ausreichenden Genesungsstadium befanden, um an der zweiten bzw. dritten Visite teilnehmen zu können. Zusätzlich führten körperliche Beschwerden oder der Gebrauch von Gehilfen in einzelnen Fällen zu einem Ausschluss von der Laufbandmessung.

Gerade bei Messungen, die zeitnah zur Osteosynthese durchgeführt wurden, können zusätzliche Faktoren wie Schmerzen, Muskelkraftdefizite, eingeschränktem ROM sowie die Einhaltung der Belastungsvorgaben die Korrelation zwischen Ganggeschwindigkeit und spatio-temporalen Parametern beeinflusst und möglicherweise verzerrt haben. Für künftige Untersuchungen erscheint daher die Ergänzung um Schmerzskalen oder standardisierte Fragebögen zur gesundheitsbezogenen Lebensqualität sinnvoll, um diese Einflussgrößen systematisch zu erfassen und quantifizieren zu können.

Eine Studie, die analog zur vorliegenden Arbeit die Ganggeschwindigkeit auf dem Laufband stufenweise steigerte und ein optisches Bewegungserfassungssystem verwendete, zeigte bei Personen mit Gonarthrose in 15 von 22 sowie bei Coxarthrosen bei 17 von 22 den untersuchten kinematischen und kinetischen Parametern, darunter Schrittfrequenz, Schrittlänge und die Dauer der Schwungphase, eine statistisch signifikante Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit. [17] Möckel et al. kamen auch bei PatientInnen mit Hüftarthrose zu einem vergleichbaren Ergebnis. [152] Beide Studien quantifizierten jedoch nicht die Stärke dieser Zusammenhänge. Die Übereinstimmung dieser Befunde mit den in der vorliegenden Arbeit ermittelten Korrelationskoeffizienten, insbesondere für die Schrittlänge, -zeit und prozentuale Standphase, deuten darauf hin, dass die Veränderungen dieser Parameter bei degenerativen Gelenkerkrankungen ebenso wie bei Frakturen der unteren Extremitäten zumindest teilweise durch die Ganggeschwindigkeit bestimmt werden.

Gleichwohl zeigen die Untersuchungen zur Gon- und Coxarthrose übereinstimmend, dass keine streng proportionale Abhängigkeit der untersuchten Parameter von der Ganggeschwindigkeit besteht. [17,152] Auch wenn dieser Aspekt in der vorliegenden Arbeit nicht ausdrücklich untersucht wurde, ist anzunehmen, dass auch bei Frakturen im Bereich des Unterschenkels lediglich bis zu einem bestimmten Schwellenwert eine lineare Abhängigkeit besteht.

Zusammenhang zwischen variabilitätsbezogenen Gangmerkmale (Schrittlänge, -zeit, -höhe und prozentualen Standphasen) und der Ganggeschwindigkeit: Bei gesunden Erwachsenen erreichen die Variabilitätskennwerte spatio-temporaler Gangparameter in dem Geschwindigkeitsbereich ihre Minimalwerte, in dem die metabolische Energieaufwand des Gehens am geringsten ist. Dieser Bereich entspricht in der Regel der habituellen Ganggeschwindigkeit. [33,225] Für die Variabilität der Schrittlänge und Schrittzeit beschrieben mehrere Studien eine U-förmigen Beziehung zur Ganggeschwindigkeit, deren Minimum im Bereich der habituellen Ganggeschwindigkeit lag. [108,225]

In der untersuchten Frakturkohorte des UKS zeigte sich eine schwache, jedoch signifikante Korrelation zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und der Variabilität der Schrittzeit ($r = 0,199$; $R^2 = 0,039$) sowie der prozentuale Standphase ($r = -0,194$; $R^2 = 0,038$). Die geringen Determinationskoeffizienten verdeutlichen, dass die Variabilität der rhythmusbezogenen Gangdomäne maßgeblich durch weitere Einflussgrößen bestimmt werden. Diese lässt die Schlussfolgerung zu, dass eine Abnahme der Standzeitvariabilität sowie die gleichzeitige Zunahme der Ganggeschwindigkeit, wie von Larsen et al. für den Zeitraum zwischen dem sechsten und zwölften postoperativen Monat nach Tibiaschaftfrakturen beim ebenerdigen Gehen beschrieben [126], nicht zwingend miteinander verknüpft sind. Unter den definierten Bedingungen des Messzenarios „Gehen“ erscheint diese Interpretation plausibel, da die beobachteten Veränderungen weitgehend unabhängig von der habituellen Ganggeschwindigkeit auftraten. Zusammengenommen implizieren diese Befunde, dass variabilitätsbezogene Gangparameter grundsätzlich als potenzielle Indikatoren zur Beurteilung des Heilungsverlaufs in Betracht gezogen werden können.

Zur Validierung dieser Hypothese sind jedoch weiterführende, systematische Untersuchungen erforderlich, die den kausalen Zusammenhang zwischen Schritt-zu-Schritt-Schwankungen spatio-temporaler Parameter und klinisch relevanten Aspekten des Heilungsverlaufs, wie etwa Schmerzintensität und knöcherne Konsolidierung oder dem Auftreten von Komplikationen beleuchten.

Neurologische Studien zeigen bereits, dass das Ausmaß der Gangvariabilität mit der Morbidität bestimmter Erkrankungen wie dem Idiopathischen Parkinson-Syndrom oder der Chorea Huntington korrelieren kann. [93,177,194]

Die Laufbandmessungen innerhalb der vorliegenden Arbeit weisen deutliche Unterschiede zu den Ergebnissen des freien „Gehens“ auf: Alle vier untersuchten raum- und rhythmusbezogenen Variabilitätsparameter korrelierten stark bis sehr stark mit der graduell gesteigerten Laufbandgeschwindigkeit. Mit zunehmendem Gangtempo nahm die Variabilität der Schrittlänge, der Schrittzeit und der prozentualen Standphase ab, während die Variabilität der Schritthöhe zunahm. Diese Befunde deuten, ähnlich wie bei gesunden Probandinnen, [108] darauf hin, dass eine höheres Gangtempo mit einer größeren Gleichmäßigkeit des Gangzyklus einhergeht. Die Determinationskoeffizienten zeigen, dass 40-60 % der Variation der negativ korrelierenden Parameter sowie etwa 14 % der Variation der Schritthöhe durch die Geschwindigkeit erklärt werden konnten. Unter den standardisierten Bedingungen des Laufbandes bestätigte sich damit ein signifikanter, wenngleich nicht allein determinierender Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf die Variabilität spatio-temporaler Gangparameter im Heilungsprozess.

Die eingeschränkte Validität der Ergebnisse des Messszenarios „Gehen“ in Kombination mit der hohen Vorhersagbarkeit der Variabilität der Schrittlänge, -zeit und prozentuale Standphasendauer durch das Gangtempo auf dem Laufband lassen darauf schließen, dass variabilitätsbezogene Gangparameter als geschwindigkeitsunabhängiges Instrument zur Verlaufskontrolle des Frakturheilungsprozesses nur eingeschränkt geeignet sind.

Zusammenhang zwischen asymmetriebezogener Gangmerkmale (Schrittlänge, zeit, höhe und prozentualen Standphasendauer) und der Ganggeschwindigkeit:

Warmerdam et al. schlugen vor, asymmetriebezogene Gangmerkmale als geeignete Kennwerte zur Beurteilung der Heilungsverläufe heranzuziehen. Diese seien unmittelbar nach einer Fraktur am Unterschenkel besonders ausgeprägt und zeigen im Verlauf der Rekonvaleszenz, weitgehend unabhängig von der Ganggeschwindigkeit, eine abnehmende Tendenz. [215]

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stützen Warmerdams et al. Annahme empirisch: keine der vier untersuchten Parameter zeigte, mit Ausnahme einer geringen Korrelation der prozentualen Dauer der Standphase beim freien Gehen - einen signifikanten linearen Zusammenhang zwischen asymmetriebezogenen Gangmerkmalen und der habituellen oder reproduzierbaren Ganggeschwindigkeit. (vgl. Abb. 15) Frühere Studien zu Gangveränderungen bei Tibiaschaftfrakturen, unter anderem von Kröger et al. und Larsen et al., dokumentieren eine deutliche Abnahme der Asymmetrie der Schrittlänge und Standphasendauer innerhalb des zwölfmonatigen Heilungsverlaufes. [117,126] Unter Bezugnahme zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, deutet dies daraufhin, dass die von Kröger et al. und Larsen et al. beschriebene Zunahme der Gangsymmetrie zwischen der frakturierten und gesunden Extremität unabhängig von der Ganggeschwindigkeit erfolgte und daher als Ausdruck des Heilungsprozesses interpretiert werden kann.

Bei gesunden Erwachsenen sind distanz- und rhythmusbezogene Gangparameter durch eine ausgeprägte Symmetrie zwischen den Extremitäten gekennzeichnet, [182] die nicht durch das Gangtempo beeinflusst wird. [17,169]

Die vorliegende Arbeit liefert damit partielle Evidenzen, dass eine instrumentelle Ganganalyse auf Grundlage asymmetriebezogener Parameter einen vielversprechenden Ansatz zur ergänzenden Beurteilung des Heilungsverlaufs bei Tibia- und Sprunggelenksfrakturen darstellen könnte. Um das diagnostische und prognostische Potenzial dieses Ansatzes weiter zu untermauern, sind jedoch weiterführende Untersuchungen erforderlich, die den Zusammenhang zwischen der Ganggeschwindigkeit und der asymmetriebezogenen

Gangdomäne systematisch nach spezifischen Frakturlokalisationen und über längere Beobachtungszeiträume untersuchen.

Eine wesentliche Stärke der im Rahmen des Smart-Implant-Projektes erstellten Arbeit liegt im vergleichsweise großen Stichprobenumfang der untersuchten Frakturkohorte, bestehend aus PatientInnen mit proximalen, diaphysären sowie distalen Tibiafrakturen und OSG-Frakturen. Zwar zeigte sich in Folge von Dropouts und versäumten Kontrollterminen eine ungleiche Subgruppenverteilung zugunsten der OSG-Frakturen, was die statistische Aussagekraft der Subgruppenanalyse eingeschränkt haben könnte. Diese Verteilung spiegelt jedoch weitgehend die reale Inzidenz der einzelnen Frakturlokalisationen des Unterschenkels in der klinischen Praxis wider.

Ein weiterer methodischer Vorzug der Arbeit besteht im Einsatz eines markerbasierten optischen Bewegungserfassungssystems in Kombination mit einer vergleichsweise langen Laufstrecke zur Erfassung der Gangparameter. Insbesondere die Verwendung eines Vicon-Systems oder äquivalenter Messverfahren gilt aufgrund seiner hohen Messgenauigkeit als Goldstandard in der kinematischen Bewegungsanalyse. Das praxisnahe Studiendesign mit dynamischem Start und Stop der Messung sowie das standardisierte Studienprotokoll auf dem Laufband, bestehend aus einer definierten Eingewöhnungsphase und festgelegten Messintervallen (2,3,4 km/h), trugen maßgeblich zur Reproduzierbarkeit der erhobenen Daten bei.

Gleichzeitig sind mehrere Limitationen zu berücksichtigen: Eine wesentliche Einschränkung betrifft das nicht standardisierte physiotherapeutische Nachbehandlungsprotokoll: Während die Therapie im stationären Bereich des UKS bedarfs- und ressourcenorientiert erfolgte, konnte die Durchführung der ambulanten Rehabilitation nicht kontrolliert werden, was die Kompatibilität der Ergebnisse potenziell beeinflusst haben könnte.

Ferner stellt die Frakturheilung einen komplexen biologischen Prozess dar, der durch zahlreiche biologische, pharmakologische und lebensstilabhängige Faktoren bestimmt wird. [38,52,59,69,79,140,165,210,228] Diese Komplexität erschwert eine eindeutige Abgrenzung zwischen verzögerter und ausbleibender Heilung. [210] Bislang besteht kein international einheitlicher Konsens hinsichtlich der zeitlichen, klinischen und radiologischen Kriterien zur Differenzierung beider Zustände. [21] Im deutschsprachigen Raum wird eine Pseudarthrose definitionsgemäß als fehlende oder stagnierte ossäre Konsolidierung nach Ablauf eines Zeitraums von sechs Monaten angesehen. [80,164] Besonders bei Tibia- und Fibulafrakturen stellt sie eine schwerwiegende Komplikation dar. [32,71] Vor diesem Hintergrund erscheint es insbesondere im Zeitraum zwischen dem dritten und zwölften postoperativen Monat von besonderer Relevanz, asymmetriebezogene Gangparameter als zusätzliche objektive Messgrößen zur Beurteilung des Heilungsverlaufes kritisch zu prüfen und deren

diagnostischen sowie prognostischen Mehrwert im Rahmen weiterführender, prospektiver Studien vertieft zu evaluieren.

5.3 Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie zeigt, dass die mittlere Ganggeschwindigkeit bei Tibia- bzw. Fibulafrakturen (Knochensegmente 41-44 nach AO-Klassifikation) im Zuge des sechsmonatigen Heilungsverlaufs unabhängig von den spezifischen Frakturlokalisationen signifikant zunimmt. Am Ende des Beobachtungszeitraums erreichte die Ganggeschwindigkeit nahezu das Niveau der Kontrollgruppe, was auf eine funktionelle Wiederherstellung der Ganggeschwindigkeit und erfolgreiche Rehabilitation hinweist.

Diese Ergebnisse bestätigen den Wert der habituellen Ganggeschwindigkeit als Indikator für den Genesungsverlauf nach Frakturen des Unterschenkels. Aus klinischer Sicht erscheint es jedoch sinnvoll, zusätzlich geschwindigkeitsunabhängige Gangparameter zu berücksichtigen, um ein umfassenderes Bild des Genesungsverlaufs zu erhalten. In der vorliegenden Studie erwiesen sich die untersuchten räumlichen Parameter (Schrittlänge und Schritthöhe) sowie rhythmusbezogene Merkmale (Schrittzeit und prozentuale Standphasendauer) ebenso wie die variabilitätsbezogenen Kennwerte aufgrund ihrer starken Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit als weniger aussagekräftig.

Im Gegensatz dazu zeigen asymmetriebezogene Parameter, insbesondere Unterschiede in Schrittlänge, -zeit und prozentuale Standphase zwischen der betroffenen und unfrakturierten Extremität, ein deutliches Potenzial, als geschwindigkeitsunabhängige Kennwerte zur Beurteilung des Heilungsverlaufes in Betracht gezogen zu werden.

Die im Rahmen dieser Dissertation gewonnen Erkenntnisse bilden damit eine wesentliche Grundlage für weiterführende Untersuchungen, die diese und weitere Parameter(-klassen) und Gangdomänen in größeren PatientInnenkollektiven, einschließlich Fälle mit verzögerter Frakturheilung oder Pseudarthrose, systematisch untersuchen sollten und ihren Nutzen für die Verlaufskontrolle von Frakturen der unteren Extremitäten weiter zu präzisieren und zu untermauern.

Literaturverzeichnis

1. Alfaro-Acha A, Al Snih S, Raji MA, Markides KS, Ottenbacher KJ (2007) Does 8-Foot Walk Time Predict Cognitive Decline in Older Mexicans Americans. *J Am Geriatr Soc* 55:245–251
2. Alharthi AS, Yunas SU, Ozanyan KB (2019) Deep Learning for Monitoring of Human Gait: A Review. *IEEE Sens J* 19:9575–9591
3. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC (1998) A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* 13:434–440
4. Andrews AW, Vallabhajosula S, Boise S, Bohannon RW (2023) Normal gait speed varies by age and sex but not by geographical region: a systematic review. *J Physiother* 69:47–52
5. Ashutosh K, Vipin S, Y.K J, Surender D (2011) A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM Int J Comput Eng Manag*
6. ATLS Subcommittee; American College of Surgeons' Committee on Trauma; International ATLS working group (2013) Advanced trauma life support (ATLS®): the ninth edition.
7. Audige L, Griffin D, Bhandari M, Kellam J, Ruedi TP (2005) Path Analysis of Factors for Delayed Healing and Nonunion in 416 Operatively Treated Tibial Shaft Fractures. *Clin Orthop Relat Res* NA;221–232
8. Augat P, Merk J, Ignatius A, Margevicius K, Bauer G, Rosenbaum D, Claes L (1996) Early, Full Weightbearing With Flexible Fixation Delays Fracture Healing. *Clin Orthop Relat Res* 328:194–202
9. Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G (2014) *Duale Reihe Anatomie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
10. AWMF-Institut für Medizinisches Wissensmanagement (2015) Prophylaxe der venösen Thromboembolie (VTE) - S3-Leitlinie. URL: <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/003-001.html>
11. Bahney CS, Hu DP, Miclau T, Marcucio RS (2015) The Multifaceted Role of the Vasculature in Endochondral Fracture Repair. *Front Endocrinol (Lausanne)* 6:
12. Baker R (2007) The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture* 26:331–342
13. Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K (2016) Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med* 52:560–74
14. Barcik J, Epari DR (2021) Can Optimizing the Mechanical Environment Deliver a Clinically Significant Reduction in Fracture Healing Time? *Biomedicines* 9:691
15. Bartnikowski N, Claes LE, Koval L, Glatt V, Bindl R, Steck R, Ignatius A, Schuetz MA, Epari DR (2017) Modulation of fixation stiffness from flexible to stiff in a rat model of bone healing. *Acta Orthop* 88:217–222
16. Bayat R, Barbeau H, Lamontagne A (2005) Speed and Temporal-Distance Adaptations during Treadmill and Overground Walking Following Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 19:115–124
17. Bejek Z, Paróczai R, Illyés Á, Kiss RM (2006) The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 14:612–622
18. Bell A, Templeman D, Weinlein JC (2016) Nonunion of the Femur and Tibia: An Update. *Orthopedic Clinics of North America* 47:365–375
19. Belzl H, Ernst U, Heining S, Hirsch U, Riedel T, Alkou KA, Schmidt J, Autor F, Settner M, Leiter SS, Traumareha AK (2019) *Nachbehandlungsempfehlungen der DGOU*.
20. Bhandari M, Guyatt GH, Swiontkowski MF, Schemitsch EH (2001) Treatment of open fractures of the shaft of the tibia. *J Bone Joint Surg* 83:62–68
21. Bhandari M, Guyatt GH, Swiontkowski MF, Tornetta P, Sprague S, Schemitsch EH (2002) A Lack of Consensus in the Assessment of Fracture Healing Among Orthopaedic Surgeons. *J Orthop Trauma* 16:562–566
22. Bigham-Sadegh A, Oryan A (2015) Basic concepts regarding fracture healing and the current options and future directions in managing bone fractures. *Int Wound J* 12:238–247

23. Bishop JA, Campbell ST, Eno J-JT, Gardner MJ (2018) Knee Pain After Intramedullary Nailing of Tibia Fractures: Prevalence, Etiology, and Treatment. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 26:e381–e387
24. Black EM, Antoci V, Lee JT, Weaver MJ, Johnson AH, Susarla SM, Kwon JY (2013) Role of Preoperative Computed Tomography Scans in Operative Planning for Malleolar Ankle Fractures. *Foot Ankle Int* 34:697–704
25. Blokhuis TJ, De Bruine JHD, Bramer JAM, Den Boer FC, Bakker FC, Patka P, Haarman HJTM, Manoliu RA (2001) The reliability of plain radiography in experimental fracture healing. *Skeletal Radiol* 30:151–156
26. Bommas-Ebert U, Teubner P, Voß R (2011) *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*. 3rd edition. Thieme
27. Bourne M, Sinkler MA, Murphy PB (2023) *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Tibia*. 29th Southern African Transport Conference (SATC 2010) 749–760
28. Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Ferrarin M (2011) A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait Posture* 33:6–13
29. Braun BJ, Veith NT, Rollmann M, Orth M, Fritz T, Herath SC, Holstein JH, Pohlemann T (2017) Weight-bearing recommendations after operative fracture treatment—fact or fiction? Gait results with and feasibility of a dynamic, continuous pedobarography insole. *Int Orthop* 41:1507–1512
30. Braun KF, Hanschen M, Biberthaler P (2019) Definition, Risikofaktoren und Klassifikationsmodelle von Pseudarthrosen. *OP-JOURNAL* 35:217–224
31. Brightwell BD, Van Wyngaarden JJ, Samaan MA, Matuszewski PE, Jacobs CA, Noehren B (2023) Factors Associated With Long-Term Quadriceps Muscle Function After Surgical Fixation of Lower Extremity Fractures. *Phys Ther* 103:
32. Brinker MR, Hanus BD, Sen M, O'connor DP The Devastating Effects of Tibial Nonunion on Health-Related Quality of Life.
33. Brisswalter J, Mottet D (1996) Energy Cost and Stride Duration Variability at Preferred Transition Gait Speed Between Walking and Running. *Canadian Journal of Applied Physiology* 21:471–480
34. British Orthopaedic Association Standard for Trauma (BOAST) (2020) Open fracture management.
35. Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) (2019) ICD 10 GM Version 2019. Block S80–S89.
36. Canseco K, Becker BM, Muscott RK, Schmeling GJ, Fritz JM (2024) Gait and strength assessment following surgical repair by intramedullary nailing of isolated tibial shaft fracture. *Journal of Orthopaedic Research* 42:618–627
37. Cesari M, Kritchevsky SB, Penninx BWHJ, Nicklas BJ, Simonsick EM, Newman AB, Tyllavsky FA, Brach JS, Satterfield S, Bauer DC, Visser M, Rubin SM, Harris TB, Pahor M (2005) Prognostic Value of Usual Gait Speed in Well-Functioning Older People—Results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc* 53:1675–1680
38. Cheng C, Shoback D (2019) Mechanisms Underlying Normal Fracture Healing and Risk Factors for Delayed Healing. *Curr Osteoporos Rep* 17:36–47
39. 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* 81:
40. Claes L, Recknagel S, Ignatius A (2012) Fracture healing under healthy and inflammatory conditions. *Nature Reviews Rheumatology* 2012 8:3 8:133–143
41. Clegg A, Rogers L, Young J (2015) Diagnostic test accuracy of simple instruments for identifying frailty in community-dwelling older people: a systematic review. *Age Ageing* 44:148–152
42. Court-Brown CM, McBirnie J, Wilson G (1998) Adult ankle fractures - an increasing problem? *Acta Orthop Scand* 69:43–47
43. Crous-Bou M, Harrington L, Kabrheh C (2016) Environmental and Genetic Risk Factors Associated with Venous Thromboembolism. *Semin Thromb Hemost* 42:808–820
44. Cunningham BP, Brazina S, Morshed S, Miclau T (2017) Fracture healing: A review of clinical, imaging and laboratory diagnostic options. *Injury* 48:S69–S75
45. Daly PJ, Fitzgerald RH, Melton LJ, Lstrup DM (1987) Epidemiology of ankle fractures in Rochester, Minnesota. *Acta Orthop Scand* 58:539–544
46. Daolagupu AK, Mudgal A, Agarwala V, Dutta KK (2017) A comparative study of intramedullary interlocking nailing and minimally invasive plate osteosynthesis in extra articular distal tibial fractures. *Indian J Orthop* 51:292–298

47. Daraboš N, Banić T, Lubina Z, Daraboš A, Bilić V, Sabalić S (2013) Precise nail tip positioning after tibial intramedullary nailing prevents anterior knee pain. *Int Orthop* 37:1527–1531
48. de Souza SAF, Faintuch J, Valezi AC, Sant' Anna AF, Gama-Rodrigues JJ, de Batista Fonseca IC, Souza RB, Senhorini RC (2005) Gait Cinematic Analysis in Morbidly Obese Patients. *Obes Surg* 15:1238–1242
49. Destephe M, Maruyama T, Zecca M, Hashimoto K, Takanishi A (2013) The influences of emotional intensity for happiness and sadness on walking. *IEEE*
50. Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie e.V. (DGOU) (2021) Tibiakopffrakturen S2k-Leitlinie.
51. Dicharry J (2010) Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. *Clin Sports Med* 29:347–364
52. Dimitriou R, Tsiridis E, Giannoudis P V. (2005) Current concepts of molecular aspects of bone healing. *Injury* 36:1392–1404
53. Doblaré M, García JM, Gómez MJ (2004) Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Eng Fract Mech* 71:1809–1840
54. Drummond FMM, Lourenço RA, Lopes CS (2022) Association between fear of falling and spatial and temporal parameters of gait in older adults: the FIBRA-RJ study. *Eur Geriatr Med* 13:407–413
55. 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*
56. Duyos OA, Beaton-Comulada D, Davila-Parrilla A, Perez-Lopez JC, Ortiz K, Foy-Parrilla C, Lopez-Gonzalez F (2017) Management of Open Tibial Shaft Fractures: Does the Timing of Surgery Affect Outcomes? *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 25:230–238
57. Dwek JR (2010) The periosteum: what is it, where is it, and what mimics it in its absence? *Skeletal Radiol* 39:319–323
58. Ebersbach G, Sojer M, Müller J, Heijmenberg M, Poewe W (2000) Sociocultural Differences in Gait.
59. Einhorn TA, Gerstenfeld LC Fracture healing: mechanisms and interventions.
60. Elbaz A, Mor A, Segal G, Bar D, Monda MK, Kish B, Nyska M, Palmanovich E (2016) Lower Extremity Kinematic Profile of Gait of Patients After Ankle Fracture: A Case-Control Study. *Journal of Foot and Ankle Surgery* 55:918–921
61. Elsen A, Eppinger M, Müller M (2022) Orthopädie und Unfallchirurgie - Fürs Studium und Praxis.
62. Elsoe R, Larsen P, Nielsen NPH, Swenne J, Rasmussen S, Ostgaard SE (2015) Population-Based Epidemiology of Tibial Plateau Fractures. *Orthopedics* 38:
63. Elsoe R, Larsen P (2017) Asymmetry in gait pattern following bicondylar tibial plateau fractures—A prospective one-year cohort study. *Injury* 48:1657–1661
64. Everding J, Roßlenbroich S, Raschke MJ (2018) Pseudarthrosen der langen Röhrenknochen. *Der Chirurg* 89:73–88
65. Everding J, Stolberg-Stolberg J, Roßlenbroich S, Raschke MJ (2019) Möglichkeiten der nicht operativen Behandlung von Pseudarthrosen. *OP-JOURNAL* 35:252–261
66. Ewerbeck V (2014) Frakturklassifikation. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
67. Ewins D, Collins T (2013) Clinical Gait Analysis. *Clinical Engineering: A Handbook for Clinical and Biomedical Engineers* 389–406
68. Fändriks A, Tranberg R, Karlsson J, Möller M, Zügner R (2021) Gait biomechanics in patients with intra-articular tibial plateau fractures – gait analysis at three months compared with age- and gender-matched healthy subjects. *BMC Musculoskelet Disord* 22:
69. Feng X, McDonald JM (2011) Disorders of Bone Remodeling. *Annual Review of Pathology: Mechanisms of Disease* 6:121–145
70. Figgins E, Choi Y-H, Speechley M, Montero-Odasso M (2021) Associations Between Potentially Modifiable and Nonmodifiable Risk Factors and Gait Speed in Middle- and Older-Aged Adults: Results From the Canadian Longitudinal Study on Aging. *The Journals of Gerontology: Series A* 76:e253–e263
71. Fong K, Truong V, Foote CJ, Petrisor B, Williams D, Ristevski B, Sprague S, Bhandari M (2013) Predictors of nonunion and reoperation in patients with fractures of the tibia: an observational study. *BMC Musculoskelet Disord* 14:103
72. Frenkel-Toledo S, Giladi N, Peretz C, Herman T, Gruendlinger L, Hausdorff JM (2005) Effect of gait speed on gait rhythmicity in Parkinson's disease: variability of stride time and swing time respond differently. *J Neuroeng Rehabil* 2:23

73. Frimenko R, Goodyear C, Bruening D (2015) Interactions of sex and aging on spatiotemporal metrics in non-pathological gait: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 101:266–272
74. Fu M-R, Shi C-L, Gao J-H, Li L-G, Li J-G, Cheng Y-Z, Wu Z-K (2023) Comparison of clinical efficacy between closed reduction combined with semi-circular external fixator and minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIPPO) in the treatment of middle and distal tibia fractures. *Zhongguo Gu Shang* 36:815–20
75. Fu Q, Zhu L, Lu J, Ma J, Chen A (2018) External Fixation versus Unreamed Tibial Intramedullary Nailing for Open Tibial Fractures: A Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Sci Rep* 8:12753
76. Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M (2019) Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev* 8:153
77. Ganse B, Yang PF, Gardlo J, Gauger P, Kriechbaumer A, Pape HC, Koy T, Müller LP, Rittweger J (2016) Partial weight bearing of the tibia. *Injury* 47:1777–1782
78. Ganse B (2024) Methods to accelerate fracture healing – a narrative review from a clinical perspective. *Front Immunol* 15:
79. Gao F, Lv TR, Zhou JC, Qin XD (2018) Effects of obesity on the healing of bone fracture in mice. *J Orthop Surg Res* 13:
80. Gómez-Barrena E, Padilla-Eguiluz NG, Rosset P (2020) Frontiers in non-union research. *EFORT Open Rev* 5:574–583
81. Goost H, Wimmer MD, Barg A, Kabir K, Valderrabano V, Burger C (2014) Fractures of the Ankle Joint. *Dtsch Arztebl Int*
82. Gosselin R, Roberts I, Gillespie W (2002) Antibiotics for preventing infection in open limb fractures. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK
83. Götz-Neumann K (2016) *Gehen verstehen*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
84. Granacher U, Wolf I, Wehrle A, Bridenbaugh S, Kressig RW (2010) Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. *J Neuroeng Rehabil* 7:56
85. Grande G, Triolo F, Nuara A, Welmer A-K, Fratiglioni L, Vetrano DL (2019) Measuring gait speed to better identify prodromal dementia. *Exp Gerontol* 124:110625
86. Grifka J, Krämer J (2021) *Orthopädie Unfallchirurgie*. 10th edition. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
87. Gross MM, Crane EA, Fredrickson BL (2012) Effort-Shape and kinematic assessment of bodily expression of emotion during gait. *Hum Mov Sci* 31:202–221
88. Grützner PA, Vetter S (2020) SOP Sprunggelenkfraktur. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 15:411–415
89. Haffner N, Antonic V, Smolen D, Slezak P, Schaden W, Mittermayr R, Stojadinovic A (2016) Extracorporeal shockwave therapy (ESWT) ameliorates healing of tibial fracture non-union unresponsive to conventional therapy. *Injury* 47:1506–1513
90. Hak DJ, Fitzpatrick D, Bishop JA, Marsh JL, Tilp S, Schnettler R, Simpson H, Alt V (2014) Delayed union and nonunions: Epidemiology, clinical issues, and financial aspects. *Injury* 45:
91. Halawi MJ, Morwood MP (2015) Acute Management of Open Fractures: An Evidence-Based Review. *Orthopedics* 38:
92. Hardy EJO, Inns TB, Hatt J, Doleman B, Bass JJ, Atherton PJ, Lund JN, Phillips BE (2022) The time course of disuse muscle atrophy of the lower limb in health and disease. *J Cachexia Sarcopenia Muscle* 13:2616–2629
93. Hausdorff JM, Cudkowicz ME, Firtion R, Wei JY, Goldberger AL (1998) Gait variability and basal ganglia disorders: Stride-to-stride variations of gait cycle timing in parkinson's disease and Huntington's disease. *Movement Disorders* 13:428–437
94. Hecht GG, Van Rysselberghe NL, Young JL, Gardner MJ (2022) Gait Analysis in Orthopaedic Surgery: History, Limitations, and Future Directions. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 30:e1366–e1373
95. Heckman JD, Sarasohn-Kahn J (1997) The economics of treating tibia fractures. The cost of delayed unions. *Bull Hosp Jt Dis* 56:63–72
96. Hessmann MH, Körblein K (2019) Tibiapseudarthrosen. *OP- Journal* 35:330–337

97. Hierholzer C, Friederichs J, Augat P, Woltmann A, Trapp O, Bühren V, von Rüden C (2018) Entwicklung und Prinzipien der Verriegelungsmarknagelung. *Unfallchirurg* 121:239–255
98. Hirner A, Weise K 1945- (2013) *Chirurgie*. Georg Thieme Verlag
99. Hirsch CH, Buzkova P, Robbins JA, Patel K V., Newman AB (2012) Predicting late-life disability and death by the rate of decline in physical performance measures. *Age Ageing* 41:155–161
100. Hsu CY, Tsai YS, Yau CS, Shie HH, Wu CM (2019) Differences in gait and trunk movement between patients after ankle fracture and healthy subjects. *Biomed Eng Online* 18:
101. Im G-I, Tae S-K (2005) Distal Metaphyseal Fractures of Tibia: A Prospective Randomized Trial of Closed Reduction and Intramedullary Nail Versus Open Reduction and Plate and Screws Fixation. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* 1219–1223
102. Inam S, Vucic S, Brodaty NE, Zoing MC, Kiernan MC (2010) The 10-metre gait speed as a functional biomarker in amyotrophic lateral sclerosis. *Amyotrophic Lateral Sclerosis* 11:558–561
103. Jang Y, Kempton LB, Mckinley TO, Sorkin AT (2017) Insertion-related pain with intramedullary nailing. *Injury* 48:S18–S21
104. Jarchi D, Pope J, Lee TKM, Tamjidi L, Mirzaei A, Sanei S (2018) A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications. *IEEE Rev Biomed Eng* 11:177–194
105. Jensen KO, Prediger B, Könsgen N, Teuben MPJ (2024) Initial surgical management of injuries to the lower extremities in patients with multiple and/or severe injuries – A systematic review and clinical practice guideline update. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 50:3329–3350
106. Jensen SL, Andresen BK, Mencke S, Nielsen PT (1998) Epidemiology of ankle fractures: A prospective population-based study of 212 cases in Aalborg, Denmark. *Acta Orthop Scand* 69:48–50
107. Jindal K, Neradi D, Sodavarapu P, Kumar D, Shetty A, Goni V (2021) Intramedullary Nailing Versus Plating for Proximal Tibia Fractures: A Systematic Review and Meta-analysis. *Indian J Orthop* 55:582–594
108. Jordan K, Challis JH, Newell KM (2007) Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture* 26:128–134
109. Kanakaris NK, Giannoudis P V. (2007) The health economics of the treatment of long-bone non-unions. *Injury* 38:S77–S84
110. Kaspiris A, Hadjimichael AC, Vasiliadis ES, Papachristou DJ, Giannoudis P V., Panagiotopoulos EC (2022) Therapeutic Efficacy and Safety of Osteoinductive Factors and Cellular Therapies for Long Bone Fractures and Non-Unions: A Meta-Analysis and Systematic Review. *J Clin Med* 11:3901
111. Kenwright J, Goodship AE, Kelly DJ, Newman JH, Harris JD, Richardson JB, Evans M, Spriggins AJ, Burrough SJ, Rowley DI (1986) Effect of Controlled axial micromovement on healing of tibia fractures. *The Lancet* 328:1185–1187
112. Kikkert LHJ, Vuillerme N, van Campen JP, Hortobágyi T, Lamothe CJ (2016) Walking ability to predict future cognitive decline in old adults: A scoping review. *Ageing Res Rev* 27:1–14
113. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ (1985) Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng* 7:282–288
114. Kirtley Chris (2006) *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*.
115. Kostenuik P, Mirza FM (2017) Fracture healing physiology and the quest for therapies for delayed healing and nonunion. *Journal of Orthopaedic Research* 35:213–223
116. Kramers-De Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A Ganganalyse beim Gehen und Laufen.
117. 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
118. Kruppa CG, Hoffmann MF, Sietsema DL, Mulder MB, Jones CB (2015) Outcomes After Intramedullary Nailing of Distal Tibial Fractures. *J Orthop Trauma* 29:e309–e315
119. Kuckartz U, Rädiker S, Ebert T, Schehl J (2013) *Statistik*. VS Verlag für Sozialwissenschaften, Wiesbaden
120. Kueper JK, Speechley M, Lingum NR, Montero-Odasso M (2017) Motor function and incident dementia: a systematic review and meta-analysis. *Age Ageing* 46:729–738
121. Kuys SS, Peel NM, Klein K, Slater A, Hubbard RE (2014) Gait Speed in Ambulant Older People in Long Term Care: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Med Dir Assoc* 15:194–200
122. Landis WJ (1995) The strength of a calcified tissue depends in part on the molecular structure and organization of its constituent mineral crystals in their organic matrix. *Bone* 16:533–544

123. Larsen LB, Madsen JE, Høiness PR, Øvre S (2004) Should Insertion of Intramedullary Nails for Tibial Fractures Be With or Without Reaming? *J Orthop Trauma* 18:144–149
124. Larsen P, Elsoe R, Hansen SH, Graven-Nielsen T, Laessoe U, Rasmussen S (2015) Incidence and epidemiology of tibial shaft fractures. *Injury* 46:746–750
125. Larsen P, Elsoe R, Laessoe U, Graven-Nielsen T, Eriksen CB, Rasmussen S (2016) Decreased QOL and muscle strength are persistent 1 year after intramedullary nailing of a tibial shaft fracture: a prospective 1-year follow-up cohort study. *Arch Orthop Trauma Surg* 136:1395–1402
126. 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
127. Larsen P, Eriksen CB, 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. *Arch Orthop Trauma Surg* 141:1303–1310
128. Leighton R, Watson JT, Giannoudis P, Papakostidis C, Harrison A, Steen RG (2017) Healing of fracture nonunions treated with low-intensity pulsed ultrasound (LIPUS): A systematic review and meta-analysis. *Injury* 48:1339–1347
129. Lemke MR, Wendorff T, Mieth B, Buhl K, Linnemann M (2000) Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls. *J Psychiatr Res* 34:277–283
130. Lin CA, Swiontkowski M, Bhandari M, Walter SD, Schemitsch EH, Sanders D, Tornetta P (2016) Reaming Does Not Affect Functional Outcomes After Open and Closed Tibial Shaft Fractures: The Results of a Randomized Controlled Trial. *J Orthop Trauma* 30:142–8
131. Litrenta J, Tornetta P, Vallier H, Firoozabadi R, Leighton R, Egol K, Kruppa C, Jones CB, Collinge C, Bhandari M, Schemitsch E, Sanders D, Mullis B (2015) Dynamizations and Exchanges: Success Rates and Indications. URL: www.jorthotrauma.com
132. Liu J, Xie L, Liu L, Gao G, Zhou P, Chu D, Qiu D, Tao J (2023) Comparing external fixators and intramedullary nailing for treating open tibia fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. *J Orthop Surg Res* 18:13
133. Lord S, Galna B, Verghese J, Coleman S, Burn D, Rochester L (2013) Independent Domains of Gait in Older Adults and Associated Motor and Nonmotor Attributes: Validation of a Factor Analysis Approach. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 68:820–827
134. Losch A, Meybohm P, Schmalz T, Fuchs M, Vamvakakis F, Dresing K, Blumentritt S, Stürmer KM (2002) Functional results of dynamical gait analysis after 1 year of hobby-athletes with a surgically treated ankle fracture. *Sportverletzung-Sportschaden* 16:101–107
135. Lu Y, Wang B, Hu B, Ren C, Sun L, Li M, Li J, He C, Xue H, Li Z, Zhang K, Ma T, Wang Q (2020) Tibial shaft fractures treated with intramedullary nailing and reduction device assistance. *Int Orthop* 44:2413–2420
136. Ludwig O, Becker S, Fröhlich M (2022) Einführung in die Ganganalyse. Springer Berlin Heidelberg, Heidelberg
137. Lüllmann-Rauch R, Asan E (2019) Taschenlehrbuch Histologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
138. Maktouf W, Durand S, Boyas S, Pouliquen C, Beaune B (2020) Interactions among obesity and age-related effects on the gait pattern and muscle activity across the ankle joint. *Exp Gerontol* 140:
139. Märdian S, Schwabe P, Schaser K-D (2015) Tibiaschaftfrakturen. *Z Orthop Unfall* 153:99–119
140. Marsell R, Einhorn TA (2011) The biology of fracture healing. *Injury* 42:551–555
141. Marsh D (1998) Concepts of Fracture Union, Delayed Union, and Nonunion. *Clin Orthop Relat Res* 355S:S22–S30
142. Matsas A, Taylor N, McBurney H (2000) Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 11:46–53
143. Matsuzawa Y, Konishi M, Akiyama E, Suzuki H, Nakayama N, Kiyokuni M, Sumita S, Ebina T, Kosuge M, Hibi K, Tsukahara K, Iwahashi N, Endo M, Maejima N, Saka K, Hashiba K, Okada K, Taguri M, Morita S, Sugiyama S, Ogawa H, Sashika H, Umemura S, Kimura K (2013) Association Between Gait Speed as a Measure of Frailty and Risk of Cardiovascular Events After Myocardial Infarction. *J Am Coll Cardiol* 61:1964–1972
144. Mayich DJ, Novak A, Vena D, Daniels TR, Brodsky JW (2014) Gait analysis in orthopedic foot and ankle surgery - Topical review, part 1: Principles and uses of gait analysis. *Foot Ankle Int* 35:80–90
145. Mayr E (2002) Unterschenkelfrakturen. *Der Chirurg* 73:642–663

146. McClelland D, Thomas PBM, Bancroft G, Moorcroft CI (2007) Fracture Healing Assessment Comparing Stiffness Measurements using Radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 457:214–219
147. Meinberg EG, Agel J, Roberts CS, Karam MD, Kellam JF (2018) Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. *J Orthop Trauma* 32:S1–S170
148. Michalak J, Troje NF, Fischer J, Vollmar P, Heidenreich T, Schulte D (2009) Embodiment of Sadness and Depression—Gait Patterns Associated With Dysphoric Mood. *Psychosom Med* 71:580–587
149. Mickle KJ, Munro BJ, Lord SR, Menz HB, Steele JR (2011) Cross-sectional analysis of foot function, functional ability, and health-related quality of life in older people with disabling foot pain. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 63:1592–1598
150. Middleton A, Fritz SL, Lusardi M (2015) Walking Speed: The Functional Vital Sign. *J Aging Phys Act* 23:314–322
151. Millar SC, Arnold JB, Thewlis D, Fraysse F, Solomon LB (2018) A systematic literature review of tibial plateau fractures: What classifications are used and how reliable and useful are they? *Injury* 49:473–490
152. Möckel G, Perka C, Labs K, Duda G (2003) The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg* 123:278–282
153. Morshed S (2014) Current Options for Determining Fracture Union. *Adv Med* 2014:1–12
154. Mountziaris PM, Mikos AG (2008) Modulation of the Inflammatory Response for Enhanced Bone Tissue Regeneration. *Tissue Eng Part B Rev* 14:179–186
155. Müller M. Chirurgie für Studium und Praxis - 2020/21.
156. Murray M MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB (1966) Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Am J Phys Med Rehabil* 45:87–91
157. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA (1985) Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol* 59:87–91
158. Narvaez Dorado M, Salazar M, Aranda J (2024) Assessment of Gait Patterns during Crutch Assisted Gait through Spatial and Temporal Analysis. *Sensors* 24:3555
159. Newey ML, Ricketts D, Roberts L (1993) The AO classification of long bone fractures: an early study of its use in clinical practice. *Injury* 24:309–312
160. Ogawa EF, Shi L, Bean JF, Hausdorff JM, Dong Z, Manor B, McLean RR, Leveille SG (2020) Chronic Pain Characteristics and Gait in Older Adults: The MOBILIZE Boston Study II. *Arch Phys Med Rehabil* 101:418–425
161. Oppelt K, Hogan A, Stief F, Grützner PA, Trinler U (2020) Movement Analysis in Orthopedics and Trauma Surgery – Measurement Systems and Clinical Applications. *Z Orthop Unfall* 158:304–317
162. Oryan A, Monazzah S, Bigham-Sadegh A (2015) Bone injury and fracture healing biology. *Biomed Environ Sci* 28:57–71
163. Ozalevli S, Kilinc O, Sevinc C, Cimrin A, Ucan E, Ilgin D (2011) Gait speed as a functional capacity indicator in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Ann Thorac Med* 6:141
164. Özkan S, Nolte PA, van den Bekerom MPJ, Bloemers FW (2019) Diagnosis and management of long-bone nonunions: a nationwide survey. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 45:3–11
165. Patel RA, Wilson RF, Patel PA, Palmer RM (2013) The effect of smoking on bone healing: A systematic review. *Bone Joint Res* 2:102–111
166. Pau M, Capodaglio P, Leban B, Porta M, Galli M, Cimolin V (2021) Kinematics adaptation and inter-limb symmetry during gait in obese adults. *Sensors* 21:
167. Perry J., Burnfield J (2010) Gait Analysis: Normal and Pathological Function.
168. Pilitsis JG, Lucas DR, Rengachary SR (2002) Bone healing and spinal fusion. *Neurosurg Focus* 13:1–6
169. Plotnik M, Bartsch RP, Zeev A, Giladi N, Hausdorff JM (2013) Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait Posture* 38:864–869
170. Porter RL, Calvi LM (2008) Communications between bone cells and hematopoietic stem cells. *Arch Biochem Biophys* 473:193–200
171. Prakash C, Kumar R, Mittal N (2018) Recent developments in human gait research: parameters, approaches, applications, machine learning techniques, datasets and challenges. *Artif Intell Rev* 49:1–40

172. Puvvada CS, Soomro FH, Osman HA, Haridi M, Gonzalez NA, Dayo SM, Fatima U, Sheikh A, Penumetcha SS (2023) Efficacy and Safety of Teriparatide in Improving Fracture Healing and Callus Formation: A Systematic Review. *Cureus*
173. Radovanović S, Jovičić M, Marić NP, Kostić V (2014) Gait characteristics in patients with major depression performing cognitive and motor tasks while walking. *Psychiatry Res* 217:39–46
174. Richie Jr DH (2021) *Human Walking: The Gait Cycle*. Springer International Publishing, Cham
175. Ridao-Fernández C, Chamorro-Moriana G, Ojeda J (2018) Influence of the load exerted over a forearm crutch in spatiotemporal step parameters during assisted gait: pilot study. *Biomed Eng Online* 17:98
176. Riechelmann F, Kaiser P, Arora R (2018) Primäres Weichteilmanagement bei offenen Frakturen. *Oper Orthop Traumatol* 30:294–308
177. Ritt M, Schüle S, Lubrich H, Bollheimer LC, Sieber CC, Gassmann K-G (2017) High-technology based gait assessment in frail people: Associations between spatio-temporal and three-dimensional gait characteristics with frailty status across four different frailty measures. *J Nutr Health Aging* 21:346–353
178. Rommens PM, El Attal R, Hansen M, Kuhn S (2011) Intramedulläre Nagelung von proximalen Tibiafrakturen. *Oper Orthop Traumatol* 23:411–422
179. Rupp M, Biehl C, Budak M, Thormann U, Heiss C, Alt V (2018) Diaphyseal long bone nonunions — types, aetiology, economics, and treatment recommendations. *Int Orthop* 42:247–258
180. Rupp M, Walter N, Pfeifer C, Lang S, Kerschbaum M, Krusch W, Baumann F, Alt V (2021) The incidence of fractures among the adult population of Germany. *Dtsch Arztebl Int*
181. Rußow G, Schütz M, Berner A (2019) Winkelstabile Plattenosteosynthese. *OP-Journal* 35:20–26
182. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H (2000) Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 12:34–45
183. Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JAG, Duursma SA, Verhaar HJJ (2001) Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging Clin Exp Res* 13:16–21
184. Santos PCR dos, Barbieri FA, Zijdwind I, Gobbi LTB, Lamoth C, Hortobágyi T (2019) Effects of experimentally induced fatigue on healthy older adults' gait: A systematic review. *PLoS One* 14:e0226939
185. Scataglini S, Abts E, Van Bocxlaer C, Van den Bussche M, Meletani S, Truijen S (2024) Accuracy, Validity, and Reliability of Markerless Camera-Based 3D Motion Capture Systems versus Marker-Based 3D Motion Capture Systems in Gait Analysis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sensors* 24:3686
186. Schimpl M, Moore C, Lederer C, Neuhaus A, Sambrook J, Danesh J, Ouwehand W, Daumer M (2011) Association between Walking Speed and Age in Healthy, Free-Living Individuals Using Mobile Accelerometry—A Cross-Sectional Study. *PLoS One* 6:e23299
187. Schoenmakers S, Houben M, van Hooft S, Willems P, Meijer K, Poeze M (2022) The influence of size and comminution of the posterior malleolus fragment on gait in trimalleolar ankle fractures. *Clinical Biomechanics* 91:
188. School of Information Technology CU (2025) Optical Motion Capture. URL: <https://mocap.csit.carleton.ca/index.php?Section=Overview&Item=MotionCapture&Page=Triangulation>
189. Schrack JA, Zipunnikov V, Simonsick EM, Studenski S, Ferrucci L (2016) Rising Energetic Cost of Walking Predicts Gait Speed Decline With Aging. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 71:947–953
190. Schweigkofler U, Dörrhöfer R, Walter G, Hoffmann R (2008) Sachgerechte Anwendung und Komplikationsmanagement beim Fixateur externe. *OP-Journal* 24:10–17
191. Segal G, Elbaz A, Parsi A, Heller Z, Palmanovich E, Nyska M, Feldbrin Z, Kish B (2014) Clinical outcomes following ankle fracture: A cross-sectional observational study. *J Foot Ankle Res* 7:
192. Sethi D, Bharti S, Prakash C (2022) A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artif Intell Med* 129:102314
193. Sheen JR, Mabrouk A, Garla V V. (2023) Fracture Healing Overview. *StatPearls*
194. Sidoroff V, Raccagni C, Kaundlstorfer C, Eschlboeck S, Fanciulli A, Granata R, Eskofier B, Seppi K, Poewe W, Willeit J, Kiechl S, Mahrknecht P, Stockner H, Marini K, Schorr O, Rungger G, Klucken J, Wenning G, Gaßner H (2021) Characterization of gait variability in multiple system atrophy and Parkinson's disease. *J Neurol* 268:1770–1779
195. Sprague S, Bhandari M (2002) An economic evaluation of early versus delayed operative treatment in patients with closed tibial shaft fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 122:315–323

196. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T (2008) Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 38:105–116
197. Studenski S (2011) Gait Speed and Survival in Older Adults. *JAMA* 305:50
198. Suciú O, Onofrei RR, Totorean AD, Suciú SC, Amaricaí EC (2016) Gait analysis and functional outcomes after twelve-week rehabilitation in patients with surgically treated ankle fractures. *Gait Posture* 49:184–189
199. Taeger G, Ruchholtz · S, Zettl · R, Waydhas C, Nast-Kolb · D Primärer Fixateur externe mit konsekutivem Verfahrenswechsel beim Polytrauma.
200. Tahririan M, Ziaei E, Osanloo R (2014) Significance of the position of the proximal tip of the tibial nail: An important factor related to anterior knee pain. *Adv Biomed Res* 3:119
201. Taylor N, Evans O, Goldie P (1996) Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clinical Biomechanics* 11:484–486
202. Thewlis D, Callary SA, Fraysse F, Solomon LB (2015) Peak loading during walking is not associated with fracture migration following tibial plateau fracture: A preliminary case series. *Journal of Orthopaedic Research* 33:1398–1406
203. Tian Q, Studenski SA, An Y, Kuo P-L, Schrack JA, Wanigatunga AA, Simonsick EM, Resnick SM, Ferrucci L (2021) Association of Combined Slow Gait and Low Activity Fragmentation With Later Onset of Cognitive Impairment. *JAMA Netw Open* 4:e2135168
204. Toivanen J, Väistö O, Kannus P, Järvinen M (2002) Anterior knee pain after intramedullary nailing of fractures of the tibial shaft. A prospective, randomized study comparing two different nail-insertion techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 84:580–585
205. Torresin A, Evans S, Lizio D, Pierotti L, Stasi M, Salerno S (2019) Practical recommendations for the application of DE 59/2013. *Radiol Med* 124:721–727
206. Tsang STJ, Mills LA, Frantzias J, Baren JP, Keating JF, Simpson AHRW (2016) Exchange nailing for nonunion of diaphyseal fractures of the tibia. *Bone Joint J* 98-B:534–541
207. Ulfig N (2015) Kurzlehrbuch Histologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
208. Väistö O, Toivanen J, Kannus P, Järvinen M (2007) Anterior knee pain and thigh muscle strength after intramedullary nailing of a tibial shaft fracture: An 8-year follow-up of 28 consecutive cases. *J Orthop Trauma* 21:165–171
209. Van Der Velde G, Laloyaux H, Ronsse R (2025) Inducing asymmetric gait in healthy walkers: a review. *Frontiers in Rehabilitation Sciences* 6:
210. van Griensven M, Biberthaler P (2017) Knochendefekte und Pseudarthrosen. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
211. van Hove S, Houben M, Verbruggen JPAM, Willems P, Meijer K, Poeze M (2019) Gait analysis related to functional outcome in patients operated for ankle fractures. *Journal of Orthopaedic Research* 37:1658–1666
212. van Schooten KS, Freiburger E, Sillevs Smitt M, Keppner V, Sieber C, Lord SR, Delbaere K (2019) Concern About Falling Is Associated With Gait Speed, Independently From Physical and Cognitive Function. *Phys Ther* 99:989–997
213. Vickery-Howe DM, Bonanno DR, Dascombe BJ, Drain JR, Clarke AC, Hoolihan B, Willy RW, Middleton KJ (2023) Physiological, perceptual, and biomechanical differences between treadmill and overground walking in healthy adults: A systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci* 41:2088–2120
214. Wagner M (2003) General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34:31–42
215. Warmerdam E, Orth M, Pohlemann T, Ganse B (2023) Gait Analysis to Monitor Fracture Healing of the Lower Leg. *Bioengineering (Basel)* 10:
216. Warschawski Y, Elbaz A, Segal G, Norman D, Haim A, Jacov E, Grundshtein A, Steinberg E (2015) Gait characteristics and quality of life perception of patients following tibial plateau fracture. *Arch Orthop Trauma Surg* 135:1541–1546
217. Warschawski Y, Drexler M, Batko B, Elias S, Goldstein Y, Frenkel Rutenberg T, Schermann H, Steinberg EL (2019) Correlation between preoperative imaging parameters and postoperative basic kinematics-based functional outcome in patients with tibial plateau fractures. *Clinical Biomechanics* 65:87–91
218. Wass E, Taylor NF, Matsas A (2005) Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait Posture* 21:72–79

- 219. Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R (1988) Energy-speed relationship of walking: Standard tables. *Journal of Orthopaedic Research* 6:215–222
- 220. Weber BG (1972) *Die Verletzungen des oberen Sprunggelenkes*. Bern Stuttgart Toronto
- 221. Wennergren D, Bergdahl C, Ekelund J, Juto H, Sundfeldt M, Möller M (2018) Epidemiology and incidence of tibia fractures in the Swedish Fracture Register. *Injury* 49:2068–2074
- 222. Werner Siemens-Stiftung (2023) Knochenbrüche schneller heilen. URL: <https://www.wernersiemens-stiftung.ch/projekte/smart-implantate/>
- 223. Woo J, Ho SC, Yu ALM (1999) Walking Speed and Stride Length Predicts 36 Months Dependency, Mortality, and Institutionalization in Chinese Aged 70 And Older. *J Am Geriatr Soc* 47:1257–1260
- 224. Woo J (2015) Walking Speed: A Summary Indicator of Frailty? *J Am Med Dir Assoc* 16:635–637
- 225. Yamasaki M, Sasaki T, Torii M (1991) Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 62:99–103
- 226. Yang F, King GA (2016) Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 31:81–87
- 227. Zilles K, Tillmann BN (2010) *Anatomie*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
- 228. Zura R, Xiong Z, Einhorn T, Watson JT, Ostrum RF, Prayson MJ, Della Rocca GJ, Mehta S, McKinley T, Wang Z, Steen RG (2016) Epidemiology of Fracture Nonunion in 18 Human Bones. *JAMA Surg* 151:e162775

Danksagung

Ich möchte mich bei all jenen bedanken, die mich auf dem Weg zu meiner Doktorarbeit begleitet und unterstützt haben:

Mein größter Dank gilt meiner Doktormutter, Univ-Prof. Dr. Bergita Ganse, die mir nicht nur das Thema überlassen und die fachliche Bewertung übernommen hat, sondern mich während der gesamten Zeit mit großartiger Unterstützung, konstruktiver Kritik und wertvollen Anregungen begleitet hat. Ebenso danke ich für das großzügige Bereitstellen der Räumlichkeiten und Gerätschaften.

Ein ebenso herzlicher Dank richtet sich an meine Betreuerin, Frau PhD Elke Warmerdam. Ihre hilfreichen Hinweise, die bereichernden Gespräche und ihre beständige Hilfsbereitschaft haben maßgeblich zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen.

Des Weiteren danke ich allen Mitarbeitenden und KommilitonInnen des Lehrstuhls für Innovative Implantatentwicklung (Frakturheilung) der Universität des Saarlandes für das stets freundliche, hilfsbereite Arbeitsklima und die wertvolle Zusammenarbeit. Mein Dank gilt ebenso allen geduldigen PatientInnen sowie Teilnehmenden der gesamten Kontrollgruppe für ihre Unterstützung.

Von ganzen Herzen danke ich meiner Familie und Freunden – insbesondere meinen Eltern Sabine und Stephan sowie meinem Bruder Till für die fortwährende Ermutigung und die fürsorgliche Unterstützung auf meinem bisherigen Lebensweg, während des gesamten Studiums und bei der Fertigstellung dieser Dissertation.

Ein besonderer Dank gilt meiner Partnerin Maike. Danke für jedes geduldiges Mitlesen unzähliger Fassungen dieser Arbeit, für die hilfreichen Anregungen, Zuversicht und deinen unerschütterlichen Glauben an mich. Du hast mir in dieser intensiven Zeit des Studiums stets die nötige Sicherheit gegeben.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Frakturlokalisierung am Unter-schenkel gemäß der AO- Klassifikation.	10
Abb. 2	Schematische Darstellung der wichtigsten Osteosyntheseverfahren zur Frakturstabilisierung langer Röhrenknochen	14
Abb. 3	Die (Einzel-)Phasen des Gangzyklus	19
Abb. 4	Aufnahmebereich des Vicon-Kamerasystemes durch Leuchtkegel abgesteckt.....	33
Abb. 5	Räumliche Anordnung der Kameras des Vicon-Systemes aus der Aufsichtsperspektive	33
Abb. 6	Vicon Vero v2.2 Kamera mit Stroboskop Leucht-diodenring.....	33
Abb. 7	Ansicht der Vicon-Nexus-Software: erfasste retroreflektierende Marker ohne Zuordnung zu anatomischen Korrelaten	35
Abb. 8	Ansicht der Vicon-Nexus-Software: erfasste retroreflektierende Marker mit Zuordnung zu den anatomischen Korrelaten sowie den violett markierten Kallibrationsmarkern	35
Abb. 9	Laufband Biomechanics-gaitway-3D	36
Abb. 10	Darstellung der horizontalen Längenparameter des Gangzyklus	38
Abb. 11	Die Entwicklung der Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Frakturlokalisierung über den sechsmonatigen Heilungsprozess.....	43
Abb. 12	Die habituelle Ganggeschwindigkeit der gepoolten Frakturkohorte im Verlauf des sechsmonatigen Heilungsprozesses	44
Abb. 13	Vergleich der habituellen Ganggeschwindigkeit zwischen Fraktur- und Kontrollgruppe sechs Monate nach osteosynthetischer Versorgung	45
Abb. 14	Streudiagramm zur Beziehung zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und einzelner spatio-temporaler Gangparameter.....	46
Abb. 15	Streudiagramm zur Beziehung zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und asymmetriebezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter	48
Abb. 16	Streudiagramm zur Beziehung zwischen der habituellen Ganggeschwindigkeit und variabilitätsbezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter	49
Abb. 17	Streudiagramm zur Beziehung zwischen der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit und einzelner spatio-temporaler Gangparameter	52
Abb. 18	Streudiagramm zur Beziehung zwischen der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit und asymmetriebezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter	53
Abb. 19	Streudiagramm zur Beziehung zwischen der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit und variabilitätsbezogener Merkmale einzelner spatio-temporaler Gangparameter	54

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Zeitlicher Ablauf der Studie	27
Tab. 2	Lokalisation der verwendeten retroreflektierenden Marker	32
Tab. 3	Klinisch-demographische Subgruppenanalyse der Studienteilnehmenden	41
Tab. 4	Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit einzelnen spatio-temporalen Gangparametern	47
Tab. 5	Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit asymmetriebezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter.....	47
Tab. 6	Korrelation der habituellen Ganggeschwindigkeit mit variabilitätsbezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter.....	50
Tab. 7	Korrelation der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit einzelnen spatio-temporalen Gangparametern	51
Tab. 8	Korrelation der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit asymmetriebezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter.....	53
Tab. 9	Korrelation der reproduzierbaren (graduell gesteigerten) Ganggeschwindigkeit mit variabilitätsbezogenen Merkmalen einzelner spatio-temporaler Gangparameter	55

Formelverzeichnis

Formel 1	Berechnung der Ganggeschwindigkeit für das Messszenario "Gehen"	37
Formel 2	Berechnung der prozentualen Standphase.....	38
Formel 3	Berechnung der Asymmetrie eines Gangparameters	39
Formel 4	Berechnung der Variabilität eines Gangparameters	39

Lebenslauf

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

Das Projekt „Smarte Implantate“

Die durchgeführte klinisch-prospektive Längsstudie, in deren Rahmen diese Arbeit entstanden ist, ist Teil des seit 2019 bestehenden Projektes "Smarte Implantate" welches von der Werner-Siemens-Stiftung mit 8 Millionen Euro gefördert wird. An der UdS bzw. UKS arbeitet ein interdisziplinäres Konsortium in Zusammenarbeit mit dem Zentrum für Mechatronik und Automatisierungstechnik und dem Deutschen Zentrum für Künstliche Intelligenz an der Entwicklung eines intelligenten Knochenimplantats für Schienbeinfrakturen. Das Hauptziel des Projekts ist die Entwicklung eines Prototyps bis 2025, der nicht nur die herkömmlichen stabilisierenden Eigenschaften von Osteosyntheseverfahren bietet, sondern auch die auf den Bruch wirkenden Kräfte erfasst und die Heilungsdynamik erkennt. Der Prototyp soll autonom reagieren können, indem er sich bei übermäßiger Belastung versteift und bei zu geringer Aktivität flexibler wird, um den Heilungsprozess direkt an der Bruchstelle zu stimulieren. [222]

Die vorliegende Arbeit stammt aus einer medizinisch-bewegungswissenschaftlichen Arbeitsgruppe, die sich auf die Erhebung und Untersuchung von Gangparametern konzentriert, um ein tieferes Verständnis für Änderungen im Gangbild während des postoperativen Heilungsprozesses bei Tibia- und Sprunggelenkfrakturen zu erlangen. Innerhalb dieser Arbeitsgruppe werden weitere Dissertationen verfasst, die spezifische Kategorien von Gangmerkmalen unter Berücksichtigung verschiedener unabhängiger und abhängiger Variablen genauer beleuchten.

Das übergeordnete Ziel der Arbeitsgruppe ist es, mögliche Gesetzmäßigkeiten von veränderten Gangparametern bei PatientInnen mit Verletzungen der unteren Extremität zu identifizieren und zu normieren.