



Heinrich-Braun-Klinikum
gemeinnützige GmbH



WHZ Westsächsische
Hochschule Zwickau
University of Applied Sciences

Analyse der biomechanischen Eigenschaften von IntraOS-Schrauben bei versorgten geriatrischen Sprunggelenksfrakturen

Bachelorarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades Bachelor of Engineering (B.Eng.)

Maher Alabed

Matrikelnummer: 40983

Seminargruppe: 192144

Fakultät: Physikalische Technik/Informatik

Studiengang: Biomedizinische Technik

1. Gutachter: Prof. Dr. Ralf Hinderer

Westsächsische Hochschule Zwickau

2. Gutachter: Prof. Dr. med. Bernhard Karich

Heinrich-Braun-Klinikum GmbH Standort Zwickau

Ausgabedatum: 13.08.2025

Abgabedatum: 31.10.2025

Autorenreferat

Die demografische Entwicklung in Deutschland führt zu einer wachsenden Patientenpopulation im fortgeschrittenen Alter, wodurch auch orthopädische Verletzungen an Relevanz zunehmen. Insbesondere Sprunggelenksfrakturen stellen eine häufige und klinisch bedeutsame Verletzungsform in dieser Altersgruppe dar, für deren optimale Versorgung eine belastbare biomechanische Grundlage erforderlich ist. Diese Bachelorarbeit untersucht die biomechanischen Eigenschaften von IntraOS-Schrauben, um deren Eignung und Stabilität bei geriatrischen Sprunggelenksfrakturen wissenschaftlich zu evaluieren. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde eine kombinierte biomechanische Analyse durchgeführt, die radiologische Messungen an Patientendaten mit experimentellen Laboruntersuchungen verbindet. Die Studie umfasst 102 geriatrische Patienten mit verschiedenen Sprunggelenksfrakturen, deren radiologische Aufnahmen sowie klinische Daten systematisch ausgewertet wurden. Die Ergebnisse belegen eine konsistente Größenabhängigkeit der biomechanischen Parameter und zeigen eine Übereinstimmung zwischen beiden Analysemethoden. Diese Auswertung demonstriert, dass IntraOS-Schrauben vorhersagbare Eigenschaften aufweisen und somit eine Grundlage für die geplante Stabilisierung vor der Operation in der geriatrischen Traumatologie bilden.

Abstract

Germany's demographic development leads to a growing population of elderly patients with increased incidence of ankle fractures, requiring optimised treatment strategies supported by reliable biomechanical evidence. This bachelor thesis investigates the biomechanical properties of IntraOS screws to evaluate their suitability and stability in geriatric ankle fracture management. A combined biomechanical analysis was conducted, linking radiological measurements from patient data with experimental laboratory testing. The study examined 102 geriatric patients with various ankle fractures, whose radiological imaging and clinical data were systematically analysed. The results demonstrate consistent size-dependent biomechanical behaviour and show agreement between both analysis methods. This evaluation confirms that IntraOS screws possess predictable properties and thus provide a foundation for planned preoperative stability in geriatric trauma care.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Karich für die Bereitstellung des Themas dieser Bachelorarbeit sowie für den Zugang zu den Daten geriatrischer Patienten und deren radiologischen Aufnahmen. Die Möglichkeit, Einblicke in den Operationssaal und den Stationsalltag zu gewinnen, hat einen bleibenden Eindruck hinterlassen und wird meine zukünftige berufliche Laufbahn zweifellos beeinflussen.

Für die Möglichkeit und Unterstützung bei den Laboruntersuchungen danke ich Herrn Prof. Dr. Horst ausdrücklich.

Ebenso bin ich Herrn Prof. Hinderer zu großem Dank verpflichtet für seine fachkundige Unterstützung und Begleitung während des gesamten Entstehungsprozesses dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

Autorenreferat.....	II
Abstract	II
Danksagung	III
Inhaltsverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis.....	IX
Abkürzungsverzeichnis.....	X
1 Einleitung.....	1
1.1 Hintergrund und Motivation	1
1.2 Zielsetzung der Studie.....	1
2 Grundlagen.....	2
2.1 Medizinischer Hintergrund.....	2
2.1.1 Anatomie und Funktion des Sprunggelenks.....	2
2.1.2 Verletzungen des Sprunggelenks	4
2.1.3 Klassifikation der Sprunggelenksfrakturen	5
2.1.4 Behandlung geriatrischer Sprunggelenksfrakturen	6
2.2 IntraOS-Schraube	8
2.2.1 Vorstellung des Materials	8
2.2.2 Beschreibung der OP-Methodik	9
2.3 Biomechanische Grundlagen	12
2.3.1 Balkentheorie und Modellannahmen	12
2.3.2 Herleitung der Biegelinie	13
3 Material und Methoden	15
3.1 Radiologische Bewertung und Datenerhebung	15
3.1.1 Radiologische Bewertung.....	15
3.1.2 Methoden zur Datenerhebung.....	16
3.2 Messung der Implantatverbiegung	17
3.2.1 Radiologische Messmethodik.....	17
3.2.2 Qualitätssicherung und Korrekturfaktor.....	19
3.3 Bestimmung der Rückwirkungskräften am Patienten	20
3.3.1 Messgrößen und radiologische Erfassung	20

3.3.2	Mechanisches Modell und Kraftberechnung	21
3.4	Bestimmung der Rückwirkungskräften im Labor	22
3.4.1	Versuchsdurchführung	22
3.4.2	Datenaufbereitung	23
4	Ergebnisse	24
4.1	Präsentation der Daten und Beobachtungen	24
4.2	Analyse der Implantatverbiegung	28
4.2.1	Krümmungswinkelanalyse	28
4.2.2	Scheitelpunktanalyse	30
4.3	Analyse der rückwirkenden Kräfte am Patienten	31
4.3.1	Exemplarische Berechnung	31
4.3.2	Statistische Auswertung aller Implantatgrößen	34
4.4	Analyse der rückwirkenden Kräfte im Labor	36
4.4.1	Statistische Auswertung	36
4.4.2	Vergleich der Laborergebnisse und Patientenanalyse	38
5	Diskussion	39
6	Zusammenfassung und Ausblick	41
	Literatur- und Quellenverzeichnis	XI
	Anhang	XIV
	Selbstständigkeitserklärung	XVII

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Sprunggelenks. (a) Mediale Ansicht; (b) Laterale Ansicht. Dargestellt sind die knöchernen Strukturen mit Tibia, Fibula, Talus und Calcaneus sowie relevante Facetten [24].....	2
Abbildung 2: Anatomie des unteren Sprunggelenks mit knöchernen Strukturen und stabilisierenden Ligamenten. Oben: dorsale Ansicht; unten: mediale Ansicht [25].....	3
Abbildung 3: Danis-Weber-Klassifikation der Sprunggelenksfrakturen. Dargestellt sind die drei Frakturtypen basierend auf der Höhe der Fibulaktion in Bezug zur Syndesmose: Weber A (unterhalb), Weber B (auf Höhe) und Weber C (oberhalb der Syndesmose) [26].....	5
Abbildung 4: Vier verschiedene Größen der IntraOS-Schraube mit entsprechender Farbkennzeichnung (S, M, L, XL) [5]	8
Abbildung 5: Hautschnitt am Außenknöchel-bereich [4]	9
Abbildung 6: Optimaler Eintrittspunkt für die IntraOS-Schraube [4].....	9
Abbildung 7: Positionierung des Führungsdrahtes unter Röntgenkontrolle [4]	10
Abbildung 8: Markraumeröffnung und Einbringung des Führungsdrahtes mit Bildwandlerkontrolle [4].....	10
Abbildung 9: Bohren des Kerndurchmessers [4]	11
Abbildung 10: Eindrehen der IntraOS-Schraube [4]	11
Abbildung 11: Hautschnitt Innenknöchel-versorgung [4].....	11
Abbildung 12: Lagekontrolle und postoperative Röntgenkontrolle der IntraOS-Schraube [4]	11
Abbildung 13: Einseitig eingespannter Balken (Kragträger) als Ersatzmodell für die IntraOS-Schraube. Proximal fest eingespannt ($x = 0$), distal Krafteinleitung am freien Ende ($x = L$). Die Durchbiegung $w(x)$ ist dargestellt [23].....	12
Abbildung 14: Beispiel einer radiologischen Analyse zur Messung der Implantatverbiegung bei IntraOS-Schrauben. Bild A: Originales anterioposteriores Röntgenbild des Sprunggelenks vor der digitalen Bildanalyse. Bild B: Dasselbe Röntgenbild nach Anwendung der standardisierten Messmethodik mit eingezeichneten Analyselinien: tatsächlicher Schraubenverlauf (gelbe Linien), Scheitelpunkt der maximalen Krümmung (rotes Kreuz, 6,6° Winkelangabe) sowie Distanzmessungen zum Scheitelpunkt (blaue Messlinien mit Längenangaben 8,13 cm	

und 7,46 cm). Die roten Hilfslinien markieren die Messpunkte für die Distanzbestimmung.	17
Abbildung 15: Radiologische Darstellung der Messmethodik zur Bestimmung der rückwirkenden Kräfte bei einer IntraOS-Schraube der Größe S. A: Ursprüngliches Röntgenbild des oberen Sprunggelenks. B: dasselbe Röntgenbild mit farbkodierten Linien (gelb: Schraubenverlauf, schwarz: Durchbiegung, grün: eingespannte Länge, blau: Distanzmessungen bis zum Scheitelpunkt, rotes Kreuz: Scheitelpunkt der maximalen Krümmung, rote Linien: Hilfslinien).....	20
Abbildung 16: Ansicht des Versuchsaufbaus mit eingespannter IntraOS-Schraube große XL und zentraler Lastrolle zur Messung der elastischen Rückwirkungskräfte	22
Abbildung 17: Kraft-Durchbiegungs-Verhalten von IntraOS-Schrauben in der Versuchsanordnung unter Messbedingungen	23
Abbildung 18: Altersverteilung der 102 Patienten mit Sprunggelenksfrakturen nach Geschlecht und Altersgruppe	24
Abbildung 19: Verteilung der Weber-Frakturtypen (n=102). Weber-B-Frakturen stellen mit 78% die Mehrheit dar, gefolgt von Weber-C-Frakturen (19%) und Weber-A-Frakturen (2%).....	25
Abbildung 20: Typen von Sprunggelenksfrakturen nach anatomischer Lokalisation und Komplexität (n=102). Die Verteilung zeigt 33 Außenknöchelfrakturen, 35 bimalleolare Frakturen, 24 trimalleolare Frakturen, 10 US/Pilon-Frakturen und 1 AK-Volkmann-Fraktur.	26
Abbildung 21: Seitenverteilung der Sprunggelenksfrakturen (n=102). 54 Fälle (53%) traten am rechten Fuß auf, 47 Fälle (46%) am linken Fuß und 1 Fall (1%) war bilateral	26
Abbildung 22: Verteilung der Implantatgrößen (n=102). Implantatgröße M war mit 31,4% am häufigsten, gefolgt von Größe S (27,5%), L (22,5%) und XL (10,8%).	27
Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung der Krümmungswinkel nach Implantatgröße ...	28
Abbildung 24: Mittlere Krümmungswinkel nach Implantatgröße (Mittelwert $\pm$ SD) ...	29
Abbildung 25: Radiologische Darstellung der Messmethodik zur Bestimmung der rückwirkenden Kräfte bei einer IntraOS-Schraube der Größe S. mit farbkodierten Linien (gelb: Schraubenverlauf, schwarz: Durchbiegung, grün: eingespannte Länge, blau: Distanzmessungen bis zum Scheitelpunkt, rotes Kreuz: Scheitelpunkt der maximalen Krümmung, rote Linien: Hilfslinien).....	31

Abbildung 26: Mittelwerte der rückwirkenden Kräfte $\bar{F}$ [N] in Abhängigkeit von der Implantatgröße	35
Abbildung 27: Rückwirkungskräfte ($\bar{F} \pm \sigma$) bei 6 mm Durchbiegung für verschiedene IntraOS-Schraubengrößen und ausgelenkten Länge. Dargestellt sind die Mittelwerte der Rückwirkungskraft mit zugehörigen Standardabweichungen für jede Schraubengröße und die drei ausgelenkte Länge.	37

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: IntraOS-Schraube [5]	9
Tabelle 2: Messergebnisse der doppelmessungen der Parameter und berechneten rückwirkenden Kräfte für alle untersuchten Implantatgrößen. Dargestellt sind die Implantatgröße), der Schraubendurchmesser d [mm], die eingespannte Länge L_e [mm], die maximale Durchbiegung w [mm], die ausgelenkte Länge L_a [mm] sowie die berechnete Rückwirkungskraft F [N]	34
Tabelle 3: Statistische Kennwerte der rückwirkenden Kräfte. Dargestellt sind die Implantatgröße, der Mittelwert der Rückwirkungskraft $\bar{F}$ [N] sowie die Standardabweichung σ [N]	35
Tabelle 4: Rückwirkungskräfte der IntraOS-Schrauben bei 6 mm Durchbiegung für verschiedene Schraubengrößen und ausgelenkte Längen. Anmerkung: L_a = Ausgelenkte Länge; F_1, F_2 = Rückwirkungskräfte der zweier Einzelmessungen; $\bar{F}$ = Mittelwert der zwei Messungen; σ = Standardabweichung	36
Tabelle 5: Vergleich der mittleren Rückwirkungskräfte zwischen Laborergebnisse und radiologisch-mathematischen Analyse an Patienten	38
Tabelle 6: Studienpopulation (n=102) mit Patientenummer, Geschlecht, Alter, Weber-Klassifikation, Frakturseite und Frakturtyp	XIV
Tabelle 7: Messungen der Krümmungswinkel und der Scheitelpunkt der IntraOS Schrauben nach Implantatgröße (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung; Grad und Millimeter)	XVI

Abkürzungsverzeichnis

HBK Heinrich-Braun-Klinikum

CT Computertomografie

OSG Oberes Sprunggelenk

USG Unteres Sprunggelenk

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

SD Standardabweichung

Z.B. Zum Beispiel

1 Einleitung

Die Behandlung von geriatrischen Sprunggelenksfrakturen ist eine komplexe medizinische Herausforderung aufgrund der spezifischen Anforderungen älterer Patienten. Die Wahl des richtigen Implantats ist entscheidend für den Behandlungserfolg. Daher ist eine biomechanische Analyse der Implantatverbiegung und Rückwirkungskräfte von großer Bedeutung, um die Leistungsfähigkeit verschiedener Implantate zu bewerten und die Behandlung zu verbessern. [1; 2]

1.1 Hintergrund und Motivation

Die Behandlung geriatrischer Sprunggelenksfrakturen stellt eine Herausforderung dar, da ältere Patienten oft eine reduzierte Knochenqualität und andere altersbedingte gesundheitliche Einschränkungen aufweisen [7]. Dies führt zu einer erhöhten Komplikationsrate und einer verlängerten Rehabilitationszeit. Zur Behandlung von Sprunggelenksfrakturen bei geriatrischen Patienten wird derzeit eine Operationsmethode eingesetzt. Bei diesem minimalinvasiven Eingriff wird ein speziell entwickeltes Implantat, die IntraOS-Schraube, in den Markraum eingebracht. Diese Versorgung ist auch für Patienten mit Osteoporose geeignet und kann die Fraktur ausreichend stabilisieren [5]. Die steigende Anzahl älterer Menschen und die damit verbundene Zunahme solcher Frakturen unterstreichen die Dringlichkeit der Forschung auf diesem Gebiet. Ziel dieser Studie ist es, die biomechanischen Eigenschaften von IntraOS-Schrauben bei geriatrischen Sprunggelenksfrakturen zu untersuchen und wertvolle Erkenntnisse für die klinische Praxis zu liefern.

1.2 Zielsetzung der Studie

Das Hauptziel der Studie besteht darin, die Implantatverbiegung und Rückwirkungskräfte bei geriatrischen Sprunggelenksfrakturen mit IntraOS-Schrauben detailliert zu analysieren, um Einblicke in die biomechanischen Eigenschaften und die Belastung des Implantats zu gewinnen. Darüber hinaus soll die Studie dazu beitragen, das Verständnis für die biomechanischen Aspekte dieser komplexen Verletzungen zu vertiefen und damit die Entwicklung von verbesserten Behandlungsoptionen zu fördern.

2 Grundlagen

2.1 Medizinischer Hintergrund

2.1.1 Anatomie und Funktion des Sprunggelenks

Das Sprunggelenk stellt die bewegliche Verbindung zwischen den Unterschenkelknochen, nämlich dem Schienbein (Tibia) und dem Wadenbein (Fibula), sowie dem Fuß dar. Es gliedert sich in ein oberes Sprunggelenk (OSG) und ein unteres Sprunggelenk (USG). Beide bestehen aus mehreren Einzelgelenken und sind über Bänder miteinander verbunden. Die anatomischen Strukturen des Sprunggelenks lassen sich in zwei Hauptkompartimente unterteilen: Das obere Sprunggelenk wird gebildet durch die mediale Ansicht (Abbildung 1a), in der die medialen Malleoli und die Trochlea tali sichtbar sind, sowie die laterale Ansicht (Abbildung 1b), die den lateralen Malleolus, den Talus und den Calcaneus zeigt [15].

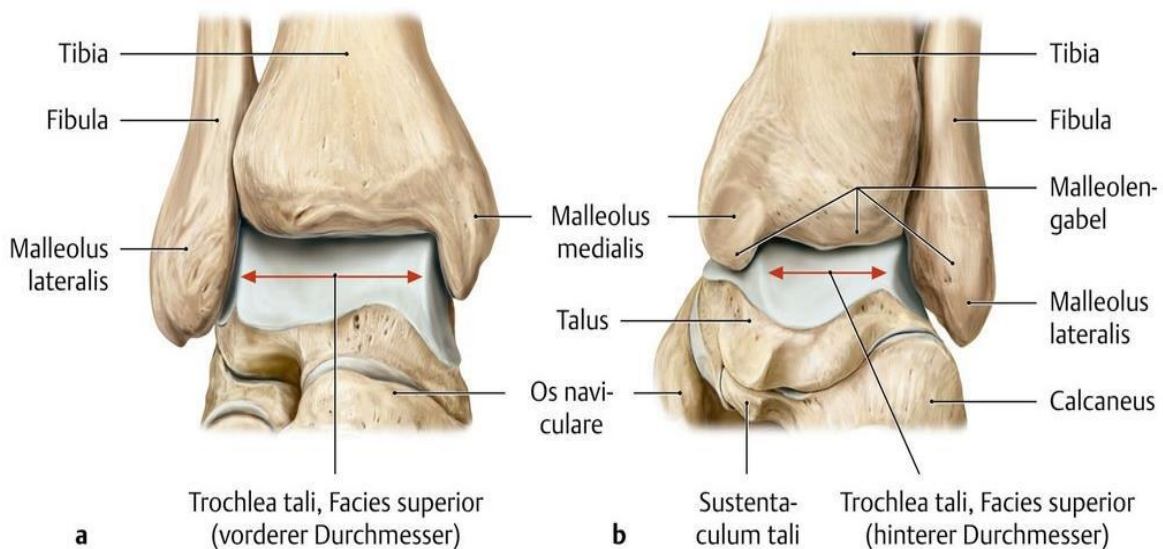


Abbildung 1: Anatomie des Sprunggelenks. (a) Mediale Ansicht; (b) Laterale Ansicht. Dargestellt sind die knöchernen Strukturen mit Tibia, Fibula, Talus und Calcaneus sowie relevante Facetten [24]

Oberes Sprunggelenk (OSG)

Das OSG setzt sich aus drei Hauptkomponenten zusammen: dem Wadenbein (Fibula), das den Außenknöchel bildet, dem Schienbein (Tibia), das den Innenknöchel bildet, und dem Sprungbein (Talus), das zu den Fußwurzelknochen gehört und die Kraft vom Bein auf den Fuß überträgt. Als Scharniergelenk ermöglicht das OSG

Bewegungen in einer Ebene und um eine quere Achse. Je nach Bewegungsrichtung kann der Fuß gegen den Unterschenkel (als Spielbein) oder der Unterschenkel gegen den Fuß (als Standbein) bewegt werden. Beispielsweise senkt sich die Ferse, wenn der Vorderfuß angehoben wird. Die Gelenkkapsel des OSG ist dünn und umgibt das Gelenk vorne und hinten. Verstärkende Bänder, darunter die dreigeteilten Außen- und Innenbänder, sorgen für Stabilität. Die Syndesmose, eine feste Bandverbindung zwischen Schien- und Wadenbein, vervollständigt das OSG [16; 17].

Unteres Sprunggelenk (USG)

Das untere Sprunggelenk wird ausschließlich von den Fußwurzelknochen gebildet (siehe Abbildung 2), während die Unterschenkelknochen nicht direkt beteiligt sind. Es besteht aus einem vorderen und einem hinteren Teilgelenk, die jeweils ihre eigene Gelenkkapsel und Gelenkhöhle haben. Funktionell betrachtet bilden diese beiden Teilgelenke jedoch ein zusammenhängendes Gelenk [15; 16].

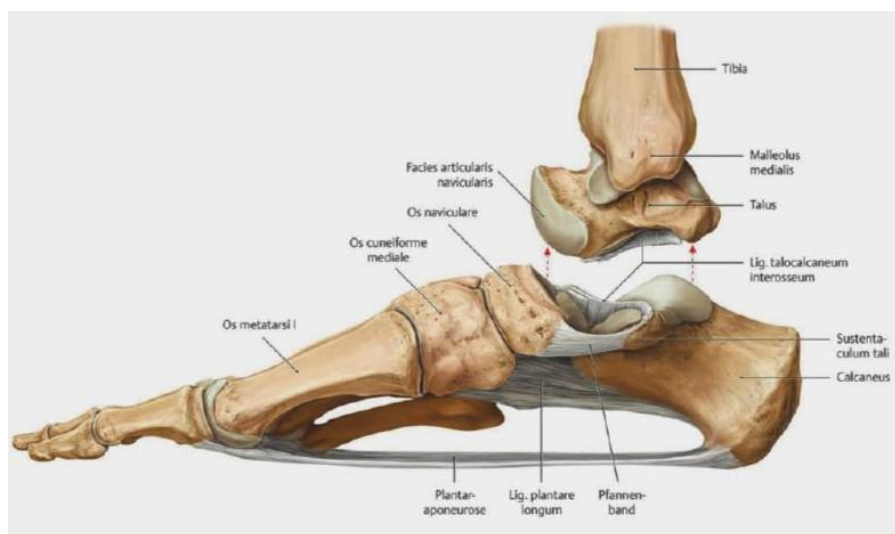


Abbildung 2: Anatomie des unteren Sprunggelenks mit knöchernen Strukturen und stabilisierenden Ligamenten. Oben: dorsale Ansicht; unten: mediale Ansicht [25]

Anatomische Details

Vorderes unteres Sprunggelenk: Das vordere untere Sprunggelenk wird vom Sprungbein (Talus), Fersenbein (Calcaneus) und Kahnbein (Naviculare) gebildet, wie in Abbildung 2 (oberer Teil) dargestellt. Bewegungen erfolgen über eine Längachse und ermöglichen Umwendebewegungen des Fußes (z.B. Laufen auf der Innen- oder Außenkante) sowie das Heben und Senken des Innen- oder Außenrandes des Fußes-

Hinteres unteres Sprunggelenk: Das hintere untere Sprunggelenk wird vom Sprungbein (Talus) und Fersenbein (Calcaneus) gebildet (Abbildung 2, unterer Teil). Die Stabilität dieses Gelenkbereichs wird durch stabilisierende Bänder gewährleistet. Dieser Gelenkbereich muss das gesamte Körpergewicht tragen und ist daher stark belastet. Insgesamt ist das untere Sprunggelenk entscheidend für die Stabilität und Beweglichkeit des Fußes. Es ermöglicht komplexe Bewegungsmuster und ist maßgeblich am Gehen, Laufen und Stehen beteiligt [11].

2.1.2 Verletzungen des Sprunggelenks

Das Sprunggelenk ist aufgrund seiner funktionellen Bedeutung und komplexen anatomischen Struktur anfällig für verschiedene Pathologien, die von degenerativen Prozessen bis zu traumatischen Verletzungen reichen und erhebliche funktionelle Einschränkungen zur Folge haben können.

Arthrose des Sprunggelenks, die Arthrose des oberen Sprunggelenks ist ein degenerativer Prozess mit Knorpelabnutzung, häufig als Folge eines zurückliegenden Traumas. Patienten berichten über belastungsabhängige Schmerzen und Bewegungseinschränkung [8]. **Bänderrisse und Bandschädigungen**, diese gehören zu den häufigsten traumatischen Verletzungen und entstehen durch Umknickverletzungen, besonders der Außenbänder. **Impingement-Syndrom des Sprunggelenks**, das Impingement-Syndrom resultiert aus mechanischen Konflikten zwischen Strukturen des Gelenks, häufig infolge wiederholter Traumata. **Osteochondrosis dissecans des Talus**, diese wird durch fokale Durchblutungsstörung charakterisiert und führt zu Veränderungen von Knorpel und Knochen. **Knorpelschäden des Sprunggelenks**, knorpelschäden resultieren aus akuten Verletzungen oder chronischen Überlastungen [18; 19].

Unter den traumatischen Verletzungen des Sprunggelenks nehmen Frakturen eine besondere Stellung ein, da sie häufig mit erheblichen funktionellen Konsequenzen und Instabilität einhergehen. Die Klassifikation und Therapieplanung von Sprunggelenksfrakturen erfordern ein systematisches Verständnis der anatomischen Strukturen und Verletzungsmuster, wie sie in der klinischen Praxis auftreten.

2.1.3 Klassifikation der Sprunggelenksfrakturen

Für die klinische Beurteilung und Therapieplanung hat sich die Danis-Weber-Klassifikation (häufig auch als Weber-Klassifikation bezeichnet) als bewährtes diagnostisches System etabliert. Diese Einteilung bezieht sich auf die Höhe der Fibulafraktur in Relation zum Syndesmosenkomplex – dem funktionellen Bandapparat zwischen Tibia und Fibula. Die Position der Frakturlinie gibt Aufschluss über das Ausmaß der Syndesmosenbeteiligung und damit über die Stabilität des Gelenks [14].

Die Danis-Weber-Klassifikation untergliedert die Fibulafrakturen in drei Haupttypen (siehe Abbildung 3):

- ❖ Weber-A-Fraktur: Bei dieser Fraktur liegt der Bruch unterhalb der intakten Syndesmose. Das bedeutet, dass die Membrana interossea (das Bindegewebe zwischen Schienbein und Wadenbein) normalerweise nicht betroffen ist.
- ❖ Weber-B-Fraktur: Hier befindet sich der Bruch auf Höhe der intakten oder gerissenen Syndesmose. Die Membrana interossea ist in der Regel intakt, kann aber möglicherweise verletzt sein.
- ❖ Weber-C-Fraktur: Diese Fraktur liegt oberhalb der verletzten Syndesmose. Die Membrana interossea ist häufig ebenfalls gerissen [14; 21].

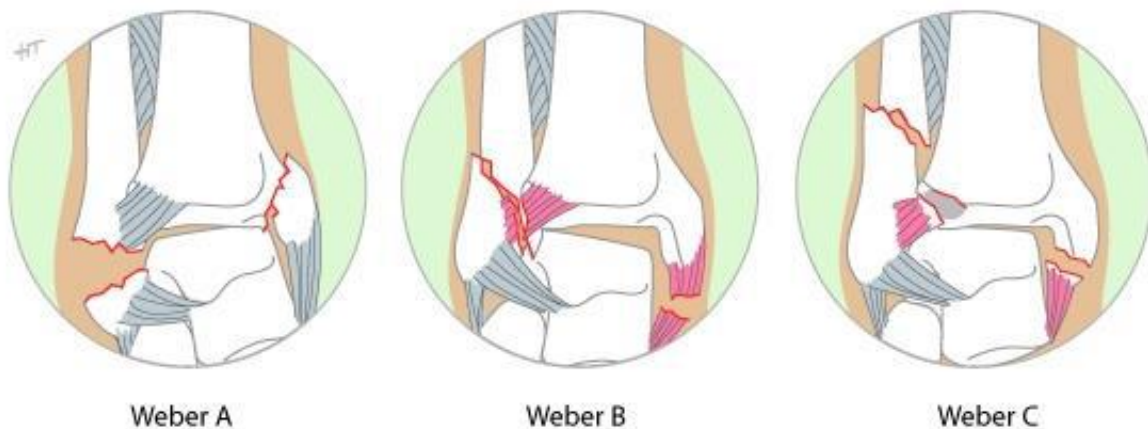


Abbildung 3: Danis-Weber-Klassifikation der Sprunggelenksfrakturen. Dargestellt sind die drei Frakturtypen basierend auf der Höhe der Fibulaktion in Bezug zur Syndesmose: Weber A (unterhalb), Weber B (auf Höhe) und Weber C (oberhalb der Syndesmose) [26]

Die sogenannte Malleonengabel – gebildet durch die beiden Malleoli (Außen- und Innenknöchel) – stabilisiert das Sprunggelenk durch starke Bänder und Sehnen, die

hohen Belastungen standhalten. Wenn die Syndesmose gerissen ist, kann das Gelenk instabil werden, was die Behandlung beeinflusst [14; 20].

Die Klassifikation nach Danis-Weber bildet die Grundlage für die Therapieplanung. Neben dem Frakturtyp spielen jedoch auch patientenspezifische Faktoren eine entscheidende Rolle, insbesondere bei geriatrischen Patienten ergeben sich spezielle Herausforderungen.

2.1.4 Behandlung geriatrischer Sprunggelenksfrakturen

Nachdem die Klassifikation der Sprunggelenksfrakturen dargestellt wurde, stellt sich die Frage nach der optimalen Behandlung. Diese differenziert sich erheblich, wenn es um ältere Patienten geht. Sprunggelenksfrakturen stellen gerade in der älteren Bevölkerung eine häufige Verletzungsform dar. Aufgrund altersbedingter Faktoren gestaltet sich die Behandlung bei geriatrischen Patienten oft komplexer als bei jüngeren Personen. Die Rehabilitation verläuft langsamer, und Komplikationen treten gehäuft auf, was sich negativ auf den Gesundheitserhalt und die Autonomie der Betroffenen auswirkt. Zudem ist bei älteren Patienten die Belastbarkeit eingeschränkt, weshalb häufig keine Teilbelastung des betroffenen Beins möglich ist und somit die funktionellen Einschränkungen nach der Fraktur verstärkt werden. Vor diesem Hintergrund sollte die Behandlung vorrangig auf eine rasche Wiedererlangung der Selbstständigkeit abzielen sowie auf die Minimierung von Folgeschäden und Beeinträchtigungen der Lebensqualität [3; 7].

2.1.4.1 Konservative Therapie

Die nicht-operative Versorgung von Sprunggelenksbrüchen wird insbesondere bei Patienten mit hohem Operationsrisiko bevorzugt. Dabei ist die Fixierung mittels Gipsverbands die gängigste Methode. Sie eignet sich insbesondere für Frakturen ohne oder mit minimaler Verschiebung, da hierbei eine anatomisch korrekte Positionierung der Knochen wesentlich ist, um Langzeitschäden vorzubeugen. Schon geringfügige Verschiebungen können den Druck auf den Gelenkknorpel signifikant erhöhen und das Risiko für eine nachfolgende Arthrosebildung steigern. Die Gipsbehandlung zeichnet sich durch ihre einfache Anwendung und Vermeidung operativer Risiken aus und wird deshalb bei körperlich geschwächten älteren Patienten oft präferiert. Doch die

statische Stabilisierung durch den Gips verordnet eine längere Immobilisierung, durch die Muskelabbau und Gelenksteifigkeit gefördert werden, was die Rehabilitationsdauer insgesamt verlängert. Zudem sind geriatrische Patienten wegen ihrer oftmals fragilen Haut und der Gefahr von Schwellungen und Wundheilungsstörungen besonders anfällig für Komplikationen im Bereich der Weichteile. Diese Grenzen schränken die Anwendung konservativer Verfahren maßgeblich ein, auch wenn nur kleine Dislokationen vorliegen [14; 18].

2.1.4.2 Operative Therapie:

Die chirurgische Behandlung zielt darauf ab, die natürliche Anatomie des Sprunggelenks wiederherzustellen und eine stabile Fixierung zu erreichen. Dies umfasst die genaue Reposition der Fibula hinsichtlich Länge und Rotation sowie deren sichere Verankerung.

Für die operative Frakturversorgung stehen verschiedene bewährte Osteosyntheseverfahren zur Verfügung: Plattenosteosynthese mit Neutralisations- oder winkelstabilen Platten, konventionelle Schraubensysteme (kanülierte Schrauben, Zugschrauben, Stellschrauben) für direkte Frakturkompression, perkutane Kirschner-Drähte als minimal-invasive Alternative sowie Cerclage-Techniken. Trotz dieser vielfältigen Optionen stellt sich bei geriatrischen Patienten ein zentrales Problem: Die häufig vorliegende Osteoporose führt zu kompromittierter Knochenfestigkeit, sodass konventionelle Implantate einen ausreichenden Halt nicht immer gewährleisten. Dies erfordert oft die Kombination mehrerer Implantate oder spezieller Techniken wie augmentierte Verfahren mit Knochenzement. Die Implantatwahl muss gegen das Infektionsrisiko, Drucknekrosen und Implantatmigrationen abgewogen werden [14; 18].

In den letzten Jahren haben sich innovativere Implantatdesigns etabliert, die speziell für die Herausforderungen bei älteren Patienten entwickelt wurden. Hierzu zählen winkelstabile Systeme und moderne Schraubentechnologien wie die IntraOS-Schraube, die durch optimierte biomechanische Gestaltung eine verbesserte Stabilität auch bei kompromittierter Knochenqualität gewährleistet. Diese neuartigen Implantatdesigns, insbesondere die IntraOS-Schraube, bilden den Fokus der folgenden Betrachtung.

2.2 IntraOS-Schraube

2.2.1 Vorstellung des Materials

Die IntraOS-Schraube ist eine durchbohrte Schraube zur Versorgung distaler Fibulafrakturen bei geriatrischen Patienten. Sie wurde speziell für die Anforderungen der Frakturversorgung bei Patienten mit osteoporotischem Knochen entwickelt. Ihre Standardlänge beträgt 140 mm, wobei die Anwendungsmöglichkeiten bei langen oder proximal lokalisierten Frakturen uneingeschränkt sind. Das zentrale Charakteristikum der IntraOS-Schraube liegt in ihrer intramedullären Positionierung in der Markhöhle der Fibula. Im Gegensatz zu extramedullären Verfahren wie Plattenosteosynthesen wird die Schraube direkt im Markkanal verankert [5; 12].

Diese zentrale Anordnung ermöglicht eine optimale lastgerechte Stabilisierung, da die Belastung gleichmäßig über die innere Knochenoberfläche verteilt wird. Dieser Mechanismus ist besonders vorteilhaft bei osteoporotischem Knochen, wo konventionelle oberflächliche Implantate einen ausreichenden Halt oft nicht gewährleisten. Zusätzlich werden durch die intramedulläre Anordnung Drucknekrosen und oberflächliche Weichteilverletzungen minimiert. Die IntraOS-Schraube ist in vier verschiedenen Größen erhältlich, die sich in ihrem Durchmesser unterscheiden (siehe Abbildung 3 und Tabelle 1). Diese Größenvielfalt ermöglicht eine patientenindividuelle Auswahl, um den unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten und Knochenqualitäten gerecht zu werden [5; 9].

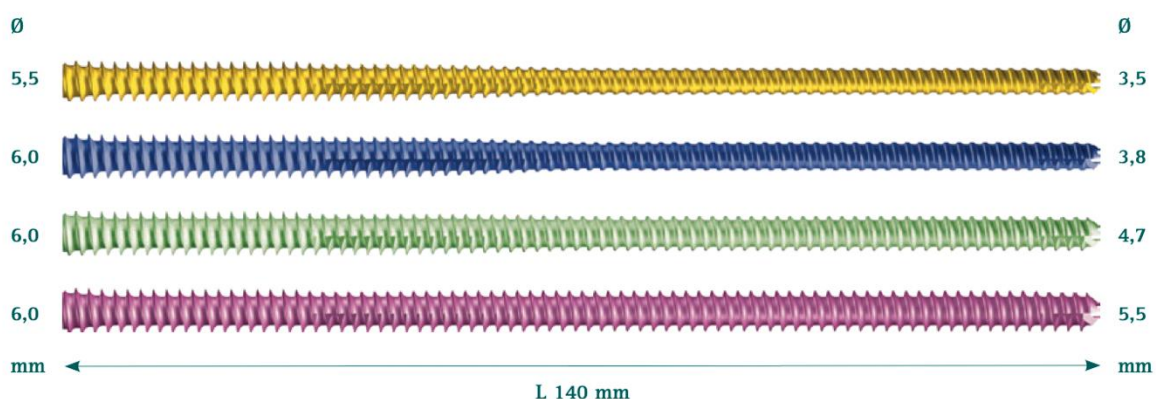


Abbildung 4: Vier verschiedene Größen der IntraOS-Schraube mit entsprechender Farbkennzeichnung (S, M, L, XL) [5]

Tabelle 1: IntraOS-Schraube [5]

Implantat Größe	Implantat Farbe	Durchmesser Distal [mm]	Durchmesser Proximal [mm]
S	Gold	5,5 mm	3,5 mm
M	Blau	6,0 mm	3,8 mm
L	Hellgrün	6,0 mm	4,7 mm
XL	Pink	6,0 mm	5,5 mm

Die IntraOS-Schraube besteht aus der Titanlegierung TiAl4V, einer hochwertigen und biokompatiblen Legierung, die vom menschlichen Körper gut vertragen wird. Diese Materialwahl ermöglicht es, die Schraube dauerhaft als Implantat zu belassen, ohne dass eine Entfernung notwendig ist. Das Vollgewindedesign der Schraube vergrößert die Kontaktfläche zwischen Implantat und Markhöhle erheblich, wodurch eine optimale Stabilität erreicht und das Risiko einer Implantatlockerung minimiert wird [5; 6].

2.2.2 Beschreibung der OP-Methodik

Die Indikationen für den Einsatz der IntraOS-Schraube sind distale Fibulafrakturen, insbesondere bei geriatrischen Patienten mit osteoporotischem Knochen. Vor Beginn des Eingriffs ist eine umfassende präoperative Planung notwendig, die folgende Punkte umfasst: Anamnese zur Erhebung der medizinischen Vorgeschichte des Patienten sowie Bildgebung mittels Röntgenaufnahmen zur genauen Beurteilung der Fraktur [4; 5].

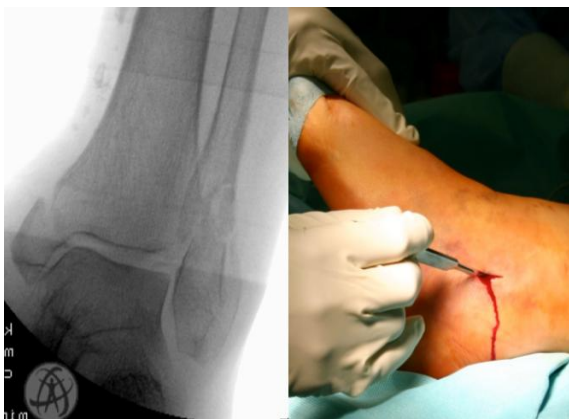


Abbildung 5: Hautschnitt am Außenknöchelbereich [4]



Abbildung 6: Optimaler Eintrittspunkt für die IntraOS-Schraube [4]

Der Eingriff wird in der Regel unter Vollnarkose oder Regionalanästhesie durchgeführt, wobei der Patient in Rückenlage positioniert wird, um einen optimalen Zugang zum Operationsgebiet zu gewährleisten. Nach der Desinfektion des betroffenen Bereichs wird ein etwa 1,5 bis 2,0 cm langer Hautschnitt im distalen Bereich der Außenknöchel gesetzt (siehe Abbildung 5 und 6). Dabei wird Vorsicht walten gelassen, um Verletzungen der Peronalsehnen zu verhindern. Die Reposition der Fraktur wird durch Längszug unter Nutzung der Ligamentotaxis durchgeführt, um die anatomische Ausrichtung der Knochenfragmente sicherzustellen. Nach der Reposition erfolgt die Platzierung eines Führungsdrahtes. Der optimale Eintrittspunkt für den intramedullären Führungsdraht wird mithilfe eines Bildwandlers bestimmt, und die Positionierung erfolgt unter Verwendung eines Bohrbüchsensystems (siehe Abbildung 7 und 8). Die Kortikalis wird daran mit einem 2,5 mm Bohrer durch das Bohrbüchsensystem eröffnet, und eine Bildwandlerkontrolle zur Überprüfung der korrekten Platzierung des Führungsdrahtes wird durchgeführt [4; 5].

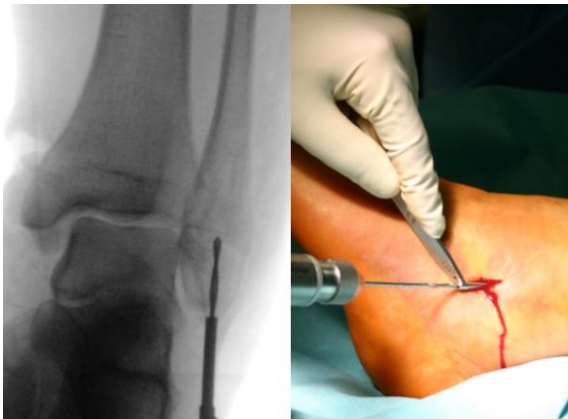


Abbildung 8: Markraumeröffnung und Einbringung des Führungsdrahtes mit Bildwandlerkontrolle [4]

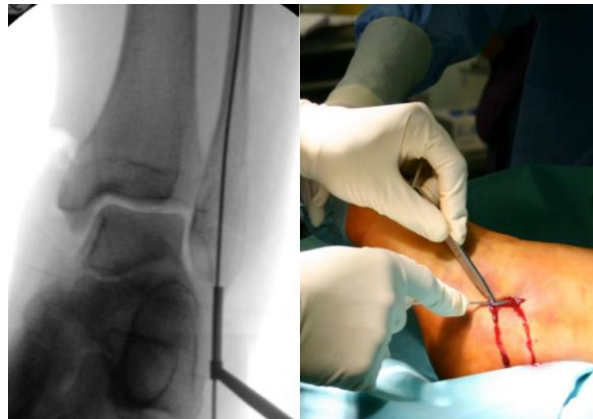


Abbildung 7: Positionierung des Führungsdrahtes unter Röntgenkontrolle [4]

Der nächste Schritt beinhaltet die Aufbohrung des proximalen engen Markraums auf den Kerndurchmesser der Schraube, was 3,5 mm mit einem kanülierten Bohrer ist (siehe Abbildung 9 und 10). Der Bohrer sollte unter Röntgenkontrolle verwendet werden, um die exakte Tiefe und Position bestimmen zu können. Wenn nötig, kann man eine manuelle Kompression der Frakturregion durchführen, um die Stabilität während des Bohrens zu erhöhen. Das Eindrehen der IntraOS-Schraube erfolgt durch

eine Gewebeschutzhülse, um Verletzungen durch die scharfen Gewindeflanken zu verhindern [4; 5].



Abbildung 9: Bohren des Kerndurchmessers [4]



Abbildung 10: Eindrehen der IntraOS-Schraube [4]

Die Schraube sollte mindestens mit der Knochenoberfläche abschließen; falls erforderlich, kann sie auch tiefer eingedreht werden (siehe Abbildung 12). Vor dem Entfernen des Führungsdrahtes erfolgt eine Kontrolle in beiden Ebenen, idealerweise unter Bildwandlerkontrolle, um die korrekte Lage der Schraube zu überprüfen [4; 5].



Abbildung 12: Lagekontrolle und postoperative Röntgenkontrolle der IntraOS-Schraube [4]



Abbildung 11: Hautschnitt Innenknöchelversorgung [4]

Nach erfolgreicher Platzierung und Kontrolle wird der Eingriff abgeschlossen und die Wunde entsprechend versorgt. Die postoperative Nachsorge umfasst regelmäßige Kontrollen zur Überwachung der Heilung und frühzeitigen Erkennung möglicher Komplikationen. Zudem sollten Anweisungen zur Mobilisation und zum Schmerzmanagement gegeben werden [4; 5].

2.3 Biomechanische Grundlagen

Die biomechanische Analyse orthopädischer Implantate stützt sich auf mechanische Modelle zur Ermittlung von Verformung und Stabilität unter Patientenbelastung. In dieser Arbeit wird die IntraOS-Schraube als Kragträger unter Einzellastbelastung modelliert. Dieser Ansatz ermöglicht eine verlässliche Abbildung der klinischen Biegeverformung und eine entsprechende Vorhersage der Implantatsteifigkeit.

2.3.1 Balkentheorie und Modellannahmen

Die IntraOS-Schraube ist eine lange, schlanke Struktur mit kleinem Durchmesser und großer Länge im Verhältnis zu ihrer Dicke. Unter klinischen Belastungen (z.B. Gehen, Gewichtsbelastung) erfährt die proximal eingespannte Schraube Biegebelastung – nicht primär Torsion oder Druck. Das Balkenmodell eignet sich insbesondere für die effiziente Abbildung schlanker Strukturen mit Biegebeanspruchung und ermöglicht einen direkten Vergleich verschiedener Implantatgrößen. Das Modell wird als einseitig eingespannter Kragträger mit Einzelkraft F am distalen freien Ende definiert – eine geometrische Situation, die der klinischen Ankerfunktion im Markkanal und der Patientenbelastung entspricht (siehe Abbildung 13) [23].

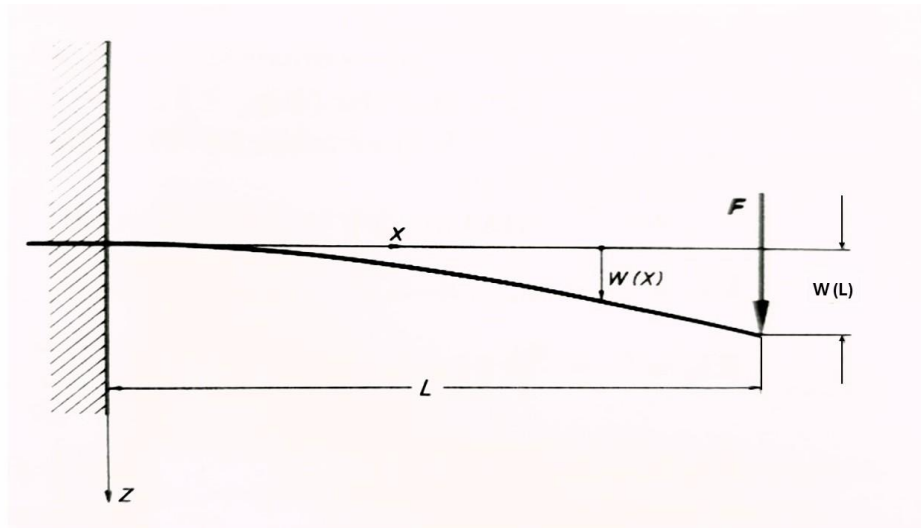


Abbildung 13: Einseitig eingespannter Balken (Kragträger) als Ersatzmodell für die IntraOS-Schraube. Proximal fest eingespannt ($x = 0$), distal Krafteinleitung am freien Ende ($x = L$). Die Durchbiegung $w(x)$ ist dargestellt [23]

2.3.2 Herleitung der Biegelinie

Die Biegelinie ist die Funktion, die die vertikale Verschiebung der Balkenachse an jeder Stelle unter äußerer Last beschreibt. Sie ist von zentraler Bedeutung für die Bestimmung von Verformung und Stabilität.

Bernoulli-Euler-Balkengleichung

Unter den Annahmen kleiner Verformungen und vernachlässigbarer Schubdeformationen lautet die grundlegende Differentialgleichung:

$$M(x) = -EI_y w''(x)$$

wobei E der Elastizitätsmodul und I_y das Flächenträgheitsmoment und $w''(x)$ die Krümmung ist [23].

Für den Kragträger mit Einzelkraft F am Ende ($x = L$) ergibt die Schnittgrößenanalyse:

$$M(x) = F(L - x)$$

Eingesetzt in die Differentialgleichung:

$$EI_y w''(x) = -F(L - x)$$

Diese Gleichung beschreibt den Momentenverlauf des Kragträgers.

Integration und Randbedingungen Zweifache Integration

$$EI_y w'(x) = -F(Lx - \frac{x^2}{2}) + C_1$$

$$EI_y w(x) = -F[\frac{L}{2}x^2 - \frac{1}{6}x^3] + C_1x + C_2$$

Randbedingungen an der Einspannung

- $w(0) = 0$ (keine Durchbiegung am Einspannpunkt) $\Rightarrow C_2 = 0$
- $w'(0) = 0$ (keine Neigung am Einspannpunkt) $\Rightarrow C_1 = 0$

Die zweifache Integration unter Einhaltung der physikalischen Randbedingungen liefert die **Biegelinie $w(x)$** :

$$w(x) = \frac{Fx^2}{2EI_y} \left(L - \frac{x}{3} \right)$$

Diese Gleichung beschreibt die Durchbiegung an jeder Stelle x und zeigt die Abhängigkeit von Kraft, Material und Geometrie [23].

Maximale Durchbiegung

Die maximale Durchbiegung $w_{\max}$ tritt am freien Ende ($x = L$) auf:

$$w_{\max} = \frac{FL^3}{3EI_y}$$

Diese Formel bestimmt die Steifigkeit des Implantats: Höhere Werte vom Elastizitätsmodul (Materialabhängig) E oder Flächenträgheitsmoment I_y führen zu kleinerer Durchbiegung – ein kritischer Parameter für die mechanische Stabilität [23]. Diese Durchbiegung ist direkt mit den Rückwirkungskräften verknüpft.

Das Flächenträgheitsmoment

Das Flächenträgheitsmoment einer zylindrischen Schraube mit dem Kerndurchmesser d berechnet sich nach:

$$I_y = \frac{\pi}{64} d^4$$

Bei der Berechnung der mechanischen Eigenschaften der IntraOS-Schraube wurde eine wesentliche Vereinfachung getroffen: Sowohl die Außengewindegeometrie als auch die zentrale Bohrung für den Führungsdraht wurden nicht berücksichtigt. Stattdessen wurde die Schraube als homogener Zylinder mit dem Kerndurchmesser modelliert. Diese Vereinfachung ist in der biomedizinischen Technik allgemein anerkannt, da die Gewindestruktur und die Bohrung im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt eine untergeordnete Rolle für das Flächenträgheitsmoment spielen und die durch das Balkenmodell berechneten Ergebnisse konservativ bleiben [21; 22].

3 Material und Methoden

Im Folgenden wird das methodische Vorgehen zur Analyse der biomechanischen Eigenschaften von IntraOS-Schrauben bei versorgten geriatrischen Sprunggelenksfrakturen beschrieben. Die Untersuchung umfasst 102 Fälle, die einer radiologischen Bewertung sowie einer systematischen Datenerhebung unterzogen wurden. Die Analyse der Implantatverbiegung erfolgt durch Messung des Krümmungswinkels und der Scheitelpunktlage. Die Ableitung der Rückwirkungskräfte wird aus den Implantatverbiegungen, die auf Seiten des Patienten auftreten. Im Rahmen von Laboruntersuchungen erfolgt eine Überprüfung durch die Bestimmung der Rückwirkungskräfte von IntraOS-Schrauben.

3.1 Radiologische Bewertung und Datenerhebung

In diesem Abschnitt wird dargelegt, wie die für die Untersuchung relevanten Fälle von Patienten ermittelt, die Verfahren der Bildgebung analysiert und die erforderlichen Datensätze systematisch erhoben wurden. Der Fokus liegt auf der Verknüpfung klinischer Dokumente mit radiologischen Aufnahmen, um eine Datengrundlage für die nachfolgende Analyse der Implantatverbiegung und die darauffolgenden statistischen Auswertungen zu schaffen.

3.1.1 Radiologische Bewertung

Zur Bewertung der Funktionalität der IntraOS-Schrauben bei operativ versorgten Weber-Frakturen mit Sprunggelenksfrakturen wurden entsprechende Patientenfälle systematisch untersucht. Für die Analyse wurden patientenbezogene Daten sowie radiologische Bildgebungen, darunter konventionelle Röntgenaufnahmen und Computertomographie-(CT)-Untersuchungen, aus der klinischen Datenbank des Heinrich-Braun-Klinikums (HBK) Zwickau herangezogen. Für die Datenextraktion und -auswertung kamen folgende Softwarelösungen zum Einsatz:

CGM MEDICO: Bei CGM MEDICO handelt es sich um ein Krankenhausinformationssystem der CompuGroup Medical SE & Co. KGaA, einem der führenden Anbieter im Bereich digitaler Gesundheitslösungen. Das System unterstützt vielfältige klinische Arbeitsprozesse, darunter das pflegerische Prozessmanagement, die Medikations-

verwaltung, das Operationsmanagement sowie den ärztlichen Arbeitsplatz. Für die vorliegende Untersuchung wurden aus diesem Informationssystem relevante Daten wie Befunde, Arztbriefe und Dokumentationen zum Genesungsverlauf extrahiert und für die Analyse aufbereitet. Zudem ermöglichte CGM MEDICO die Zuordnung der Patientendaten zu den entsprechenden bildgebenden Aufnahmen der Frakturen.

DICOM Viewer: Der internationale Standard „Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)“ gewährleistet die systemübergreifende Speicherung und Darstellung medizinischer Bilddaten. Mithilfe des verwendeten DICOM-Viewers konnten die Bilddateien nicht nur als radiologische Aufnahmen visualisiert, sondern auch einer detaillierten Analyse unterzogen werden. Zu den eingesetzten Funktionen zählten unter anderem das Zoomen, das Durchführen von Messungen, Fensterung sowie das Scrollen durch einzelne Schichten von Schnittbildaufnahmen, insbesondere bei CT-Untersuchungen.

3.1.2 Methoden zur Datenerhebung

In die Studie wurden 102 geriatrische Patientinnen und Patienten (Alter ≥ 70 Jahre) eingeschlossen, die im Zeitraum von 2020 bis 2024 am Heinrich-Braun-Klinikum Zwickau (HBK) aufgrund einer Sprunggelenksfraktur chirurgisch behandelt wurden.

Das Untersuchungskollektiv setzte sich aus 76 Frauen und 26 Männern mit einem durchschnittlichen Alter von 80,4 Jahren und einer Standardabweichung von ± 6 Jahren zusammen. Berücksichtigt wurden ausschließlich Fälle von Sprunggelenksfrakturen, die mit einer IntraOS-Schraube versorgt worden waren. Eine Übersicht der anonymisierten Patientendaten ist im Anhang (Tabelle 6) dargestellt.

Die Identifikation des Patientenkollektivs erfolgte über das CGM MEDICO. Für die postoperative Bildgebung standen insgesamt 74 konventionelle Röntgenaufnahmen sowie 28 Datensätze aus der Computertomographie (CT) zur Verfügung. Ergänzend wurden die ärztlichen Dokumentationen aus CGM MEDICO in die Analyse einbezogen. Die systematische Auswertung der Heilungsverläufe stützte sich auf drei Bildtypen: präoperative Aufnahmen zur Frakturklassifikation im Rahmen der notfallmedizinischen Versorgung, intraoperative Durchleuchtungsbilder mit einem mobilen C-Bogen-Röntgengerät zur Kontrolle der Implantatlage und Frakturversorgung sowie postoperative Aufnahmen.

3.2 Messung der Implantatverbiegung

Die Messung der Implantatverbiegung bei IntraOS-Schrauben ist ein wichtiger Schritt, um mechanische Veränderungen und potenzielle Belastungseinflüsse nach einer osteosynthetischen Versorgung im Bereich des Sprunggelenks objektiv bewerten zu können. Zur präzisen Analyse werden radiologische Bilddaten verwendet, um geometrische und winkelbezogene Veränderungen der eingesetzten Implantate festzustellen. Die systematische Erfassung erfolgte anhand Messparameter und qualitätsgesicherter Verfahren, die im Folgenden detailliert dargestellt werden.

3.2.1 Radiologische Messmethodik

Zur Veranschaulichung der standardisierten Messmethodik ist in Abbildung 14 ein exemplarisches Röntgenbild mit eingezeichneten Analyselinien dargestellt.

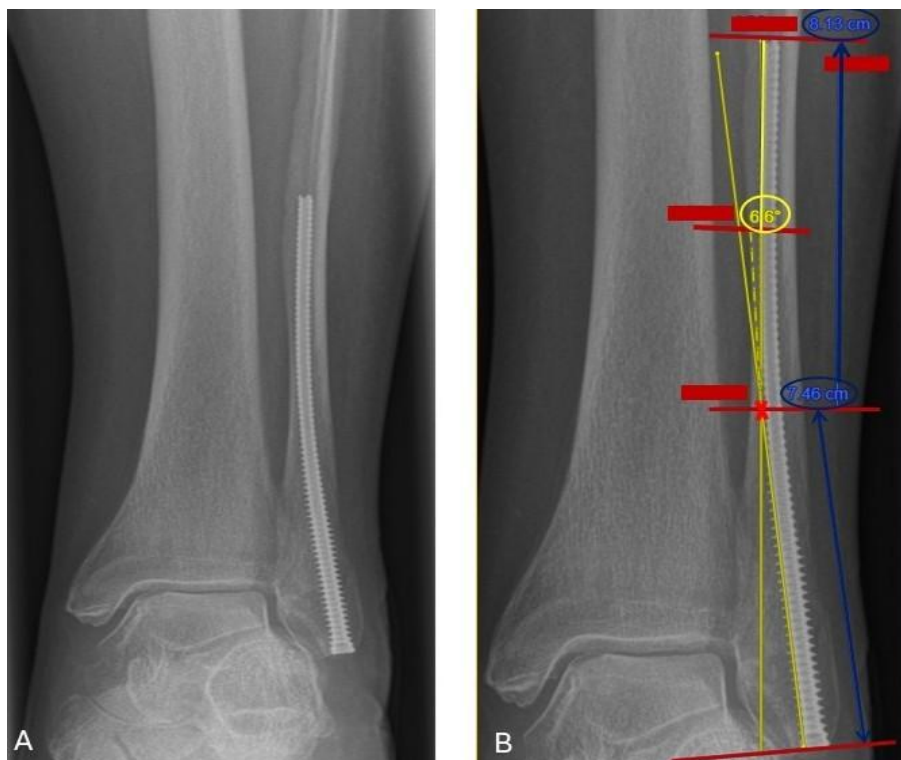


Abbildung 14: Beispiel einer radiologischen Analyse zur Messung der Implantatverbiegung bei IntraOS-Schrauben. Bild A: Originales anteroposteriores Röntgenbild des Sprunggelenks vor der digitalen Bildanalyse. Bild B: Dasselbe Röntgenbild nach Anwendung der standardisierten Messmethodik mit eingezeichneten Analyselinien: tatsächlicher Schraubenverlauf (gelbe Linien), Scheitelpunkt der maximalen Krümmung (rotes Kreuz, 6,6° Winkelangabe) sowie Distanzmessungen zum Scheitelpunkt (blaue Messlinien mit Längenangaben 8,13 cm und 7,46 cm). Die roten Hilfslinien markieren die Messpunkte für die Distanzbestimmung.

Die Messparameter

Als primäre Messparameter wurden der Krümmungswinkel der Schraube und der Scheitelpunkt der maximalen Abweichung definiert.

Der **Krümmungswinkel** wurde als derjenige Winkel erfasst, an dem sich die gelben Hilfslinien im Bild kreuzen (siehe Abbildung 14). Dies spiegelt die Differenz zwischen der idealen (theoretisch geraden) und der tatsächlichen Schraubenachse wider.

Der **Scheitelpunkt** ist der Ort einer maximalen lateralen oder medialen Auslenkung von der Referenzgeraden (siehe Abbildung 14). Zusätzlich wurden die Distanzen vom Schraubenanfang bis zu diesem Scheitelpunkt sowie von der Schraubenspitze bis zu diesem Scheitelpunkt gemessen, um die Krümmung räumlich exakt lokalisieren zu können. Alle Distanzen und Winkel wurden mithilfe des DICOM-Viewers direkt im digitalen Röntgenbild bestimmt.

Die Durchführung

Die Messung wurde in mehreren Schritten durchgeführt, wie in Abbildung 14; B dargestellt. Im ersten Schritt wurde im Bildanalyseprogramm eine gerade Linie als ideale Schraubenachse zwischen Eintrittspunkt und Spitze der Schraube eingefügt. Anschließend wurde der tatsächliche Verlauf der Schraube nachgezeichnet und der Scheitelpunkt, also die größte Abweichung, markiert. An diesem Punkt wurde der Krümmungswinkel bestimmt, indem der Winkel zwischen der idealen und der tatsächlichen Schraubenachse berechnet wurde. Die gelben Linien im bearbeiteten Röntgenbild markieren die Achsen und die Winkelmessung deutlich. Parallel dazu wurden die relevanten Distanzen mit blau markierten Messlinien festgelegt. Die rote Linie diente als zusätzliche Hilfslinie, um Referenzpunkte und Ebenen im Bild eindeutig zu identifizieren.

3.2.2 Qualitätssicherung und Korrekturfaktor

Da bei radiologischen Aufnahmen projektionsbedingte Längeneffekte auftreten können, wurde ein Korrekturfaktor berechnet. Dieser ergibt sich aus dem Verhältnis der tatsächlichen Schraubenlänge (140 mm) zur gemessenen Länge im Röntgenbild:

$$K = \frac{140 \text{ mm}}{L_{\text{Röntgenbild}}}$$

Dieser Korrekturfaktor wurde auf alle Distanzmessungen angewendet, um maßstabsgetreue Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

Messgenauigkeit

Um die Messgenauigkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wurde die Reliabilität der Messmethode mithilfe mehrerer Qualitätssicherungsmaßnahmen überprüft. Alle Parameter wurden durch denselben Untersucher in Doppelmessung erfasst, wobei zwischen den beiden Messungen ein zeitlicher Abstand eingehalten wurde, um Erinnerungseffekte zu minimieren. Ein- und Ausschlusskriterien: Radiologische Aufnahmen wurden nur dann in die Analyse eingeschlossen, wenn sie eine eindeutig erkennbare Schraubengeometrie aufwiesen und eine ausreichende Bildqualität besaßen. Aufnahmen mit unzureichender Bildqualität oder unvollständiger Schraubendarstellung wurden ausgeschlossen.

Bilder mit unzureichender Bildqualität oder unvollständiger Schraubendarstellung wurden von der Analyse ausgeschlossen. Die Messungen erfolgten ausschließlich an Aufnahmen mit eindeutig erkennbarer Schraubengeometrie.

Alle Messwerte wurden im Anhang (Tabelle 7) in zusammengefasster Form (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung) tabellarisch erfasst, um eine transparente Nachvollziehbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten.

3.3 Bestimmung der Rückwirkungskräfte am Patienten

Zur Abschätzung bzw. Bestimmung der Rückwirkungskräfte der IntraOS-Schraube werden im Folgenden die jeweilige Messmethode der eingespannten Länge und Durchbiegung sowie die darauf basierende Berechnung der Kräfte nach dem Modell der Balkentheorie beschrieben.

3.3.1 Messgrößen und radiologische Erfassung

Die Ermittlung rückwirkender Kräfte erfordert eine präzise Erfassung geometrischer Parameter aus Röntgenaufnahmen. Im Rahmen der Untersuchung wurden zwei zentrale Messgrößen systematisch erfasst: die eingespannte Länge und die maximale Durchbiegung des Implantats. Die nachfolgende Abbildung veranschaulicht die radiologische Messtechnik sowie die farblich markierten Messstrecken.

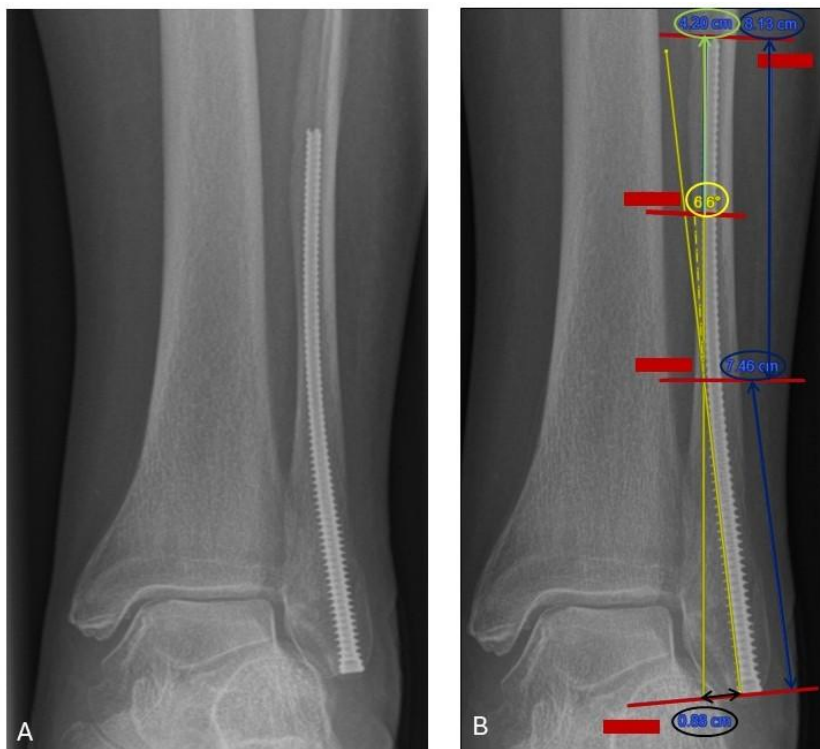


Abbildung 15: Radiologische Darstellung der Messmethodik zur Bestimmung der rückwirkenden Kräfte bei einer IntraOS-Schraube der Größe S. A: Ursprüngliches Röntgenbild des oberen Sprunggelenks. B: dasselbe Röntgenbild mit farbkodierten Linien (gelb: Schraubenverlauf, schwarz: Durchbiegung, grün: eingespannte Länge, blau: Distanzmessungen bis zum Scheitelpunkt, rotes Kreuz: Scheitelpunkt der maximalen Krümmung, rote Linien: Hilfslinien).

Die eingespannte Länge (L_e) wurde als kritischer Parameter definiert. Sie erstreckt sich von der Implantatspitze bis zu dem Punkt, an dem das Implantat erstmals von seiner ursprünglichen geraden Achse abweicht (siehe Abbildung 15, grüne Linie). Die Messung erfolgte radiologisch mithilfe standardisierter Messlinien. Der Bereich (L_e) ist als im Knochenfest verankert zu verstehen, in dem keine Verformung auftritt.

Die Durchbiegung (W) entspricht der maximalen seitlichen Auslenkung des Implantats von seiner ursprünglichen, geraden Achse. Sie wurde als Abstand zwischen der theoretischen geraden Verlaufslinie und dem tatsächlichen Scheitelpunkt der Krümmung gemessen, wie in Abbildung 15 dargestellt (schwarze Linie).

3.3.2 Mechanisches Modell und Kraftberechnung

Die Berechnung der Rückwirkendskraft am Implantat erfolgt auf Grundlage der gemessenen eingespannten Länge (L_e) und der Durchbiegung (W) unter Anwendung der Bernoulli-Eulerschen Balkentheorie. Das Implantat wird in der vorliegenden Arbeit als einseitig eingespannter Balken beschrieben. Es wird angenommen, dass die auf das Implantat einwirkende Kraft proportional zur Durchbiegung des Balkens und invers proportional zur dritten Potenz der ausgelenkten Länge (L_a) des Balkens ist.

Mit $L_a = L - L_e$ (Gesamtlänge der IntraOS-Schraube L) folgt:

$$F = \frac{3 \times E \times I \times W}{L_a^3}$$

Mit $E = 110 \text{ GPa}$ (Elastizitätsmodul des Titanium)

Für biomechanischen Berechnungen wurde auf die komplexe Gewinde- und Bohrungsgeometrie verzichtet. Die IntraOS-Schraube wurde als homogener, durchgängiger Zylinder mit Kerndurchmesser betrachtet, um eine praktikable und etablierte Näherung zu gewährleisten. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine konsistente Berechnung des Flächenträgheitsmoments und stellt sicher, dass die Ergebnisse vergleichbar und nachvollziehbar sind. Diese Vorgehensweise entspricht gängigen Standards in der biomechanischen Festigkeitsanalyse und wurde entsprechend in Kapitel 2.3 erläutert. Zur Sicherstellung einer Messgenauigkeit wurden sämtliche Messungen als Doppelmessung durchgeführt. Zusätzlich wurde ein Korrekturfaktor für die Bildprojektion angewandt.

3.4 Bestimmung der Rückwirkungskräfte im Labor

Die klinisch beobachtete Durchbiegung von IntraOS-Schrauben bei Weber-Frakturen wirft die Frage auf, welche elastischen Rückwirkungskräfte auf das Implantat wirken. Im Rahmen der Erfassung dieser Kräfte wurde eine Laboranalyse durchgeführt. Ziel des Verfahrens ist die Bestimmung der Kraft-Durchbiegungs-Beziehung für die Schraubengrößen S, M, L und XL, um die ermittelten Rückwirkungskräfte anschließend mit den aus der kombinierten radiologisch-mathematischen Analyse gewonnenen Patientendaten zu vergleichen.

Im Folgenden werden der Versuchsaufbau und das Prüfverfahren dargelegt.

3.4.1 Versuchsdurchführung

Die experimentellen Prüfungen beschränkten sich ausschließlich im elastischen Verformungsbereich der IntraOS-Schrauben, mit dem Ziel, die entsprechende Bestimmung vorzunehmen. Dabei wurden die folgenden ausgelenkte Längen L_a berücksichtigt: 100 mm, 95 mm und 90 mm. Die verwendete Prüfvorrichtung sowie die Lage der eingespannten Schraube und zentralen Lastrolle sind in Abbildung 16 detailliert zu erkennen.



Abbildung 16: Ansicht des Versuchsaufbaus mit eingespannter IntraOS-Schraube große XL und zentraler Lastrolle zur Messung der elastischen Rückwirkungskräfte

Die Proben (Schraubengrößen S, M, L und XL aus Ti6Al4V nach ISO 5832-3) wurden mittig in der kalibrierten Prüfauflage der Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z010 eingespannt. Eine präzise axiale Ausrichtung sowie die einheitliche ausgelenkte Länge stellten sicher, dass ausschließlich reine Biegebeanspruchung ohne Torsion auftrat. Dabei wurde eine konstante Traversengeschwindigkeit von 2 mm/min eingestellt und die Belastung wurde bei Erreichen der gewünschten Durchbiegung von 6 mm gestoppt. Innerhalb dieses Bereichs verblieb die Schraube im rein elastischen Modus, sodass nach Entlastung keine bleibende Verformung auftrat.

3.4.2 Datenaufbereitung

Die Biegeversuche wurden unter Laborbedingungen ($23 \pm 2 \text{ °C}$) durchgeführt. Dabei wurden kontinuierlich Kraft- und Durchbiegungswerte mittels eines hochpräzisen Kraftsensors ($\pm 0,1\%$ Genauigkeit) erfasst. Aus den erzeugten Kraft-Durchbiegungs-Kurven (siehe Abbildung 17) im elastischen Bereich konnten die Rückwirkungskräfte für die verschiedenen Schraubengrößen bei festgelegten Verformungswerten bestimmt werden. Alle Messungen wurden zweifach pro Schraubengröße und ausgelenkter Länge durchgeführt, um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten.

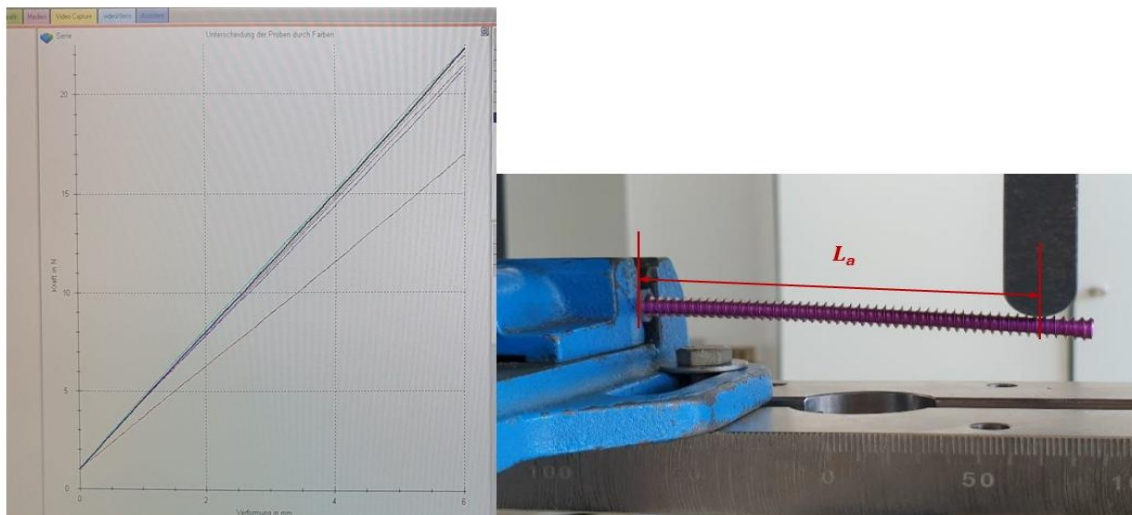


Abbildung 17: Kraft-Durchbiegungs-Verhalten von IntraOS-Schrauben in der Versuchsanordnung unter Messbedingungen

Die Auswertung erfolgte unter Verwendung des Softwareprogramms Microsoft Excel. Im Rahmen dessen wurden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Eine vollständige Übersicht sämtlicher Messwerte und berechneter Kenngrößen ist im Ergebnissteil (Tabelle 4) dargestellt.

4 Ergebnisse

Die Analyseergebnisse werden in diesem Kapitel in vier Unterkapiteln präsentiert. Diese reichen von der Datenpräsentation über die Verbiegungsanalyse nach Implantatgrößen bis hin zur Bestimmung der rückwirkenden Kräfte unter klinischen und Laborbedingungen.

4.1 Präsentation der Daten und Beobachtungen

Im Folgenden werden die erhobenen Daten systematisch präsentiert, damit ein Überblick über die Zusammensetzung der Studienpopulation und die Verteilung der untersuchten Parameter gegeben werden kann.

Demografische Verteilung

Die demografischen Merkmale der Studienpopulation zeigen eine für Patienten mit Sprunggelenksfrakturen typische Altersverteilung. Die Verteilung nach Altersgruppen und Geschlecht wird in Abbildung 18 veranschaulicht.

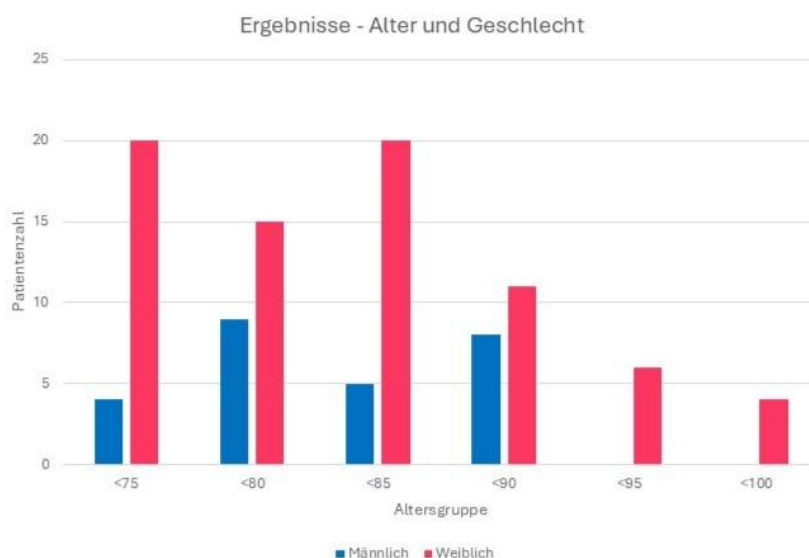


Abbildung 18: Altersverteilung der 102 Patienten mit Sprunggelenksfrakturen nach Geschlecht und Altersgruppe

Von den 102 eingeschlossenen Patienten waren 76 weiblich (74,5%) und 26 männlich (25,5%). Das mittlere Alter betrug 80,4 Jahre (Spannweite: 70–97 Jahre, SD: $\pm 6,9$), was der Altersverteilung von Sprunggelenksfrakturen bei älteren Patienten entspricht.

Frakturmuster nach Weber-Klassifikation

Die Verteilung der Weber-Typen ergab folgende Häufigkeiten: Weber-B-Frakturen dominieren mit 80 Fällen (78 %), gefolgt von Weber-C-Frakturen mit 20 Fällen (19 %) und zwei Weber-A-Frakturen (2 %). Diese Verteilung entspricht der bekannten typischen Prävalenz von Sprunggelenksfrakturen, bei der Weber-B-Frakturen den häufigsten Frakturtyp darstellen. (siehe Abbildung 19)

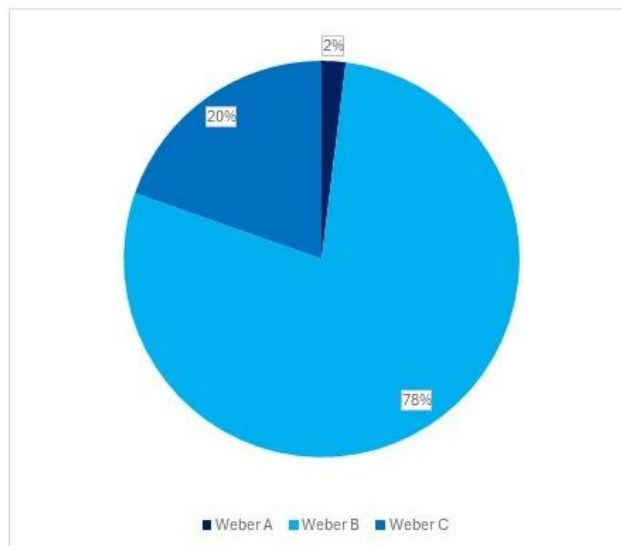


Abbildung 19: Verteilung der Weber-Frakturtypen (n=102). Weber-B-Frakturen stellen mit 78% die Mehrheit dar, gefolgt von Weber-C-Frakturen (19%) und Weber-A-Frakturen (2%).

Sprunggelenksfrakturen nach anatomischer Lokalisation und Komplexität

Hinsichtlich der anatomischen Komplexität zeigten sich 33 Außenknöchelfrakturen (Fibulafrakturen). Isolierte Brüche des äußeren Knöchels (Fibula) machten 34 % aus. 35 bimalleoläre Frakturen (34 %) betrafen den Außenknöchel (Fibula) und den Innenknöchel (Medialmalleolus der Tibia). 24 trimalleoläre Frakturen – die komplexeste Form mit Beteiligung aller drei Knöchel: Außenknöchel (Fibula), Innenknöchel (Tibia medial) und Hinterkantenbruch (Tibia posterior/Volkmann-Dreieck) (23 %). 10 US/Pilon-Frakturen des Unterschenkels (Tibia): Pilon-Frakturen sind komplexe Brüche des distalen Unterschenkels mit Beteiligung der Gelenkfläche (10 %). Zudem gab es eine AK+ Volkmann-Fraktur des Außenknöchels (Hinterkante der Tibia) (1 %). (Siehe Abbildung 20).

Abbildung 20 zeigt die Typen von Sprunggelenksfrakturen nach anatomischer Lokalisation und Komplexität.

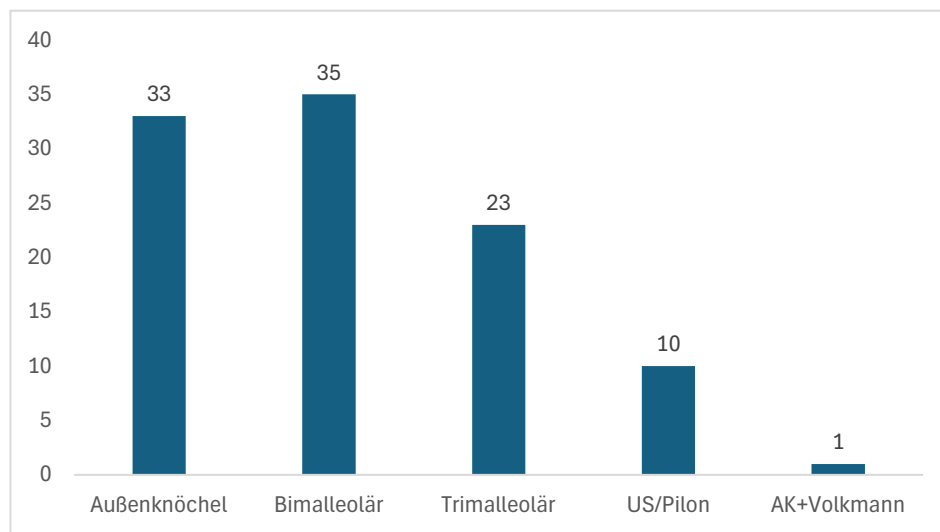


Abbildung 20: Typen von Sprunggelenksfrakturen nach anatomischer Lokalisation und Komplexität (n=102). Die Verteilung zeigt 33 Außenknöchelfrakturen, 35 bimalleolare Frakturen, 24 trimalleolare Frakturen, 10 US/Pilon-Frakturen und 1 AK-Volkman-Fraktur.

Seitenlateralisation der Frakturen

Die Analyse der betroffenen Extremität ergab folgende Verteilung: 54 Fälle (53%) zeigten Frakturen des rechten Sprunggelenks, 47 Fälle (46%) betrafen das linke Sprunggelenk und ein Fall (1%) war beidseitig (siehe Abbildung 21).

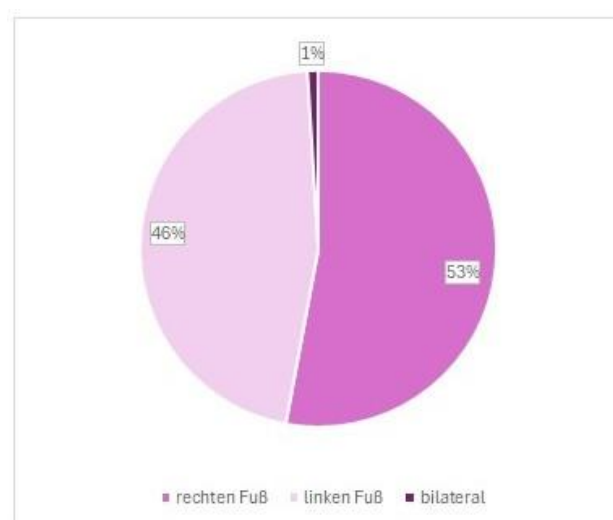


Abbildung 21: Seitenverteilung der Sprunggelenksfrakturen (n=102). 54 Fälle (53%) traten am rechten Fuß auf, 47 Fälle (46%) am linken Fuß und 1 Fall (1%) war bilateral

Verteilung der Implantatgrößen

Die verwendeten Implantate verteilten sich auf vier Größenkategorien (S, M, L und XL). Implantatgröße S kam in 29 Fällen (27,5%) zum Einsatz, Implantatgröße M in 34 Fällen (31,4%), Implantatgröße L in 24 Fällen (22,5%) und Implantatgröße XL in 11 Fällen (10,8%). Die geringere Häufigkeit der XL-Größe spiegelt die anatomischen Gegebenheiten der untersuchten Patientenpopulation wider.

Abbildung 22 zeigt die Verteilung der Implantatgrößen.

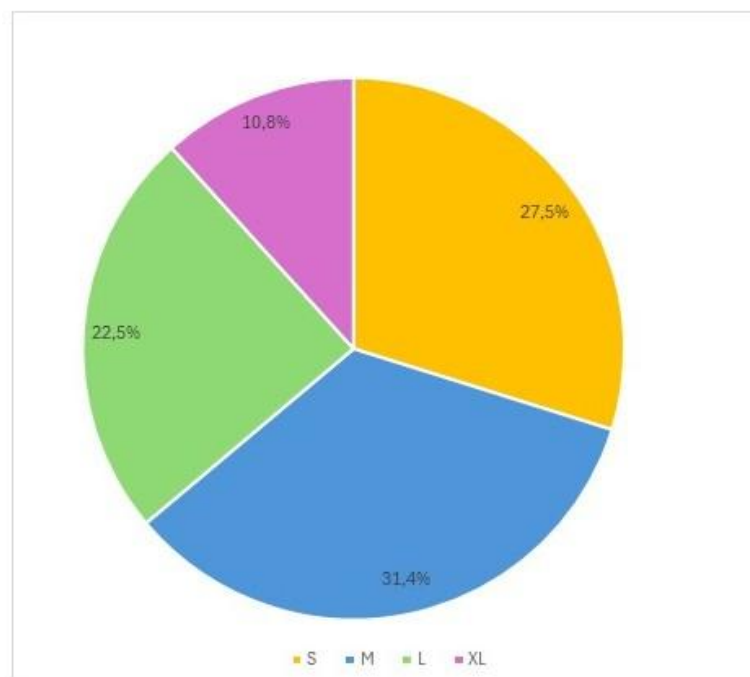


Abbildung 22: Verteilung der Implantatgrößen (n=102). Implantatgröße M war mit 31,4% am häufigsten, gefolgt von Größe S (27,5%), L (22,5%) und XL (10,8%).

4.2 Analyse der Implantatverbiegung

In diesem Abschnitt wird die Analyse der Implantatverbiegung durch Krümmung und Scheitelpunktlage der IntraOS-Schrauben dargestellt. Es geht darum, das Verbiegungsverhalten in Abhängigkeit von der Implantatgröße zu beschreiben und die Position des Scheitelpunkts zu ermitteln, um so die optimale Anpassung des Implantats zu gewährleisten. Die Analyse basiert auf den aufbereiteten Messdaten mit Doppelmessungen. Je Parameter wurden Mittelwert und Standardabweichung aus beiden Messungen berechnet und tabellarisch dargestellt.

4.2.1 Krümmungswinkelanalyse

Die Ergebnisse werden in der Tabelle strukturiert nach Patientennummer, Implantatgröße, Mittelwert der Krümmungswinkel $\pm$ Standardabweichung ($\bar{x} \pm SD$ [°]). Die Kennwerte sind in Tabelle 7 im Anhang aufgeführt, ebenso wie die Verteilungen der Krümmungswinkel nach Implantatgröße, die in Abbildung 23 dargestellt sind.

Zur Veranschaulichung der gruppenspezifischen Häufigkeiten wird nachfolgend die Häufigkeitsverteilung der Krümmungswinkel pro Implantatgröße dargestellt.

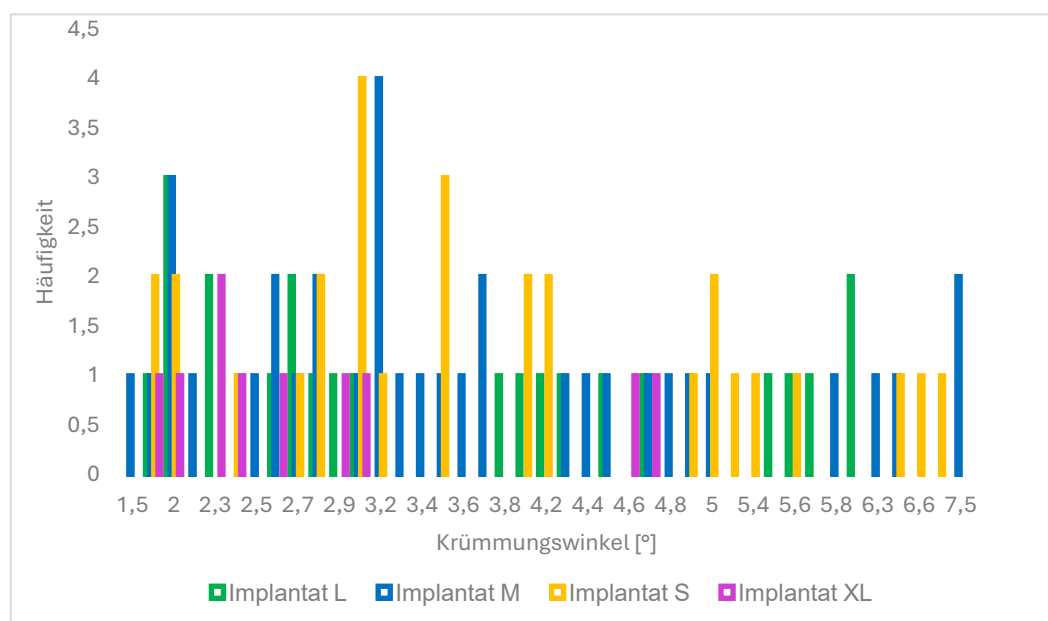


Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung der Krümmungswinkel nach Implantatgröße

Die Verteilung zeigt Häufungen um 3,2°–3,4°, insbesondere bei den Größen S und M. Dies unterstreicht die Verbiegungen in diesen Gruppen. Werte zwischen 2° und 2,8° treten in allen Größen auf. Hohe Ausreißer von 5,4 bis 7,5° wurden ausschließlich bei

den Größen S und M beobachtet, während die Größe XL keine Werte über $4,8^\circ$ aufweist. Insgesamt konzentriert sich XL eng auf den Bereich von 2° bis $3,0^\circ$, während S und M den gesamten Bereich von $1,5^\circ$ bis $7,5^\circ$ abdecken. Dies deutet auf eine geringere Variabilität bei XL und eine höhere Streuung bei S und M hin.

Zur kompakten Gegenüberstellung der Gruppenmittel werden im nächsten Schritt die mittleren Krümmungswinkel mit Standardabweichungen nach Implantatgröße in Form eines Balkendiagramms mit Fehlerbalken präsentiert (siehe Abbildung 24). Diese Darstellung verdichtet die in Abbildung 23 und erleichtert die Beurteilung von Streuungsunterschieden zwischen den Größenklassen.

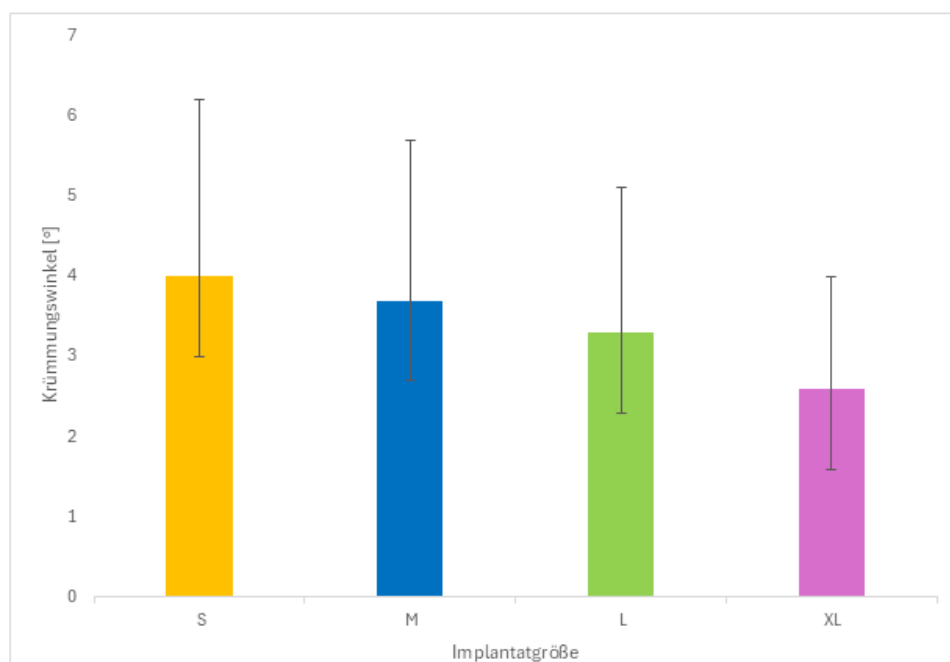


Abbildung 24: Mittlere Krümmungswinkel nach Implantatgröße (Mittelwert $\pm$ SD)

Das Balkendiagramm bestätigt die höchsten Mittelwerte und die größte Verbiegung für Implantatgröße S, gefolgt von Implantatgröße M. Die Implantatgröße XL weist die geringste Verbiegung mit kleinster Variabilität auf, was auf eine größenabhängige Stabilität der Implantate hinweist.

Die Auswertung der Krümmungswinkel von 94 auswertbaren IntraOS-Schrauben ergab eine mittlere Verbiegung von $3,3^\circ$ ($\pm 1,8^\circ$) bei einer Spannweite von $1,5^\circ$ bis $7,5^\circ$. Dabei unterscheiden sich die Verteilungen zwischen den Implantatgrößen deutlich. Die höchste mittlere Krümmung mit $4,0^\circ$ ($\pm 2,2^\circ$) wurde bei IntraOS-Schrauben der Größe S beobachtet, gefolgt von Größe M mit $3,7^\circ$ ($\pm 2,0^\circ$). Die Größen L und XL wiesen mit $3,3^\circ$ ($\pm 1,8^\circ$) beziehungsweise $2,6^\circ$ ($\pm 1,4^\circ$) niedrigere Werte auf.

4.2.2 Scheitelpunktanalyse

Nach Anwendung des Korrekturfaktors zur Kompensation radiologischer Veränderungseffekte wurden die Scheitelpunktpositionen zusammengefasst. Für den Scheitelpunkt ergab sich ein Mittelwert von 70 mm ($\pm 2,8$ mm).

Die Ergebnisse werden in der Tabelle strukturiert nach Patientennummer, Implantatgröße, und Mittelwerte der Scheitelpunkt $\pm$ Standardabweichung ($\bar{x} \pm SD$ [mm]) berichtet. Alle Werte sind in Tabelle 7 im Anhang zu finden.

Die geringe Standardabweichung nach Anwendung der Korrekturfaktoren bestätigt die Effektivität der methodischen Standardisierung. Die Scheitelpunktposition entspricht etwa 50 % der Gesamtimplantatlänge (140 mm), was den biomechanischen Erwartungen entspricht, die bei diesem Implantat typischerweise auftreten.

4.3 Analyse der rückwirkenden Kräfte am Patienten

Im weiteren Verlauf werden die Erkenntnisse der biomechanischen Analyse der rückwirkenden Kräfte bei IntraOS-Schrauben vorgestellt. Die Auswertung basiert auf den im Methodenteil beschriebenen Messungen und Berechnungen und dient der objektiven Darstellung der ermittelten Kraftwerte.

4.3.1 Exemplarische Berechnung

Zur Veranschaulichung der radiologischen Messmethodik und der relevanten Parameter wird im Folgenden ein exemplarisches Bild einer IntraOS-Schraube der Größe S gezeigt. Die farbkodierte Darstellung ermöglicht eine eindeutige Identifikation der Messstrecken (siehe Abbildung 25).

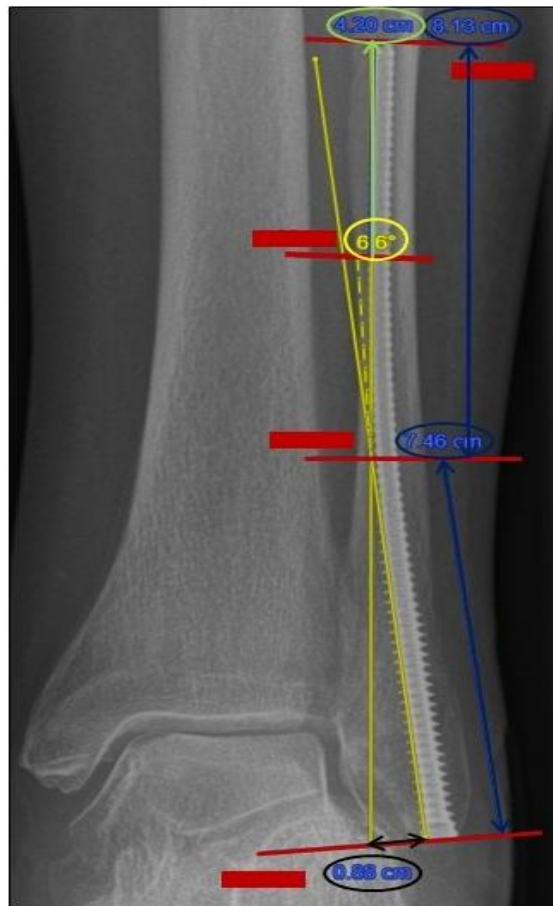


Abbildung 25: Radiologische Darstellung der Messmethodik zur Bestimmung der rückwirkenden Kräfte bei einer IntraOS-Schraube der Größe S. mit farbkodierten Linien (gelb: Schraubenverlauf, schwarz: Durchbiegung, grün: eingespannte Länge, blau: Distanzmessungen bis zum Scheitelpunkt, rotes Kreuz: Scheitelpunkt der maximalen Krümmung, rote Linien: Hilfslinien).

Die in Abbildung 25 dargestellten Messgrößen bilden die Grundlage für die nachfolgende Berechnung der rückwirkenden Kräfte. Anhand der dort gezeigten Werte wird im Folgenden exemplarisch die Kraftberechnung für eine IntraOS-Schraube der Größe S durchgeführt.

Gegebene Werte:

- Gesamtlänge der IntraOS-Schraube: 140 mm = 0,140 m
- Durchmesser: $d = 3,00 \text{ mm} = 0,003 \text{ m}$
- Elastizitätsmodul Titan: $E = 110 \text{ GPa} = 1,1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$
- Flächenträgheitsmoment: $I = \frac{\pi d^4}{64} = \frac{\pi \times (0,003 \text{ m})^4}{64} = 3,98 \times 10^{-12} \text{ m}^4$

Messung 1

- Korrekturfaktor: 0,90
- Eingespannte Länge (gemessen): 42 mm
- Korrigierte eingespannte Länge L_{e1} : $42 \text{ mm} \times 0,90 = 37,8 \text{ mm} = 0,0378 \text{ m}$
- Ausgelenkte Länge L_{a1} : $140 \text{ mm} - 37,8 \text{ mm} = 102,2 \text{ mm} = 0,1022 \text{ m}$
- Durchbiegung: 0,88 cm = 0,0088 m
- Korrigierte Durchbiegung W_1 : $0,0088 \text{ m} \times 0,90 = 0,00792 \text{ m}$

Kraftberechnung:

$$F_1 = \frac{3 \cdot E \cdot I \cdot W_1}{L_{a1}^3} = \frac{3 \cdot 1,1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2 \cdot 3,98 \times 10^{-12} \text{ m}^4 \cdot 0,00792 \text{ m}}{(0,1022 \text{ m})^3} = 9,87 \text{ N}$$

Messung 2

- Korrekturfaktor: 0,90
- Eingespannte Länge (gemessen): 46 mm
- Korrigierte eingespannte Länge L_{e2} : $46 \text{ mm} \times 0,90 = 41,4 \text{ mm} = 0,0414 \text{ m}$
- Ausgelenkte Länge L_{a2} : $140 \text{ mm} - 41,4 \text{ mm} = 98,6 \text{ mm} = 0,0986 \text{ m}$

- Durchbiegung: $0,85 \text{ cm} = 0,0085 \text{ m}$
- Korrigierte Durchbiegung W_2 : $0,0085 \text{ m} \times 0,90 = 0,00765 \text{ m}$

Kraftberechnung:

$$F_2 = \frac{3 \cdot E \cdot I \cdot W_2}{L_{a2}^3} = \frac{3 \cdot 1,1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2 \cdot 3,98 \times 10^{-12} \text{ m}^4 \cdot 0,00765 \text{ m}}{(0,0986 \text{ m})^3} = 10,77 \text{ N}$$

Mittelwert und Standardabweichung

$$\bar{F} = \frac{9,87 \text{ N} + 10,77 \text{ N}}{2} = 10,32 \text{ N}$$

$$\sigma_F = \sqrt{\frac{(9,87 - 10,32)^2 + (10,77 - 10,32)^2}{1}} = \sqrt{0,2025 + 0,2025} = \sqrt{0,405} = 0,64 \text{ N}$$

Endergebnis:

$$F = 10,32 \pm 0,64 \text{ N}$$

4.3.2 Statistische Auswertung aller Implantatgrößen

Die nachfolgenden Tabellen fassen die Messergebnisse für alle untersuchten Implantatgrößen systematisch zusammen. Um die Methodik zu gewährleisten, wurde jede Größenklasse in Doppelbestimmung vermessen. Die tabellarische Darstellung umfasst die geometrischen Parameter sowie die daraus berechneten rückwirkenden Kräfte und bildet die Grundlage für die statistische Auswertung.

Tabelle 2: Messergebnisse der doppelmessungen der Parameter und berechneten rückwirkenden Kräfte für alle untersuchten Implantatgrößen. Dargestellt sind die Implantatgröße), der Schraubendurchmesser d [mm], die eingespannte Länge L_e [mm], die maximale Durchbiegung w [mm], die ausgelenkte Länge L_a [mm] sowie die berechnete Rückwirkungskraft F [N]

Implantatgröße	d [mm]	L_e [mm]	w [mm]	L_a [mm]	F [N]
Messung 1					
S	3,0	38	7,9	102	9,9
M	3,3	41	8,4	99	16,1
L	3,6	43	7,1	97	21,2
XL	3,9	41	6,6	99	25,4
Messung 2					
S	3,0	41	7,6	99	10,8
M	3,3	40	8,2	100	15,7
L	3,6	42	7,4	98	21,6
XL	3,9	40	6,7	100	25,1

Die Analyse der ersten Messung ergibt einen kontinuierlichen Anstieg der gemessenen Kraft von 9,9 N (Größe S) bis auf 25,4 N (Größe XL). Die zweite Messung bestätigte diesen Anstieg mit Werten zwischen 10,8 N (Größe S) und 25,1 N (Größe XL). Die Abweichungen zwischen den Messreihen liegen bei allen Größen unter 1,0 N, was die hohe Qualität der Methodik belegt.

Die Ermittlung des Mittelwerts sowie der Standardabweichung erfolgte auf Grundlage der beiden Messreihen aus Tabelle 2 für jede Implantatgröße. Die ermittelten statistischen Kennwerte gestatten eine objektive Auswertung der Messergebnisse und erlauben Rückschlüsse auf die Streuung der Einzelmessungen.

Tabelle 3: Statistische Kennwerte der rückwirkenden Kräfte. Dargestellt sind die Implantatgröße, der Mittelwert der Rückwirkungskraft $\bar{F}$ [N] sowie die Standardabweichung σ [N]

Implantat Größe	Rückwirkungskraft $\bar{F}$ [N]	Standardabweichung [N]
S	10,4	0,64
M	15,9	0,28
L	21,4	0,28
XL	25,1	0,30

Die ermittelten Mittelwerte ($\bar{F}$) weisen eine kontinuierliche Steigerung von 10,4 N (Größe S) bis 25,3 N (Größe XL) auf. Die Standardabweichungen σ bewegen sich durchweg in einem sehr niedrigen Bereich zwischen 0,21 N und 0,64 N, was auf eine geringe Messstreuung hindeutet.

Die nachfolgende grafische Darstellung (siehe Abbildung 26) veranschaulicht die Größenabhängigkeit der rückwirkenden Kräfte. Das Säulendiagramm veranschaulicht die Mittelwerte $\bar{F}$ aus Tabelle 3 und ermöglicht einen anschaulichen Vergleich der biomechanischen Belastung zwischen den verschiedenen Implantatgrößen.

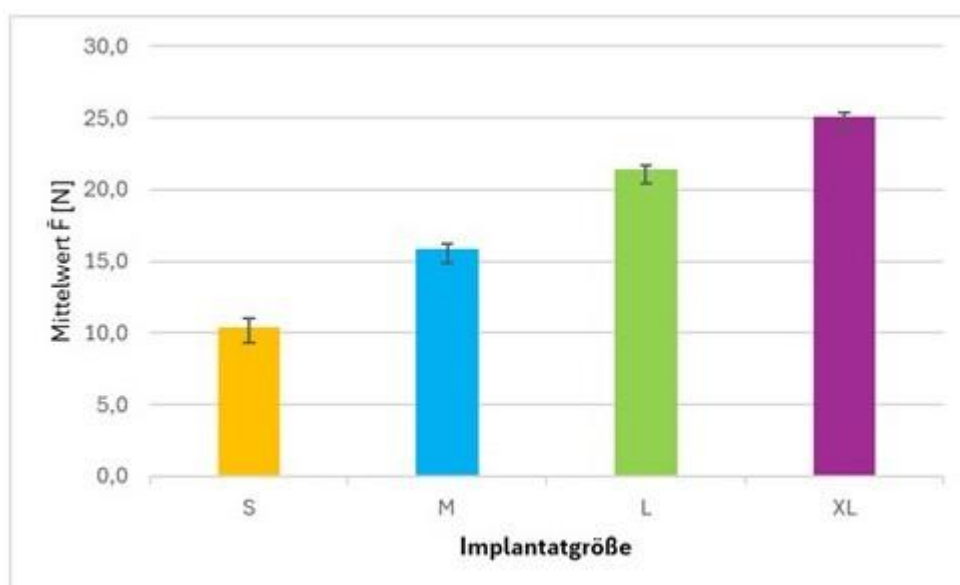


Abbildung 26: Mittelwerte der rückwirkenden Kräfte $\bar{F}$ [N] in Abhängigkeit von der Implantatgröße

4.4 Analyse der rückwirkenden Kräfte im Labor

Die Rückwirkungskräfte wurden nach der in Kapitel 3.4 beschriebenen Methode für vier Implantatgrößen (S, M, L, XL) an drei verschiedenen Auslenkungslängen ($L_a = 100 \text{ mm}$, 95 mm , 90 mm) und Durchbiegungswert (6 mm) gemessen. Für jede Messung wurden zwei Einzelmessungen durchgeführt, um die statistische Zuverlässigkeit der Daten zu gewährleisten. Zunächst wird die statistische Auswertung präsentiert, dann der Vergleich mit der radiologisch-mathematischen Patientenanalyse durchgeführt.

4.4.1 Statistische Auswertung

Zur Bewertung der experimentellen Daten wurden für jede Implantatgröße und jede ausgelenkte Länge die Mittelwerte und Standardabweichungen der gemessenen Rückwirkungskräfte berechnet. Die in Tabelle 4 fasst die vollständigen Ergebnisse zusammen.

Tabelle 4: Rückwirkungskräfte der IntraOS-Schrauben bei 6 mm Durchbiegung für verschiedene Schraubengrößen und ausgelenkte Längen. Anmerkung: L_a = Ausgelenkte Länge; F_1 , F_2 = Rückwirkungskräfte der zweier Einzelmessungen; $\bar{F}$ = Mittelwert der zwei Messungen; σ = Standardabweichung

Implantat größe	L_a [mm]	F_1 [N]	F_2 [N]	$\bar{F}$ [N]	σ [N]
S	100	10,9	11,1	11,0	0,15
M	100	14,5	14,7	14,6	0,14
L	100	21,1	21,4	21,3	0,21
XL	100	24,4	24,5	24,5	0,07
S	95	10,8	10,9	10,9	0,13
M	95	14,6	14,7	14,7	0,11
L	95	21,4	21,5	21,5	0,09
XL	95	24,9	24,7	24,8	0,12
S	90	11,0	11,2	11,1	0,16
M	90	15,8	15,9	15,9	0,08
L	90	22,5	22,9	22,7	0,28
XL	90	24,8	24,9	24,9	0,10

Die Tabelle 4 zeigt, dass die Standardabweichungen in allen Messreihen sehr gering ausfallen ($\sigma < 0,3 \text{ N}$). Die systematische Zunahme der Kraft ist bei zunehmendem Durchmesser und abnehmender ausgelenkter Länge eindeutig erkennbar und bestätigt die theoretischen Erwartungen, die auf der Balkentheorie basieren. Um die größen- und längenabhängigen Kraftverläufe zu veranschaulichen, wurden die Mittelwerte der Rückwirkungskräfte mit den zugehörigen Standardabweichungen in einem Säulendiagramm dargestellt. Abbildung 27 ermöglicht einen direkten Vergleich der vier Implantatgrößen über alle drei ausgelenkten Längen hinweg und visualisiert sowohl die absolute Kraftverteilung als auch die Messgenauigkeit durch Fehlerbalken.

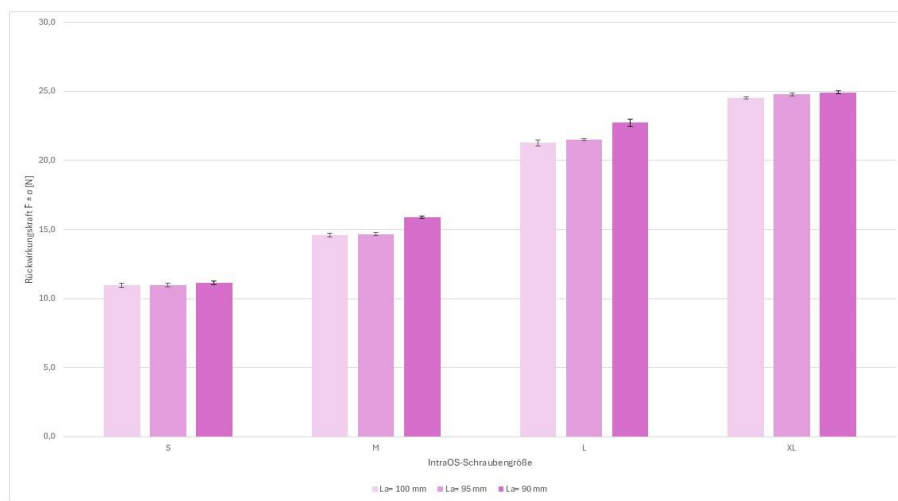


Abbildung 27: Rückwirkungskräfte ($\bar{F} \pm \sigma$) bei 6 mm Durchbiegung für verschiedene IntraOS-Schraubengrößen und ausgelenkten Länge. Dargestellt sind die Mittelwerte der Rückwirkungskraft mit zugehörigen Standardabweichungen für jede Schraubengröße und die drei ausgelenkte Länge.

Die in Abbildung 27 dargestellten Fehlerbalken sind auffallend klein, was auf eine hohe Messgenauigkeit hindeutet. Dies ist ein starkes Indiz für die Qualität des experimentellen Aufbaus sowie Konsistenz der IntraOS-Implantate. Ein weiterer Befund ist die starke Größenabhängigkeit: Die Kraftwerte für XL (90 mm) erreichen 24,93 N, während S (90 mm) nur 11,14 N beträgt – ein Verhältnis von mehr als 2:1. Die Abbildung verdeutlicht zudem den Einfluss der ausgelenkten Länge: Für alle Schraubengrößen steigen die Kraftwerte mit abnehmender Länge systematisch an. Bei Größe XL zeigt sich beispielsweise ein Anstieg von 24,52 N ($La = 100 \text{ mm}$) auf 24,93 N ($La = 90 \text{ mm}$). Dieser Aspekt steht in direktem Zusammenhang mit dem physikalischen Prinzip, demzufolge eine Reduktion der Längenveränderung zu einer höheren Biegesteifigkeit führt.

4.4.2 Vergleich der Laborergebnisse und Patientenanalyse

Im vorliegenden Abschnitt werden die im Labor unter kontrollierten Bedingungen ermittelten Rückwirkungskräfte mit direkten Messungen an Patienten mit Sprunggelenksfrakturen, die mit IntraOS-Schrauben versorgt wurden, verglichen. Für jede Implantatgröße wurde der Mittelwert über alle drei ausgelenkten Längen ($L_a = 90, 95, 100 \text{ mm}$) aus den Laboruntersuchungen gebildet und den patientenspezifisch ermittelten Mittelwerten der Rückwirkungskräfte gegenübergestellt.

Tabelle 5: Vergleich der mittleren Rückwirkungskräfte zwischen Laborergebnisse und radiologisch-mathematischen Analyse an Patienten

Implantatgröße	Labor $\bar{F}$ [N]	Patient $\bar{F}$ [N]	Absolute Differenz [N]	Relative Abweichung [%]
S	11,0	10,4	0,6	5,5
M	15,1	15,9	0,8	5,3
L	21,9	21,4	0,5	2,3
XL	24,7	25,1	0,4	1,6

Die Bedeutung dieses Ergebnisses liegt darin, dass sich die experimentelle Laboruntersuchung und die radiologisch-mathematische Patientenanalyse gegenseitig stützen und verstärken. Für alle vier Implantatgrößen – von Größe S mit 11,0 N im Labor und 10,4 N im Patientenkollektiv bis zu Größe XL mit 24,7 N im Labor und 25,1 N bei Patienten zeigt sich eine konsistente Kraftsteigerung. Die Laborergebnisse bestätigen die Zuverlässigkeit der radiologisch-mathematischen Analysemethode in überzeugender Weise. Mit relativen Abweichungen von weniger als 6% zwischen den Messwerten wird unmittelbar nachgewiesen, dass die im Labor experimentell ermittelten Rückwirkungskräfte den radiologisch-mathematisch berechneten Patientenwerten entsprechen. Damit wird eindeutig belegt, dass die im Labor erhobenen Daten nicht nur unter kontrollierten Bedingungen gültig sind, sondern unmittelbar auf die klinische Praxis übertragen werden können.

5 Diskussion

In der vorliegenden Studie werden die biomechanischen Eigenschaften von IntraOS-Schrauben bei der Versorgung von Sprunggelenksfrakturen mithilfe einer kombinierten radiologisch-mathematischen Patientenanalyse und experimenteller Laboruntersuchung untersucht. Durch die systematische Erfassung von Implantatverbiegungen und rückwirkenden Kräften ist eine Bewertung der Stabilität und Belastbarkeit dieser Implantate unter klinisch relevanten Bedingungen möglich.

Die untersuchte Population von 102 Patienten weist mit einem Frauenanteil von 74,5 % und einem mittleren Alter von 80,4 Jahren eine typische Alters- und Geschlechtsverteilung für Sprunggelenksfrakturen bei älteren Patienten auf. Diese demografischen Merkmale sind besonders relevant, da ältere Patienten mit beeinträchtigter Knochendichte spezifische Anforderungen an die Fixationsstabilität stellen. Die Verteilung der Weber-B-Frakturen (78 %) entspricht der klinischen Häufigkeit, während der Anteil von trimalleolären Frakturen (23 %) zeigt, dass auch komplexe Frakturen mit erhöhten biomechanischen Anforderungen eingeschlossen wurden. Die verschiedenen Implantatgrößen weisen unterschiedliche Eigenschaften in Bezug auf die Stabilität auf. Während die kleineren Größen S und M eine höhere Variabilität in der Krümmung aufweisen, zeichnet sich die Größe XL insbesondere durch eine deutlich geringere Streuung aus. Diese Unterschiede sind biomechanisch bedeutsam, da die zunehmende Steifigkeit größerer Implantate durch das überproportionale Flächenträgheitsmoment bedingt ist ($I \propto d^4$). Dies führt zu verlässlicheren Verformungsmustern und geringeren Veränderungen unter Last.

Das bedeutet, dass größere Implantatvarianten nicht nur höhere absolute Kräfte absorbieren, sondern auch unter variablen klinischen Bedingungen stabiler reagieren. Dies ist ein wesentlicher Vorteil für die Versorgungsqualität der Patienten. Der gemessene Kraftanstieg von S bis XL folgt nicht einer linearen Erhöhung, sondern einer überproportionalen Steigerung. Dies lässt sich durch das Flächenträgheitsmoment erklären, das mit der vierten Potenz des Durchmessers zunimmt. Bereits kleine Durchmesserzuwächse führen zu großen Erhöhungen der Biegesteifigkeit und der resultierenden Rückwirkungskraft.

Diese Beobachtung validiert die klassische Balkentheorie und unterstreicht, wie wichtig es ist, die Implantatauswahl auf biomechanisch fundierte Berechnungen zu stützen. Ein wichtiger Aspekt ist die inverse kubische Abhängigkeit der Rückstellkraft von der ausgelenkten Länge ($F \propto 1/La^3$). Kürzere effektive Schraubenlängen führen zu einer höheren Steifigkeit und somit zu stärkeren Rückwirkungskräften. Klinisch bedeutet dies, dass die anatomische Verankerungstiefe – und somit die effektive Schraubenlänge, die sich je nach Patienten unterscheidet – einen direkt messbaren Einfluss auf die Stabilitätscharakteristik hat. Die über verschiedene Schraubenlängen hinweg konstant niedrigen Standardabweichungen zeigen jedoch, dass das System stabil und vorhersagbar reagiert.

Die Übereinstimmung zwischen radiologisch-mathematischer Analyse und Laborergebnissen (maximale relative Abweichungen von 6 %) bestätigt sowohl die Messmethodik als auch die biomechanischen Modellierungsannahmen. Diese Ähnlichkeit ermöglicht eine zukünftige individualisierte Stabilitätsplanung, bei der radiologische Parameter unmittelbar in Stabilitätsprognosen übersetzt werden können. Dies ist besonders wertvoll für komplexe Frakturfälle, bei denen maximale Stabilität erforderlich ist.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Bachelorarbeit analysiert die biomechanischen Eigenschaften von IntraOS-Schrauben bei der Versorgung geriatrischer Sprunggelenksfrakturen durch eine integrierte radiologisch-mathematische Patientenanalyse und experimentelle Laboruntersuchung. Die Studie erfasste 102 geriatrische Patienten (76 weiblich, 26 männlich; mittleres Alter 80,4 Jahre) mit einer klinisch repräsentativen Frakturtypologie: 78% Weber-B-, 19% Weber-C- und 2% Weber-A-Frakturen. Alle Implantatgrößen wurden untersucht, wobei die radiologische Analyse größenabhängige Unterschiede in den Krümmungswinkeln offenbarte: Die kleineren Größen S und M zeigten mit $4,0^\circ \pm 2,2^\circ$ beziehungsweise $3,7^\circ \pm 2,0^\circ$ die höchsten Krümmungen, während die größeren Varianten L und XL mit $3,3^\circ \pm 1,8^\circ$ beziehungsweise $2,6^\circ \pm 1,4^\circ$ deutlich geringere Werte aufwiesen. Diese Krümmungsmuster weisen auf eine elastische Verformung des Implantats in direkter Abhängigkeit vom Schraubendurchmesser hin. Dieser Befund unterstreicht die biomechanische Kompatibilität des Systems. Der Scheitelpunkt der Verbiegung lag über alle Größen konstant bei 70 mm ($\pm 2,8$ mm). Die rückwirkenden Kräfte am Patienten wurden durch radiologisch-mathematische Berechnung und experimentelle Laboruntersuchung bestimmt, wobei eine hoch-gradige Kongruenz zwischen beiden Methoden mit maximalen Abweichungen unter 6% erreicht wurde. Die kontinuierliche größenabhängige Kraftsteigerung und die exzellente Reproduzierbarkeit der Messergebnisse ($\sigma \leq 0,3$ N) unterstreichen die Zuverlässigkeit der IntraOS-Schrauben als effektive Option zur Versorgung geriatrischer Sprunggelenksfrakturen. Die beobachteten elastischen rückwirkenden Kräfte könnten in diesem Kontext für spezifische Frakturformen, insbesondere Weber-C-Verletzungen, von medizinischer Relevanz sein und potenziell zur Stabilität und Genesung geriatrischer Patienten beitragen.

Die Analysemethodik eröffnet perspektivisch mehrere Entwicklungsmöglichkeiten. Eine präoperative Stabilitätsplanung könnte radiologische Parameter direkt in der Bestimmung der Stabilitätsprognosen umsetzen und die Optimierung der Auswahl der Implantatgrößen ermöglichen. In zukünftigen experimentellen Untersuchungen sollten zyklische Belastungsmuster berücksichtigt werden, um die Langzeitstabilität unter physiologischen Bedingungen zu erfassen.

Literatur- und Quellenverzeichnis

- [1] Karich, B.; Klos, K.; Simons, P. et al.: Minimalinvasive Osteosynthese nach Sprunggelenksfraktur des geriatrischen Patienten. Unfallchirurg 120 (2017), S. 993–999.
- [2] Zyskowski, M.; Crönlein, M.; Heidt, E.; Biberthaler, P.; Kirchhoff, C.: Osteosynthese einer distalen Fibulafraktur mithilfe von IlluminOss. Unfallchirurg 120 (2017), S. 6–11. DOI: 10.1007/s00113-016-0285-y.
- [3] Pichl, J.; Hoffmann, R.: Geriatrische Sprunggelenksfrakturen. Unfallchirurg 114 (2011), S. 681–687.
- [4] Karich, B.: Ein intramedulläres Implantat zur Behandlung geriatrischer OSG-Frakturen – Erste klinische Ergebnisse. Vortrag an der Klinik für Unfallchirurgie, Heinrich-Braun-Klinikum, Standort Zwickau
- [5] INTERCUS GmbH: IntraOS Übersicht Operationstechnik, 2024.
- [6] Müller, E. J.; Muhr, G.: Therapie von Sprunggelenksfrakturen im Alter. Unfallchirurg 120 (2017), S. 229–238.
- [7] Lill, H.; Josten, C. (Hrsg.): Geriatrische Unfallchirurgie. Orthopädie und Unfallchirurgie für den älteren Patienten. 2. Aufl., Springer, 2019.
- [8] Hintermann, B.; Knupp, M.; Barg, A.: Arthrose des oberen Sprunggelenks: Diagnostik und Therapie. Orthopäde 45 (2016), S. 310–319.
- [9] Schmidmaier, G.; Mutschler, W. (Hrsg.): Implantate in Orthopädie und Unfallchirurgie. Springer, 2018.
- [10] Duda, G. N.; Claes, L.: Biomechanik in der Orthopädie und Unfallchirurgie. 2. Aufl., Thieme, 2016.
- [11] Nigg, B. M.; Herzog, W.: Biomechanik und Biomechanik der menschlichen Bewegung. 3. Aufl., Springer, 2007.
- [12] Herstellerangaben und Produktinformationen der jeweiligen IntraOS-Schraube, diverse Jahre.

- [13] Rammelt, S.; Zwipp, H.: Operative Versorgung von Sprunggelenksfrakturen. In: Lill, H.; Josten, C. (Hrsg.): Geriatrische Unfallchirurgie. Springer, 2019, S. 203–215.
- [14] Pape, D.; Rammelt, S.: Sprunggelenksfrakturen: Klassifikation, Diagnostik und Therapie. Unfallchirurg 123 (2020), S. 261–272.
- [15] Drenckhahn, D.; Zenker, W. (Hrsg.): Benninghoff/Drenckhahn: Anatomie. 17. Aufl., Urban & Fischer, 2019, Bd. 2.
- [16] Standring, S. (Hrsg.): Gray's Anatomy. The Anatomical Basis of Clinical Practice. 42. Aufl., Elsevier, 2020.
- [17] Platzer, W.: Taschenatlas Anatomie: Bewegungsapparat. 13. Aufl., Thieme, 2018.
- [18] Valderrabano, V. et al.: Etiology of ankle osteoarthritis. Clinical Orthopaedics and Related Research 443 (2006), S. 37–46.
- [19] van Dijk, C. N.; Bossuyt, P. M.: Ankle impingement. Foot and Ankle Clinics 13 (2008), S. 641–658.
- [20] Sman, A. D. et al.: Diagnostic accuracy of clinical tests for syndesmosis injury in adults with ankle injuries: A systematic review. British Journal of Sports Medicine 49 (2015), S. 323–329.
- [21] Universität Ulm.: Mechanische Grundlagen der Biomechanik. Lehrmaterial (2020)
- [22] Krenn, H., et al.: Ein Beitrag zur Stahlblech-Holz-Zuglaschenverbindung mit Werkstoff-Stahlblech. TU-Graz (2017).
- [23] [Abbildung 13] Magnus, K.; Müller, H. H.: Grundlagen der Technischen Mechanik. Teubner Studienbücher: Mechanik, Verlag Teubner, 1990.
- [24] [Abbildung 1] URL: <https://o.quizlet.com/JlewBeav0JZ5qYVqvVKnGA.jpg> (Aufruf: [08.08.2025]).
- [25] [Abbildung 2] URL: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/a-1287-0219> (Aufruf: [22.09.2025]).

[26] [Abbildung 3] URL: https://static.wikia.nocookie.net/unfall-lkh-wiener-neustadt/images/8/83/Sprunggelenksfraktur_-_weberklassifikation_thun.jpg/revision/latest?cb=20150922112040 (Aufruf: [15.08.2025]).

Anhang

Tabelle 6: Studienpopulation (n=102) mit Patientennummer, Geschlecht, Alter, Weber-Klassifikation, Frakturseite und Frakturtyp

Patienten-nummer	Geschlecht	Alter	Weber-Klasse	Frakturseite	Frakturtyp
1	w	83	B	beide	Außenknöchel
2	m	83	B	links	bimalleolär
3	w	87	B	rechts	trimalleolär
4	w	78	B	rechts	bimalleolär
5	w	83	B	rechts	Außenknöchel
6	w	80	B	links	trimalleolär
7	m	78	B	rechts	bimalleolär
8	m	76	C	rechts	bimalleolär
9	w	71	B	links	bimalleolär
10	w	95	B	rechts	bimalleolär
11	w	83	B	rechts	bimalleolär
12	w	70	C	links	bimalleolär
13	w	87	B	links	bimalleolär
14	w	77	C	links	US / Pilon
15	w	93	B	rechts	bimalleolär
16	w	79	B	links	Außenknöchel
17	m	86	B	rechts	trimalleolär
18	w	82	B	rechts	Außenknöchel
19	w	90	C	rechts	US / Pilon
20	w	74	B	rechts	Außenknöchel
21	m	86	B	rechts	bimalleolär
22	w	85	C	links	Außenknöchel
23	w	70	B	rechts	trimalleolär
24	w	84	C	links	bimalleolär
25	w	77	B	links	bimalleolär
26	w	82	B	rechts	Außenknöchel
27	w	73	C	links	US / Pilon
28	w	77	B	links	bimalleolär
29	w	83	B	links	Außenknöchel
30	m	73	B	links	Außenknöchel
31	m	76	B	links	Außenknöchel
32	m	80	B	links	Außenknöchel
33	w	77	B	links	bimalleolär
34	w	77	B	rechts	Außenknöchel
35	w	71	B	links	bimalleolär
36	w	71	C	rechts	trimalleolär
37	w	71	C	rechts	Außenknöchel
38	w	70	B	links	bimalleolär
39	w	80	B	links	Außenknöchel
40	w	91	B	links	bimalleolär
41	m	86	B	rechts	Außenknöchel
42	w	89	B	rechts	bimalleolär
43	m	86	B	rechts	AK+Volkman
44	w	97	A	rechts	bimalleolär
45	w	82	C	rechts	US / Pilon
46	w	72	A	links	Außenknöchel
47	m	86	B	links	bimalleolär

48	w	85	B	rechts	Außenknöchel
49	w	70	B	rechts	Außenknöchel
50	w	77	B	rechts	US / Pilon
51	w	87	B	links	bimalleolär
52	w	82	B	links	US / Pilon
53	w	70	B	rechts	Außenknöchel
54	w	81	B	links	Außenknöchel
55	w	92	B	links	Außenknöchel
56	w	81	B	links	Außenknöchel
57	m	80	B	links	US / Pilon
58	w	79	C	rechts	trimalleolär
59	w	82	B	rechts	trimalleolär
60	w	74	B	links	bimalleolär
61	w	86	B	links	bimalleolär
62	m	75	C	links	US / Pilon
63	w	75	B	rechts	trimalleolär
64	m	86	B	rechts	Außenknöchel
65	w	89	C	rechts	bimalleolär
66	w	70	B	rechts	trimalleolär
67	w	81	C	rechts	trimalleolär
68	w	82	B	rechts	bimalleolär
69	m	88	C	links	Außenknöchel
70	w	82	B	rechts	trimalleolär
71	w	95	B	rechts	bimalleolär
72	w	74	B	rechts	trimalleolär
73	w	77	B	links	trimalleolär
74	w	71	C	links	bimalleolär
75	w	94	B	rechts	bimalleolär
76	m	87	B	rechts	Außenknöchel
77	w	78	C	links	US / Pilon
78	w	76	B	links	Außenknöchel
79	w	84	B	links	trimalleolär
80	w	73	B	links	bimalleolär
81	w	96	B	rechts	bimalleolär
82	w	89	C	rechts	bimalleolär
83	w	70	B	links	Außenknöchel
84	m	81	B	rechts	trimalleolär
85	m	79	B	rechts	Außenknöchel
86	m	75	B	rechts	bimalleolär
87	w	72	B	links	bimalleolär
88	w	73	B	rechts	Außenknöchel
89	m	77	B	links	trimalleolär
90	m	79	B	rechts	bimalleolär
91	m	73	B	rechts	trimalleolär
92	m	80	C	rechts	US / Pilon
93	w	82	B	links	trimalleolär
94	w	91	B	rechts	Außenknöchel
95	m	74	B	links	trimalleolär
96	w	78	B	rechts	trimalleolär
97	m	74	B	rechts	trimalleolär
98	w	88	B	rechts	trimalleolär
99	w	85	B	links	Außenknöchel
100	w	78	B	links	Außenknöchel
101	m	76	B	rechts	trimalleolär
102	w	84	B	links	Außenknöchel

Tabelle 7: Messungen der Krümmungswinkel und der Scheitelpunkt der IntraOS Schrauben nach Implantatgröße (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung; Grad und Millimeter)

Patienten- nummer	Implan- tatgröße	Krümmung ($\bar{x} \pm SD$ [°])	Scheitelpunkt ($\bar{x} \pm SD$ [mm])	Patienten- nummer	Implan- tatgröße	Krümmung ($\bar{x} \pm SD$ [°])	Scheitelpunkt ($\bar{x} \pm SD$ [mm])
1	S	6,6 $\pm$ 0,3	61,5 $\pm$ 2,6	55	M	3,2 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
2	M	7,5 $\pm$ 0,3	71,4 $\pm$ 3	56	L	4,5 $\pm$ 0,1	70,5 $\pm$ 3
3	L	2,2 $\pm$ 0,1	80,3 $\pm$ 3,4	57	S	2,8 $\pm$ 0,1	72 $\pm$ 3,1
4	M	5,8 $\pm$ 0,3	69,5 $\pm$ 2,9	58	M	4,7 $\pm$ 0,1	75,2 $\pm$ 3,2
5	M	3,2 $\pm$ 0,1	70,9 $\pm$ 3	59	L	5,7 $\pm$ 0,3	69 $\pm$ 2,9
6	M	1,6 $\pm$ 0	70,4 $\pm$ 3	60	M	4,6 $\pm$ 0,1	73,5 $\pm$ 3,1
9	S	2,8 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3	61	M	2 $\pm$ 0,1	69 $\pm$ 2,9
10	XL	2,6 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3	62	L	2,3 $\pm$ 0,1	71,3 $\pm$ 3
11	L	1,5 $\pm$ 0	70,5 $\pm$ 3	63	S	3 $\pm$ 0,1	70,1 $\pm$ 3,2
12	M	2,8 $\pm$ 0,1	70,5 $\pm$ 3	64	XL	2,3 $\pm$ 0,1	70,8 $\pm$ 3
13	L	4,8 $\pm$ 0,1	59,2 $\pm$ 2,5	65	L	2,7 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3
14	L	2 $\pm$ 0,1	70,4 $\pm$ 3	66	L	3 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
16	S	3,5 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3	67	S	4,2 $\pm$ 0,1	70,8 $\pm$ 3
17	S	3 $\pm$ 0,1	76,1 $\pm$ 3,3	68	L	4 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
18	S	3,5 $\pm$ 0,1	68,5 $\pm$ 2,9	69	M	2,5 $\pm$ 0,1	70,2 $\pm$ 3,1
19	XL	2 $\pm$ 0,1	69 $\pm$ 2,9	70	S	4 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
20	L	3,7 $\pm$ 0,1	70,9 $\pm$ 3	71	M	4,3 $\pm$ 0,1	72,1 $\pm$ 3,1
21	L	3,2 $\pm$ 0,1	69,1 $\pm$ 3	72	M	4,7 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
22	M	2,6 $\pm$ 0,1	70,9 $\pm$ 3	73	L	5 $\pm$ 0,3	71,2 $\pm$ 3,2
23	S	3,2 $\pm$ 0,1	69 $\pm$ 2,9	74	L	3 $\pm$ 0,1	70,5 $\pm$ 3
24	XL	1,6 $\pm$ 0	70,9 $\pm$ 3	75	M	2 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3
26	M	3,2 $\pm$ 0,1	69 $\pm$ 3,2	76	M	2 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3
27	S	1,6 $\pm$ 0	69 $\pm$ 2,9	77	S	4,5 $\pm$ 0,1	72,1 $\pm$ 3,1
28	XL	6,5 $\pm$ 0,3	70,7 $\pm$ 3	78	L	7 $\pm$ 0,3	71,5 $\pm$ 3,1
29	S	2 $\pm$ 0,1	69 $\pm$ 2,8	79	M	2,3 $\pm$ 0,1	71,3 $\pm$ 3
30	L	2 $\pm$ 0,1	70,9 $\pm$ 3	80	XL	3,4 $\pm$ 0,1	73,5 $\pm$ 3,1
31	M	5,5 $\pm$ 0,3	70,7 $\pm$ 3	81	S	2,9 $\pm$ 0,1	72 $\pm$ 3,1
32	M	3,7 $\pm$ 0,1	71,3 $\pm$ 3	82	S	2,3 $\pm$ 0,1	71,3 $\pm$ 3
33	S	6,3 $\pm$ 0,3	68,5 $\pm$ 2,9	83	L	5,4 $\pm$ 0,3	71,4 $\pm$ 3
34	S	6,5 $\pm$ 0,3	71 $\pm$ 3	85	S	6 $\pm$ 0,3	70,7 $\pm$ 3,1
36	M	2,7 $\pm$ 0,1	70,5 $\pm$ 3	86	M	5,3 $\pm$ 0,3	71,1 $\pm$ 3,1
37	M	2,8 $\pm$ 0,1	71,3 $\pm$ 3	87	S	3 $\pm$ 0,1	72,1 $\pm$ 3,1
38	M	7,5 $\pm$ 0,3	68,5 $\pm$ 2,9	88	M	2,4 $\pm$ 0,1	70,2 $\pm$ 3
39	XL	2,8 $\pm$ 0,1	69,1 $\pm$ 3	89	S	3,5 $\pm$ 0,1	72 $\pm$ 3
40	XL	2,9 $\pm$ 0,1	70,7 $\pm$ 3	90	S	3 $\pm$ 0,1	71 $\pm$ 3
41	M	4,4 $\pm$ 0,1	75,6 $\pm$ 3,3	91	S	2 $\pm$ 0,1	70,2 $\pm$ 3
42	S	2,4 $\pm$ 0,1	68,8 $\pm$ 2,8	92	L	4,2 $\pm$ 0,1	71,5 $\pm$ 3,1
43	M	2 $\pm$ 0,1	70 $\pm$ 3	93	L	2,7 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
44	L	3,5 $\pm$ 0,1	68,9 $\pm$ 2,9	94	S	6 $\pm$ 0,3	70,7 $\pm$ 3,1
45	L	1,6 $\pm$ 0	69 $\pm$ 2,9	95	XL	5 $\pm$ 0,3	74,1 $\pm$ 3,1
47	S	3,8 $\pm$ 0,1	70,1 $\pm$ 3	96	L	2,6 $\pm$ 0,1	70,2 $\pm$ 3
48	S	4 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1	97	L	5,6 $\pm$ 0,3	73,6 $\pm$ 3,1
49	M	2,7 $\pm$ 0,1	71,3 $\pm$ 3	98	M	4,3 $\pm$ 0,1	72,1 $\pm$ 3,1
50	L	3,3 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1	99	S	3,6 $\pm$ 0,1	72 $\pm$ 3
51	S	4,7 $\pm$ 0,1	74,1 $\pm$ 3,1	100	M	4,9 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
53	S	5,6 $\pm$ 0,3	72 $\pm$ 3	101	S	4,9 $\pm$ 0,1	71,8 $\pm$ 3,1
54	XL	4,2 $\pm$ 0,1	69,5 $\pm$ 3	102	XL	2,6 $\pm$ 0,1	70,2 $\pm$ 3

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit in allen Teilen selbstständig angefertigt und keine anderen als die in der Arbeit angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe, und dass die Arbeit in gleicher oder ähnlicher Form in noch keiner anderen Prüfung vorgelegen hat. Mir ist bewusst, dass ich Autor/in der vorliegenden Arbeit bin und volle Verantwortung für den Text trage.

Ich erkläre, dass ich wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken – dazu gehören auch Internetquellen – übernommene Inhalte als solche kenntlich gemacht und die entsprechenden Quellen angegeben habe. Mir ist bewusst, dass meine Arbeit auf Plagiate überprüft werden kann. Mir ist bekannt, dass es sich bei der Abgabe eines Plagiats um ein schweres akademisches Fehlverhalten handelt und dass Täuschungen nach der für mich gültigen Prüfungsordnung geahndet werden.

Zusätzlich versichere ich, dass ich auf künstlicher Intelligenz (KI) basierende Werkzeuge nur in Absprache mit den Prüfern verwendet habe. Dabei stand meine eigene geistige Leistung im Vordergrund, und ich habe jederzeit den Prozess steuernd bearbeitet. Diese Werkzeuge habe ich im Quellenverzeichnis in der Rubrik „Übersicht verwendeter Hilfsmittel“ mit ihrem Produktnamen und einer Übersicht des im Rahmen dieser Prüfungs-/Studienarbeit genutzten Funktionsumfangs unter Angabe der Textstelle in der Arbeit vollständig aufgeführt.

Zwickau, 30.10.2025

Ort, Datum

Unterschrift

