

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig – Maximilians – Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl. – Ing. Volkmar Jansson

**Untersuchung der Primärsteifigkeit verschiedener
Arthrodesetechniken am unteren Sprunggelenk**

Biomechanische in-vitro Untersuchung

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Susanne Agnes Nurya Lochner

aus

Schongau

2009

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Wolfgang Böcker

Prof. Dr. med. Thomas Gilg

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Prof. Dr. hum. biol. Dipl.-Phys. Peter Augat

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser,
FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 22.10.2009

Für meine Mutter Luise Lochner

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	5
1.1	Ausgangssituation.....	5
1.2	Historischer Überblick Arthrodesese.....	5
1.3	Anatomie und Biomechanik des Fußes.....	9
1.3.1	Indikation	12
1.3.2	Arthrodesetechniken	13
1.3.3	Nutzen der Arthrodesese	15
1.3.4	Stand der Forschung.....	17
1.4	Hypothese und Fragestellung	22
2	Material und Methoden	23
2.1	Verwendete Knochenmodelle	23
2.1.1	Das Knochenmodell des Talus.....	23
2.1.2	Das Knochenmodell des Calcaneus.....	24
2.1.3	Kadaverknochen	25
2.2	Darstellung des Versuchsaufbaus	25
2.2.1	Prüfmaschinen	26
2.2.2	Zebris-Messverfahren	29
2.2.3	Mikro-CT-Bestimmung	30
2.2.4	Anatomische Ausrichtung.....	31
2.2.5	Arthrodesetechniken	34
2.2.6	Operationsdurchführung.....	39

2.2.7	Versuchsablauf	46
2.3	Erläuterung der Messverfahren	50
3	Darstellung der Ergebnisse	53
3.1	Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung	53
3.1.1	Untersuchung Schraubendurchmesser 6,5mm.....	62
3.1.2	Untersuchung Schraubendurchmesser 8,0mm.....	64
3.1.3	Sonstige Untersuchungen.....	66
3.2	Ergebnisse der Kadaverknochen Untersuchung	72
3.2.1	Biomechanische Auswertung.....	73
3.2.2	Mikro-CT-Auswertung	80
4	Diskussion und Interpretation der Ergebnisse	81
4.1	Einfluss der Arthrodesetechnik	82
4.2	Einfluss des Schraubendesigns	86
4.2.1	Einfluss der Schraubenart.....	86
4.2.2	Einfluss des Schraubendurchmessers.....	87
4.2.3	Einfluss der Schraubenlänge	90
4.3	Einfluss des Anzugdrehmoments	92
4.4	Einfluss der Knochenqualität	93
4.5	Einschränkungen der Studie	95
5	Zusammenfassung und Ausblick.....	97
6	Literaturverzeichnis.....	99
7	Abbildungsverzeichnis.....	117
8	Tabellenverzeichnis.....	123

9	Verzeichnis der Abkürzungen und Synonyme	125
10	Danksagung.....	127

1 Einführung

1.1 Ausgangssituation

Fehlschläge nach Arthrodesen des Subtalgelenkes resultieren oft aus einer insuffizienten osteosynthetischen Stabilisierung des unteren Sprunggelenkes. Mikrobewegungen zwischen den kommunizierenden Gelenkflächen der Arthrodesen führen zur Resorption von Knochen, Nekrosen und letztendlich zu einem Versagen der Arthrodesen. Zudem kann eine unzureichende Entknorpelung der Gelenkflächen zu einer verzögerten oder ausbleibenden knöchernen Durchbauung führen.

In der Literatur werden diverse Arthrodesetechniken für das Subtalar-Gelenk beschrieben. Allerdings ist die Datenlage über die biomechanische Stabilität von Arthrodesetechniken des unteren Sprunggelenks nur unzureichend, weswegen sich bis heute noch kein Goldstandard für eine (Schrauben-) Arthrodesen des Subtalar-Gelenkes herauskristallisiert hat.

Da posttraumatische Arthrosen des unteren Sprunggelenkes ein gängiges Problem in der Orthopädie und Traumatologie darstellen und Arthrodesen dieses Gelenkes oft in Pseudarthrosen mit konsekutiven Problemen wie Belastungsunfähigkeit der operierten unteren Extremität und Schmerzen resultieren [46], [126], ist die biomechanische Untersuchung verschiedener Arthrodesetechniken mit speziellem Augenmerk auf Implantatdesign und -positionierung von großem Interesse.

1.2 Historischer Überblick Arthrodesen

Arthrodesen ist ein Kunstwort, welches dem Griechischen entlehnt ist und sich mit "Gelenkbindung" übersetzen lässt. Hauptlokalisation war zunächst das Kniegelenk am poliomyelitisch gelähmten Bein.

Schon Mitte des 19. Jahrhunderts wurden Versuche unternommen, eine künstliche Versteifung am Kniegelenk durch Gelenkresektion [184] oder auch ohne Eröffnung des Gelenks nur unter äußerer Fixation [47] herbeizuführen. 1877 veröffentlichte der Innsbrucker Chirurg Eduard Albert einen Artikel über "Eine Kniegelenkresektion mit vollständiger Naht und primärer Vereinigung", nachdem er diese Operation an einem 17-jährigen Jungen mit postinfektiöser

1 Einführung

spitzwinkliger Kniekontraktur durchgeführt hatte. Die Vereinigung von Femur und Tibia führte er ehemals durch eine Naht mit Silberdraht herbei. Mit diesem Eingriff gab er den Anstoß für ein neues operatives Verfahren, die operative Gelenkversteifung [184]. 1879 inaugurierte er ebenfalls [2], [181] die gezielte Versteifung des oberen Sprunggelenks. Bei einem 14-jährigen Mädchen, das an einer poliomyelitischen Lähmung mit Fußdeformität litt, versteifte er Knie- und Sprunggelenke beidseits.

Der Begriff der Arthrodese wurde erstmalig 1888 von Otto Zinsmeister, einem Mitarbeiter Alberts, in einem Bericht gebraucht. Hauptindikation war damals die Beinlähmung infolge Poliomyelitis bei morphologisch intakten Gelenken. Aufwändige Gehapparate waren für einen Großteil der Bevölkerung finanziell nicht erschwinglich, woran auch die nicht zu unterschätzende soziale Komponente bei der Indikationsstellung zur Arthrodese in der damaligen Zeit ersichtlich wird [184]. Mit Beginn des 20. Jahrhunderts wurden im Laufe der Jahre zahlreiche unterschiedliche Arthrodese-Techniken für das Kniegelenk, aber auch den Fuß und das obere Sprunggelenk beschrieben [205]. Im Bereich der Füße kam es zur raschen Erweiterung des Indikationsspektrums, wobei versteifende Operationen zunehmend mit der Korrektur angeborener Fußdeformitäten einhergingen.

1905 führte Nieny [205], [135] die Triple-Arthrodese ein, bei welcher das Subtalargelenk und das Chopartgelenk durch Gelenkflächenresektion zunächst ohne zusätzliche Stabilisierung versteift wurden. In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurden Triple-Arthrodesen in verschiedenen Modifikationen häufig zur Behandlung poliomyelitischer Fußdeformitäten eingesetzt [205], [168].

1910 beschrieb Cramer die Arthrodese des oberen Sprunggelenks unter Zuhilfenahme eines Knochenspans zur vorderen Schienung als technische Variante [101]. Auch dies fand zahlreiche Modifikationen.

1917 wurde durch A. Bier eine erste umfassende "Chirurgische Operationslehre" mit Darstellung der Arthrodese-Techniken an allen Gelenken vorgelegt [184], [21].

Erst 1928 gelangte auch in Deutschland die Arthrose als mögliche Indikation zur Arthrodese in den Blickpunkt [184].

Um gute Ergebnisse zu erzielen, rückte immer mehr die Fixierung der Resektionsflächen als Kernproblem in den Mittelpunkt. Man erkannte mit zunehmender Entwicklung, dass die Kompression der Arthrodeseflächen zur Vermeidung von Komplikationen, insbesondere von Infekten und/oder Pseudarthrosen, wesentlich beitrug [184].

Mit der Einführung der Kompressionsarthrodesese am oberen Sprunggelenk mittels Spannbügel durch Greifensteiner (1947) sowie Fixateur externe durch Charnley (1951) [184], [30], wurde ein neues biomechanisches Prinzip zur Arthrodesetechnik vorgestellt, welches in der Originaltechnik jedoch noch erhebliche Schwächen aufwies [184], [181].

Grice war 1952 ein Protagonist der isolierten Arthrodesen im Bereich des unteren Sprunggelenks. Er beschrieb eine extraartikuläre talocalcaneare Fusionstechnik mittels eines korrekt interponierten kortikospongiösen Spans bei Kindern mit Pes plano-valgus [63], [64].

Mitte der 60er Jahre des 20. Jahrhunderts ging die Entwicklung hin zur Verwendung interner Fixationsmontagen, von welchen man sich eine größere Stabilität bei weiterer Reduktion der Komplikationsraten versprach.

Allgöwer und Hugler erwähnten erstmals 1964 die Verwendung von Spongiosaschrauben zur Gelenkversteifung [101]. 1966 wird durch Allgöwer das Verfahren der Gelenkanfrischung und die Verwendung einer Spongiosaplastik beschrieben [177]. 1973 führte Mittelmaier die Technik der Arthrodesese des oberen Sprunggelenks durch Osteosynthese mit Kompressionswinkelplatten ein [101].

Im gleichen Jahr beschrieb Zimmermann das Prinzip der Zugschraubenosteosynthese, welches nun auch für die Anwendung bei Gelenkversteifungen interessant wurde [78].

1983 berichtet Schneider erstmals über die arthroskopisch assistierte Arthrodesese des oberen Sprunggelenks [12]. Die Verwendung verschiedener Transplantate und Implantate zur Durchführung der beiden Hauptarthrodesetechniken, der Verriegelungsarthrodesese und der Kompressionsarthrodesese, wurde seither in zahlreichen Veröffentlichungen beschrieben, wobei sich die Kompressionstechnik mit interner Fixation in Form von Schrauben, Klammern, Nägeln und Kirschnerdrähten immer mehr durchsetzte. Vor allem die Zugschrauben konnten, durch die Erhöhung des

interfragmentären Drucks, immer bessere Ergebnisse erzielen und deshalb immer mehr an Bedeutung gewinnen. Sie stellen bis heute die Methode der Wahl in diesem Operationsbereich dar [13], [15], [22], [53], [58], [82], [113], [123], [156], [157], [159], [177], [189], [190], [195].

Die Grenzen der funktionellen Leistungsfähigkeit der Arthrodese regten die Forschung nach alternativen Therapieverfahren an und förderten die Entwicklung des künstlichen Gelenkersatzes [184]. Aufgrund unbefriedigender klinischer Ergebnisse, insbesondere durch hohe Raten frühzeitiger aseptischer Lockerungen verursacht, ist im Bereich der oberen Sprunggelenksarthroplastik ein Durchbruch bisher nicht gelungen [76], [97], [56], [54]. Die Entwicklung der Prothetik für das untere Sprunggelenk steht noch in den Anfängen und ist nur speziellen, äußerst selektierten Fällen vorbehalten [51], [54], [56]. Durch die guten funktionellen Ergebnisse, die bei korrekter Stellung der Arthrodese erreicht werden, ist das Bedürfnis nach einer Prothese auch weniger groß als beispielsweise beim Hüft- oder Kniegelenk [12].

Alternative Verfahren wie die Gelenkdistraktion und die offene oder arthroskopische Gelenktoilette erweisen sich als Verfahren, die fast immer nur von einer temporären Beschwerdebesserung begleitet sind [133].

Die Arthrodese hat sich im Bereich von oberem und unterem Sprunggelenk ihre Bedeutung als Therapie der Wahl bei entsprechender Indikationsstellung bis heute bewahrt [184]. Besonders am unteren Sprunggelenk bzw. bei isolierten Pathologien des talocalcarearen, des talonavicularen und des calcaneocuboidalen Gelenkes setzten sich die isolierten Arthrodesen unter Verwendung gelenkkongruenzerhaltenden Techniken mittels Kompressionsschrauben aufgrund der guten Mittel- und Langzeitergebnisse durch [51]. Im anschließenden Kapitel werden die anatomischen Gegebenheiten im Bereiche des Sprunggelenkes dargestellt, wodurch die beschriebenen Operationsverfahren verständlicher werden.

1.3 Anatomie und Biomechanik des Fußes

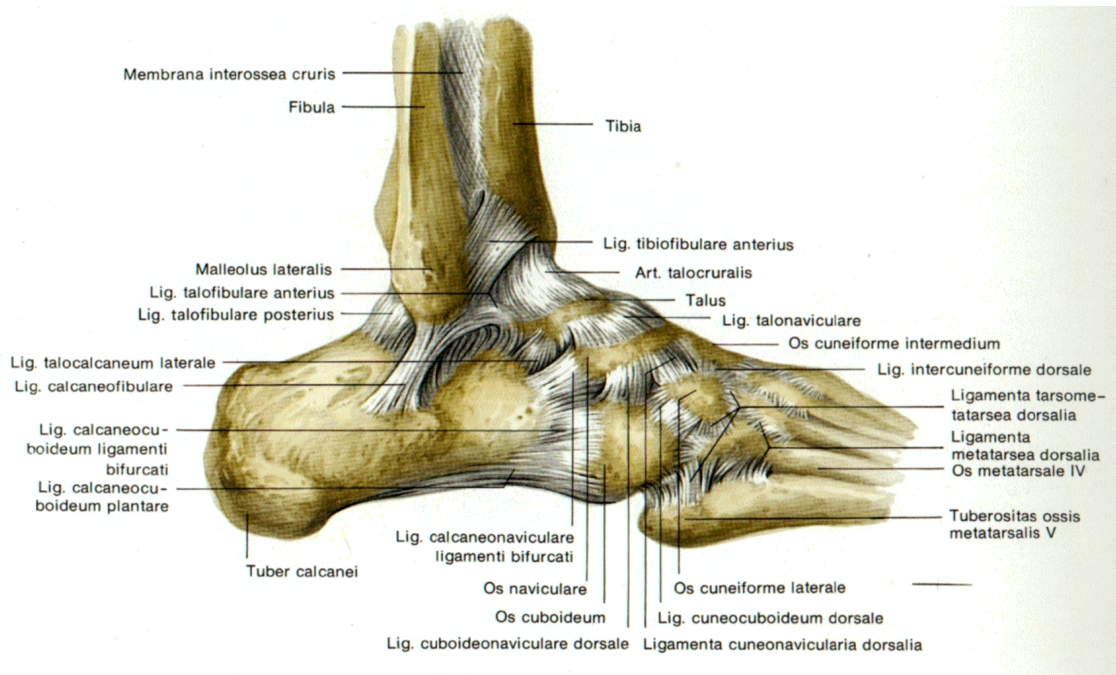


Abbildung 1: Anatomie des Fußes [18]

Das obere und das untere Sprunggelenk sind in ihrer Funktionalität sehr eng miteinander verbunden. Daher soll im nachfolgenden Kapitel nicht nur das untere Sprunggelenk, sondern auch kurz das obere Sprunggelenk beschrieben werden (Abbildung 1).

Im oberen Sprunggelenk, der *Articulatio talocruralis*, stehen die distalen Enden von Tibia und Fibula mit der *Trochlea tali* in gelenkiger Verbindung. Die Gelenkflächen der Malleolengabel werden von der *Facies articularis inferior* der Tibia sowie von den *Facies articulares* der *Malleoli medialis et lateralis* gebildet. Die den Gelenkkopf bildende *Trochlea tali* trägt die entsprechend artikulierenden distalen Gelenkflächen [18], [19], [146], [165].

Das Gelenk ist (Abbildung 1) durch starke mediale (*Lig. deltoideum* mit *Pars tibionavicularis*, *Pars tibiotalaris anterior*, *Pars tibioalcanearis*, *Pars tibiotalaris posterior*) und laterale (*Lig. fibulotalare anterius*, *Lig. fibulocalcaneare*, *Lig. fibulotalare posterius*) Kollateralbänder gesichert [146]. Als wichtiger Stabilisator der Gelenkgabel fungiert die tibio-fibulare Syndesmose mit einem starken vorderen und einem schwächeren hinteren Bandzug im Komplex mit dem *Lig. interosseum* [18], [19], [165].

1 Einführung

Unter Belastungsbedingungen hat der durch die Gelenkmorphe gegebene tibiotalare Verzahnungseffekt eine bisher gegenüber dem Bandapparat wohl unterschätzte Bedeutung für die Gelenkstabilität [174].

Eine zusätzliche Führung und Stabilisierung des Gelenkes ist durch die das Gelenk überspannende Muskulatur bzw. deren sehnigen Anteil gegeben. Zu nennen sind hier insbesondere der *Musculus triceps surae* bzw. die Achillessehne sowie der *Musculus tibialis anterior* [18], [19], [146].

Um eine etwa durch die Malleolenspitzen verlaufende Achse, die etwas schräg von dorsallateral-distal nach ventral-medial-kranial ansteigt [174], kann der Fuß im oberen Sprunggelenk gegen den Unterschenkel dorsal- und plantarflektiert werden. Entsprechend sind Bewegungen des Unterschenkels gegen den festgestellten Fuß möglich. Die physiologischen Bewegungsausmaße betragen für die Dorsalextension 20-30°, für die Plantarflexion 40-50° [146].

Das Wechselspiel zwischen Dorsal- und Plantarflexion im oberen Sprunggelenk ermöglicht das für ein ungestörtes Gangbild entscheidende Abrollen von der Ferse über den Mittelfuß zu den Zehen [101].

Nach Seiler existiert aufgrund der dreidimensional schrägen Lage der Hauptbewegungsachse zur Unterschenkellängsachse eine vertikale Achse, um welche Rotationsbewegungen des Talus gegenüber der distalen Tibia im dorsoplantaren Bewegungsablauf möglich sind [174]. Mehrere andere Autoren bestätigten ebenfalls Rotationsbewegungen des Talus [209]. Da es sich bei den Gelenkkörpern sowohl im oberen als auch im unteren Sprunggelenk nicht um einfache geometrische Formen handelt, bleiben die Achsen im Bewegungsablauf nicht absolut konstant, sondern zeigen gewisse dynamische Schwankungen [146].

Bemerkenswert ist, dass der Talus als zentraler Schaltknochen zwischen Fuß und Unterschenkel zu 60% seiner Oberfläche mit Gelenkknorpel überzogen ist. Er ist frei von Muskelinsertionen und fungiert sozusagen wie ein "knöcherner Meniskus" als Vermittler in einem 3-kammerigen Sprunggelenk [106], [159], [209]. Entsprechend spärlich und vulnerabel ist seine Blutversorgung.

Das untere Sprunggelenk, *Articulatio talotarsalis*, besteht rein anatomisch aus zwei Teilgelenken: der *Articulatio talocalcaneonavicularis* und der *Articulatio subtalaris*. Beide sind morphologisch durch den *Sinus tarsi* voneinander getrennt [18], [19], [106], [146], bilden jedoch funktionell eine Einheit [165].

Die *Articulatio talocalcaneonavicularis* befindet sich ventral vom *Sinus tarsi*. Es artikulieren die konvex geformten, an der Unterseite des *Talus* gelegenen *Facies articulares calcanea media et anterior* mit den entsprechend kongruent ausgeformten *Facies articulares talaris media et anterior* am Rücken des *Calcaneus* sowie die Gelenkfläche des *Caput tali* mit der posterioren Gelenkfläche des *Os naviculare* [18], [19], [165].

In der dorsal vom *Sinus tarsi* gelegenen *Articulatio subtalaris* steht die an der Unterseite des *Talus* befindliche konkave *Facies articularis calcanea posterior* mit der entsprechend kongruenten *Facies articularis talaris posterior* am *Calcaneus*rücken in gelenkiger Verbindung [18], [19], [165].

Das untere Sprunggelenk ist ebenfalls durch kräftige Bandverbindungen stabilisiert. Wesentliche Bedeutungen haben das *Lig. talocalcaneare interosseum*, das *Lig. calcaneonaviculare plantare* (Pfannenband) und das *Lig. bifurcatum*, welches lateralseitig einen wichtigen Stabilisator des *Chopart-Gelenkes* darstellt. Neben diesen existieren zahlreiche weitere Bandverbindungen [18], [19], [106], [146], [165], [209]. In dem komplexen multi-axialen Gelenk läßt sich eine "Kompromißachse" konstruieren, die vom lateralen Ende der Hinterkante des *Calcaneus*rückens schräg durch den *Sinus tarsi* zum medial-distalen Bereich des *Collum tali* verläuft, und um welche die resultierenden Hauptbewegungen stattfinden.

Am Standbein kann der in der *Malleolengabel* geführte *Talus* um eine schräg verlaufende Achse gegen die angrenzenden Fußwurzelknochen pro- und supiniert werden. Am Spielbein kommt bei *Pronation* die Möglichkeit der gleichzeitigen *Abduktion* sowie bei *Supination* die Möglichkeit der gleichzeitigen *Adduktion* hinzu. An diesen kombinierten Bewegungen, welche auch als *Eversion* und *Inversion* bezeichnet werden, sind neben dem unteren Sprunggelenk alle gelenkigen Verbindungen im Bereich der Fußwurzel zusätzlich mitbeteiligt [146], [165].

Der physiologische Bewegungsumfang beträgt jeweils etwa 30° für *Supination* und *Pronation* am belasteten Fuß des Standbeines. Am Spielbein nimmt das Ausmaß der zur *Eversion* erweiterten *Pronation* kaum zu. Die zur *Inversion* erweiterte *Supination* ist am unbelasteten Fuß hingegen bis 60° möglich [165].

Eine wichtige Funktion in der Biomechanik des Rückfußes kommt den hier passierenden Sehnen des *M.tibialis posterior* medialseitig sowie den *Peronealsehnen* lateralseitig zu [149].

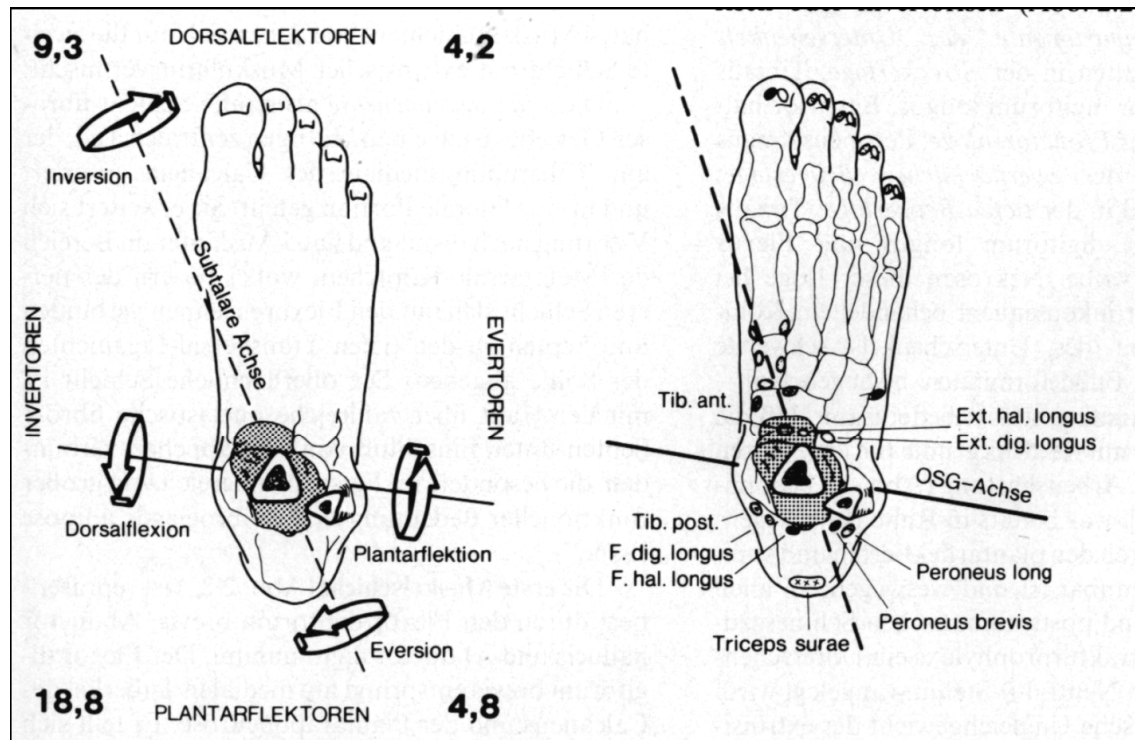


Abbildung 2: Topographie der Gelenkachsen und Fußstabilisatoren [209]

Die komplexen Bewegungsabläufe des unteren Sprunggelenks (Abbildung 2) ermöglichen die Aufrechterhaltung eines Gangbildes mit stetigem plantigradem Aufsetzen des Fußes auch auf verschiedensten Unebenheiten [146]. Störungen des Gesamtgefüges in diesem Bereich führen deshalb schnell zum subjektiven Instabilitätsgefühl. Kenntnisse der Anatomie und Biomechanik der Sprunggelenke, aber auch des Fußes in seiner Gesamtheit als Bewegungsorgan sind von entscheidender Relevanz für chirurgische Eingriffe in diesem Bereich. Im Gegensatz zur Hand muss die Rekonstruktion des Fußes als körporgewichttragendem Erfolgsorgan möglichst eine anatomiegerechte sein. Schon S.T. Hansen brachte diese Erkenntnis mit dem Ausspruch "If it looks normal, it works normal" auf einen einfachen Nenner [209].

1.3.1 Indikation

Die operative Versteifung der Sprunggelenke war und ist insbesondere bei fortgeschrittenen degenerativen Veränderungen unterschiedlichster Genese die Therapie der Wahl [133]. Ziele der Behandlung sind die Schmerzreduktion, die Wiedererlangung der Stabilität und die Sicherung einer ausreichenden Mobilität bei möglichst geringer Gehbehinderung [12], [149]. Wesentliche Indikationen zur Arthrodesis im unteren Sprunggelenk wurden in der Literatur recherchiert

und in Tabelle 1 zusammengefasst [12], [13], [31], [57], [61], [68], [72], [113], [116], [141], [158], [167], [205].

Tabelle 1: *Indikationen für Arthrodesen am unteren Sprunggelenk*

<ul style="list-style-type: none">• Arthrosen (insbesondere sekundäre Arthrosen nach Talus-, Calcaneusfrakturen)
<ul style="list-style-type: none">• Deformitäten (Spitz-, Platt-, Knick-, Hackenhohl-, Klumpfuß)
<ul style="list-style-type: none">• Chronische Polyarthritis und andere Arthritiden
<ul style="list-style-type: none">• Defekte durch Tumoren/Infektionen

Bei der Indikationsstellung müssen Gesichtspunkte wie Alter, Gewicht, berufliche Tätigkeit, individuelle Ansprüche und persönliche Gewohnheiten Berücksichtigung finden [149]. Im Vordergrund aber stehen die Beschwerdesymptomatik des Patienten mit täglichen Schmerzen, die Notwendigkeit des Gebrauches von Hilfsmitteln und die damit verbundene erhebliche Beeinträchtigung der Aktivitäten in Beruf und Freizeit [113].

Die häufigste Indikation für isolierte Arthrodesen des unteren Sprunggelenks beim Erwachsenen stellen sekundäre posttraumatische Arthrosen nach Talus- und Calcaneusfrakturen dar. Primäre Arthrosen sind hingegen eine eher seltene Ursache für die isolierte Versteifung des USG. Als weitere wichtige Indikationen um eine isolierte subtalare Arthrodesen durchzuführen sind erworbene Knick-, Senkfüße bei partieller Läsion oder totaler Ruptur der Tibialis posterior Sehne, chronische Polyarthritis und andere Arthritiden (wie z.B. Morbus Reiter, Psoriasisarthritis usw.), Coalitio (talocalcaneal, talonavicular, calcaneocuboidal), primäre posttraumatische Zustände, neoplastische Veränderungen und Zweiteingriffe nach Pseudarthrosen bei vorgängiger Arthrodesen [51].

1.3.2 Arthrodesetechniken

Bei den Arthrodesen des unteren Sprunggelenks, das aus mehreren Teilgelenken besteht, unterscheidet man zunächst nach dem versteiften Gelenkanteil eine subtalare, eine talonavikulare und eine calcaneocuboidale Arthrodesen. Jede Form der Kombination der Teilversteifungen ist möglich. Die Arthrodesen aller drei Kompartimente wird als Triplearthrodesen bezeichnet [149],

1 Einführung

[206]. Diese Form der Versteifung verliert im Gegensatz zu isolierten Arthrodesen immer mehr an Bedeutung, da die Vorteile der anderen Verfahren bei weitem überwiegen.

Nach dem Wirkprinzip unterscheidet man im wesentlichen Resektionsarthrodesen (z.B. nach Lambrinudi), Verriegelungsarthrodesen (z.B. nach Grice) und Kompressionsarthrodesen [13].

Im Folgenden soll nun die subtalare Kompressionsarthrodese näher erläutert werden, da dieses Verfahren die häufigste isolierte Arthrodesese am Rückfuß darstellt und damit auch Gegenstand der Untersuchung dieser Doktorarbeit ist. Diese Art der Versteifung wird im Subtalargelenk fast ausschließlich mittels Spongiaschraube durchgeführt, da die Kompression in diesem Gebiet den entscheidenden Faktor für ein gutes Ergebnis liefert. Hierbei ist die häufigste Indikationsstellung die posttraumatische Arthrose nach Calcaneusfraktur [206].

In aller Regel wird die komplette Entknorpelung der Gelenkflächen bis in die subchondrale Spongiosa durchgeführt [51], [149].

Die Anlagerung autologer Spongiosa wird von den meisten Autoren empfohlen [149]. Wobei zahlreiche weitere Modifikationen beschrieben sind [206].

Die Art der Fixation ist ausschließlich intern. Zur Anwendung gelangen verschiedenste Osteosynthesematerialien wie Klammern, Schrauben und Kirschner-Drähte [149]. Wie aber bereits oben erwähnt stellen im Bereich des unteren Sprunggelenks Zugschrauben die Materialien der ersten Wahl dar [177], [201]. Es ist hier aufgrund der Statik besonders wichtig, dass die Versteifung sehr genau durchgeführt wird und dadurch eine hohe Stabilität gewährleistet werden kann. Experimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass bereits Inkongruenz und Verschiebung von einem Millimeter zu signifikanten Druckverschiebungen im Subtalargelenk führt [163].

Meist wird die Verwendung von zwei Zugschrauben empfohlen [78], [201]. Die Einbringungstechnik weist zahlreiche Modifikationen auf. Die bei den Versuchen angewendeten Arthrodesetechniken werden im Material und Methoden Kapitel noch genauer beschrieben. An dieser Stelle sollen die Versteifungsverfahren nur exemplarisch dargestellt werden.

Zwipp z.B. beschreibt die Darstellung und Entknorpelung des Subtalargelenks über einen Ollier - Zugang. Die Platzierung der ersten Schraube erfolgt vom Übergang Corpus/Collum tali perpendicular zum Subtalargelenk in das laterale

Fersenbein. Die zweite Schraube wird parallel dazu medialseitig vom Talushals in den medialen Anteil des Calcaneus eingebracht [209]. Thermann et al. empfehlen die Schraubeneinbringung entgegengesetzt von kaudal nach kranial, da so ein geringeres Risiko für Sehnen-, Gefäß- und Nervenverletzungen besteht. Außerdem wird optional eine dritte Schraube verwendet [183].

Bei dem nach Calcaneusfraktur häufig bestehendem "lateral buldge" und dem dadurch bedingten peronealen Impingement, wird zur Besserung des Resultats nach Arthrodese das laterale Release der Peronealsehnen mit Abtragung des "lateral buldge" in gleicher Sitzung empfohlen [183].

Vorzugsweise nach Calcaneusfrakturen mit Gelenkflächenimpression kommt es zu Varus- oder Valgusfehlstellungen im Rückfußbereich sowie zur Abflachung des Tubergelenkwinkels. Bei somit zusätzlich notwendig werdender Rückfußkorrektur ist die Einbringung eines kortikospongiösen Beckenkammspanes in entsprechender Position indiziert [209], [206]. Bei der Einstellung einer jeden Arthrodese am unteren Sprunggelenk müssen demnach die talometatarsale Achse (Dorsalflexion des Talus) sowie die Rückfußachse genau beachtet werden.

1.3.3 Nutzen der Arthrodese

Der hauptsächliche Vorteil der isolierten subtalaren Arthrodese ist (Tabelle 2), dass die Bewegungen in den transversalen Gelenken, insbesondere im angrenzenden Chopart-Gelenk, erhalten bleiben und somit Pro- und Supination des Vorfusses nur wenig eingeschränkt sind [51]. Auch das Bewegungsausmaß im OSG ist bei einer reinen subtalaren Arthrodese nicht oder weniger reduziert als beispielsweise bei einer Double-Arthrodese. Durch den gezielten Eingriff an nur einem Gelenk bzw. einem Gelenkteil kommt es nur zu einer minimalen Höhenverkürzung des Rückfußes und auch im Übrigen kann die Form des Fußes als Ganzes erhalten bleiben. Dies wiederum wirkt sich positiv auf die Nachbargelenke aus, da die physiologischen Stellungen zu ihnen dadurch gut erhalten bleibt [14].

Ein weiterer positiver Aspekt an der talocalcanealen Versteifung spiegelt die Tatsache wieder, dass die Operation mittels einfacher Technik durchzuführen ist und eine sehr stabile Form der Fixation bietet.

1 Einführung

Tabelle 2: *Vorteile für isolierte Arthrodesen am USG*

<ul style="list-style-type: none">• Erhaltung des Chopartgelenkes → geringer Verlust der Beweglichkeit
<ul style="list-style-type: none">• Minimale Höhenverkürzung des Rückfußes
<ul style="list-style-type: none">• Erhaltung der Form des Rückfußes<ul style="list-style-type: none">➤ Physiologische Stellungen zu den Nachbargelenken können erhalten bleiben
<ul style="list-style-type: none">• Einfache Technik, stabile Fixation

Wie alle Operationen am menschlichen Körper, weist auch die subtalare isolierte Arthrodesese Nachteile auf (Tabelle 3). Es kann zu Anschlussarthrosen kommen, wodurch eventuell Zusatzarthrodesen beispielsweise des Chopartgelenks notwendig werden. Ebenso ist die Indikation für diese Versteifung auf die Pathologien des talocalcanearen Gelenks beschränkt. Es können nur Varus- und Valguskorrekturen durchgeführt werden, Abflachungen und Verformungen des Fersenbeins können hingegen meist nicht vollständig rückgängig gemacht werden. Wie bei allen Eingriffen können Restbeschwerden bleiben.

Tabelle 3: *Nachteile und Komplikationen bei der operativen Versteifung des Sprunggelenks*

<ul style="list-style-type: none">• Anschlußarthrosen
<ul style="list-style-type: none">• Eventuelle Zusatzarthrodesen
<ul style="list-style-type: none">• Nur Varus- und Valguskorrekturen
<ul style="list-style-type: none">• Entwicklung von Pseudarthrosen
<ul style="list-style-type: none">• Restbeschwerden
<ul style="list-style-type: none">• Abflachung und Verplumpung des Fersenbeins können meist nicht vollständig rückgängig gemacht werden

1.3.4 Stand der Forschung

In der Literatur ist das untere Sprunggelenk in verschiedenen Bereichen diskutiert und besprochen. Die Beweggründe für die Doktorarbeit waren, dass es zwar zahlreiche Artikel über das Subtalargelenk gibt, aber keine biomechanischen Untersuchungen von Arthrodesen in diesem Bereich. Da aber genau diese Untersuchungen notwendig sind, um die Mikrobewegungen im Gelenkspalt zu bestimmen, die oftmals der Hauptgrund für das Versagen der Arthrodesen sind, ist es wichtig, genau dieser Frage nachzugehen. Ebenso gibt es im Bereich des Subtalargelenkes auch noch keinen so genannten „Goldstandard“, also keine Versteifungstechnik, die sich gegenüber den anderen Verfahren hervorhebt.

Nach Sprunggelenksarthrodesen wurden Pseudarthrosen in bis zu 65% der Fälle angegeben, wobei hierbei viele verschiedene Arthrodesetechniken zusammengefasst betrachtet worden sind. Bei der genaueren Analyse stellte sich heraus, dass es durch die Versteifung mittels Schrauben im Anschluss zu weniger Problemen kam und bessere Ergebnisse für die Patienten erzielt werden konnten [84], [17], [100], [102], [126], [171], [25], [6], [69], [111], [33], [122], [94], [92], [87], [89], [117], [140], [139], [48], [204].

So untersuchten beispielsweise Wülker und Flamme [205] klinisch und radiologisch 79 Patienten, an denen 82 Arthrodesen an oberem und unterem Sprunggelenk unter Verwendung unterschiedlicher Implantate durchgeführt wurden. Eine vollständige knöcherne Durchbauung zeigte sich bei 59%. In 52% fanden sich Sekundärarthrosen. Sie beschreiben auch die Probleme bei den Subtalararthrodesen. Hier findet nur bei 51% der Patienten eine knöcherne Durchbauung statt.

Dahm et al. [37] beschreiben, dass es unter Verwendung von Schrauben in 96% der Fälle zu einer knöchernen Konsolidierung kommt.

Es finden sich viele Studien zu unterschiedlichen Techniken der Arthrodesen [135], [39], [198], [37], [204], [205], [94], [7], [33], [28], [200], [45], [71], [183], [83], [126], [27], [162], [107], [186], [73], wobei sich besonders die interne Fixation [143], [60], [131] mittels Schrauben [37], [107] durchsetzt [43]. Ebenso gibt es zahlreiche Studien über bestimmte Erkrankungen und ihre spezielle Versorgung in diesem Bereich. Als häufigste Indikationen finden sich Kalkaneus- und Talusfrakturen [121], [138], [108], [45], [187], [36], [71], [169], [183], [70], [39], [126], aber auch rheumatoide Krankheitsbilder [180], [83] und

1 Einführung

andere Indikationen [28], [161], [27]. Die Schraubenarthrodese kristallisiert sich heraus, da es bei den subtalaren Arthrodesen oftmals zu Anschlussarthrosen kommt [74], [65], [42], [142] und man im Laufe der Zeit erkennt, dass durch die Fixation mittels Schrauben, als Material der Wahl, dies am wenigsten häufig auftritt [181].

Einen weiteren wichtigen Hinweis für die Entstehung von Pseudarthrosen gibt Wilson et al. [199] wieder, indem er Gründe für die Entstehung einer Pseudarthrose nennt und unter anderem auch als Punkt unzureichende innere Stabilisierung anführt. Weitere Autoren, die die Pseudarthrosen besonders aufgrund von Mikrobewegungen beschreiben, sind Böhler [23], Debrunner [40], [41], Witt [202], Reh und Lies [150], Randolph und Vogler [148], Jäger und Wirth [82], Vecsei [191] und Stürmer [179]. In der vorliegenden Doktorarbeit wurde genau diese Primärstabilität untersucht, die schon hier als einer der entscheidenden Faktoren für den Erfolg der subtalaren Arthrodese angeführt wird, da eine hohe Primärstabilität das Ausmaß der Mikrobewegungen verringert.

Andere Autoren geben Zusammenfassungen über Rückfußarthrodesen im Laufe der Zeit wieder. So stellt Wülker et al. [204] in seiner Studie verschiedene Arthrodesen vor und hält fest, dass man im Laufe der Zeit dazu übergegangen ist, einzelne kleine Gelenke, wie das Subtalargelenk, isoliert zu versteifen. Er beschreibt aber auch verschiedene andere Krankheiten im Bereich des oberen und unteren Sprunggelenkes, die auch andere Arthrodesen, wie z.B. die Triplearthrodese, als Operationsmethode bevorzugen.

Fellmann und Zollinger [51] gehen nochmals ganz konkret nur auf das untere Sprunggelenk ein und betrachten dabei auch keine Kombinationseingriffe an OSG und USG wie in der vorher genannten Studie. Hier werden vor allem die positiven Effekte der isolierten subtalaren Arthrodese dargestellt, wie beispielsweise der geringgradigere Verlust der Beweglichkeit durch die Versteifung an nur einem Gelenk oder, dass die Nachbargelenke ihre physiologische Stellung behalten können, was bei anderen Verfahren oft nicht der Fall ist und in der Folge gravierende Probleme für die Patienten mit sich bringt. Im Weiteren berichten sie als zusätzlichen Vorteil der isolierten subtalaren Arthrodese über seltenere und länger asymptotisch bleibende Arthrosen.

Die zahlenmäßig größte Studie von isolierten subtalaren Arthrodesen wurde von Easley et al. [46] beschreiben. Bei dieser Untersuchung wurden bei 174 Patienten die Ergebnisse von isolierten Subtalararthrodesen betrachtet. Die teilnehmenden Patienten hatten aus verschiedenen Ursachen die Versteifung dieses Gelenkes erhalten und wurden auch mittels verschiedener Techniken operiert. Zusammenfassend hält die Arbeit fest, dass der entscheidende Erfolg einer Arthrodesen von der Technik der Arthrodesen und von dem Gesundheitszustand bzw. den gesundheitlichen Gegebenheiten wie z.B. Rauchen des Patienten abhängt. Auch Chahal et al. [28] geht auf Begleitumstände und die Konsequenzen im Bezug auf das Resultat für den Patienten ein.

Weiterhin finden sich viele Artikel über anatomischen Verhältnisse und den Bewegungsablauf im unteren Sprunggelenk, die in klinische und biomechanische Studien aufgeteilt werden können.

Einen guten Überblick geben Rehart et al [149], die eine Zusammenfassung unter Einbeziehung der anatomischen Gegebenheiten, speziellen Erkrankungen, Indikationen, Verfahren und Ergebnissen wiedergeben. Die Pathologie der Fußwurzel wird von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst. Neben der knöchernen Anatomie, ihren gelenkigen Verbindungen und weiteren Artikulationen zu allen Nachbargelenken, besonders dem OSG und den Mittelfußknochen [134], finden sich zahlreiche Ligamente und Muskeln sowie ihre unterschiedliche Bedeutung für die Bewegungen und die Stabilität [11], [112], [136], [208], [86].

Zahlreiche Studien, die teilweise den Versuch der Differenzierung der einzelnen Einflüsse unternehmen, liegen vor [160], [173], [176], [192], [75]. So werden unterschiedliche Bewegungsachsen der einzelnen knöchernen Komponenten zueinander definiert. Eine Besonderheit der Rückfußgelenke besteht in der Übertragung erheblicher Lasten während des Gangs [144]. So führen Störungen des Gesamtgefüges am Rückfuß schnell zu einem subjektiven Instabilitätsgefühl.

Bei den Artikeln, die eher die biomechanischen Aspekte des unteren Sprunggelenkes betrachten, gibt es Studien, die am Kadavermodell beispielsweise die Druckverhältnisse untersuchen, wie z.B. Beaudoin [14], Bertsch [20] und Wang [193], die die Druckveränderungen im Gelenk mittels Druckmessfolien bei bestimmten Bewegungen bzw. Fußstellungen

untersuchen. Wie auch Studien von Thomas [185], die mittels Druckmessfolien die Gegebenheiten analysieren oder Hintermann [77], der mit einem dreidimensionalen Ultraschallmesssystem verschiedene Arthrodesetechniken vergleicht. Rosenbaum et al [151] beschreiben am Kadavermodell, welchen Einfluss die Bänder auf die Stabilität für die Gelenke des Rückfußes haben, indem sie die einzelnen Strukturen getrennt entfernen und die Druckveränderung mittels Druckmessfolien im Gelenkspalt messen. Das Ergebnis dieser Arbeit ist, dass die Bänder eine entscheidende Rolle für den Verschleiß der Gelenke am Rückfuß haben, da sie die Gelenke sehr stark stabilisieren und ohne sie eine stärkere Bewegung in den Gelenken stattfindet, was für die Entwicklung einer Arthrose charakteristisch ist.

Ein interessanter Aspekt ist ebenso die Art der Messmethoden. Es wird bei mehreren Autoren beschrieben, dass sie mit Hilfe von Belastungs- bzw. Bewegungssimulatoren biomechanische Vergleiche z.B. von Bandplastiken vornahmen [176], [95], [32]. Die verwendeten Simulatoren können aufgrund der Bauweise die physiologischen Bedingungen jedoch nur teilweise nachahmen. Es setzte sich im Laufe der Zeit für in-vitro Untersuchungen am Sprunggelenkkomplex zur genaueren Analyse von Relativbewegungen der entsprechend modifizierte Wirbelsäulensimulator nach Wilke durch [197], [152].

Als direkte Abgrenzung von der durchgeführten Doktorarbeit folgen hieran Studien, die direkt die Nachbargelenke biomechanisch betrachten oder auch Kombinationseingriffe an OSG und USG untersuchen.

Rosenfeld et al. [155] legen Untersuchungen am Kadavermodell dar. Diese Studie analysiert die optimale Fixation bei isolierten Talonavicular Arthrodesen. Es werden hierbei verschiedene Schraubenarthrodesen verglichen. Es werden je eine oder zwei talonavicular Schrauben und eine oder keine subtalare Schraube verwendet. Die besten Ergebnisse zeigten die Kombinationen von zwei talonavicular Schrauben und keiner subtalaren Fixation sowie die Verbindung von einer talonavicular und subtalaren Schraube.

Mann [114] vergleicht in seiner Arbeit zwei verschiedene tibiotalocalcaneale Schraubenarthrodesetechniken. Hierbei wird bei der ersten Methode die Schraube von posterior nach anterior eingebracht und das zweite Mal von lateral nach medial. Das erste Verfahren erbringt signifikant bessere Steifigkeitswerte. Bei dieser Arbeit werden Kadaverknochen operiert, in eine Prüfmaschine eingespannt und die Steifigkeit gemessen.

Auch Wülker [207] untersucht an acht Kadaverknochen die Rückfußbewegungen nach verschiedenen isolierten und kombinierten Arthrodesen am Rückfuß. Seine Messungen erfolgen mit dem dreidimensionalen Ultraschallmesssystem von Zebris.

Zahlreiche Arbeiten von Mueckley et al. [60], [131], [129], [130], [127], [132], [128] beschreiben Fixationen des Rückfußkomplexes. Mueckley hält in seinen Arbeiten fest, dass die entscheidenden Faktoren für eine Arthrodesis die Kompression, die stabile Fixation und die Aneinanderlagerung gut durchbluteter Knochenflächen sind. Mueckley betrachtet Arthrodesen am tibiotalaren Gelenk [131], [129], [130], [132], [128] und Kombinationseingriffe am oberen und unteren Sprunggelenk [60]. Die vorliegende Doktorarbeit schließt also in gewisser Weise an die Arbeit von Mueckley an, in der Verfahren der tibiotalocalcanealen Arthrodesis miteinander verglichen werden. Mueckley untersucht in seiner Studie die Primärsteifigkeit von sieben Osteosynthesen mit antegraden Tibianägeln mit Kompressionsoption, verschiedene retrograde Kompressionsnägel und eine 3-Schraubentechnik. Er verwendet Tibiae, Talus- und Kalkaneusmodelle der Firma Sawbones. Für die Messungen wurde eine Universalmeßmaschine der Firma Zwick herangezogen. Mittels Druckmessfolien wurden die Kontaktflächen zwischen Talus und Tibia analysiert. In den Bewegungsrichtungen Dorsalextension/Plantarflexion und Innen-/Aussenrotation erzielte der doppelt komprimierte retrograde Prototyp die höchste Steifigkeit. Im Bereich Valgus/Varus zeigte der retrograd einfach komprimierte Prototyp die beste Primärsteifigkeit.

Im Anschluss an diese Untersuchungen soll die vorliegende Doktorarbeit eine biomechanische Analyse von Schraubenarthrodesen im anschließenden Gelenk geben.

Als letzten Punkt in dem Kapitel über die Literatur ist noch darauf hinzuweisen, dass in der Doktorarbeit unter anderem auch eine Magnetodynschraube getestet wurde. Bei diesem Material wurde aber wie bei allen andern verwendeten Schrauben lediglich der biomechanische Effekt untersucht und der elektromagnetische Aspekt des Materials außen vor gelassen.

Welche Wirkung dieser haben kann, stellen beispielsweise Dhawan et al. [44] dar, die an 64 Patienten aufzeigen, dass der elektromagnetische Effekt sich positiv auf die Verknöcherung auswirkt. Diese Zunahme an Heilungsgeschwindigkeit und Knochenmasse wurde radiologisch kontrolliert. Da

dieser Effekt nicht untersucht wurde, soll dies nur ein Hinweis bei weiterem Interesse sein.

1.4 Hypothese und Fragestellung

Ziel dieser biomechanischen in-vitro Untersuchung am Kunstknochen ist es, gängige Schrauben-Arthrodesetechniken des unteren Sprunggelenkes hinsichtlich ihrer Primärstabilität vergleichend zu untersuchen sowie die Ergebnisse an Kadaverknochen zu validieren. Es wird der Einfluss von Schraubenkonfiguration, -design, -durchmesser sowie von Gewindelänge und Anzugsmoment auf die Primärstabilität des Subtalargelenkes untersucht.

Die daraus resultierende Fragestellung lässt sich wie folgt formulieren:

Welchen Einfluss haben Schraubenkonfiguration, -design, -durchmesser sowie Gewindelänge und Anzugsmoment auf die untersuchte biomechanische Primärstabilität bzw. welche Faktoren sind die entscheidenden, damit die Arthrodesese möglichst „steif“ ist und damit das beste Ergebnis für den Patienten aufweist?

2 Material und Methoden

Für die im vorherigen Kapitel dargelegte Hypothese und Fragestellung ist zunächst eine Vorstellung der eingesetzten Materialien und Methoden notwendig. Hierzu werden als erstes in Kapitel 2.1 die verwendeten Knochenmodelle erläutert. Anschließend wird der Versuchsaufbau mit den eingesetzten Maschinen (Kapitel 2.2) sowie die adaptierten Mess- und Auswerteverfahren (Kapitel 2.3) beschrieben.

2.1 Verwendete Knochenmodelle

In der Literatur sind Untersuchungen an humanen Präparaten beschrieben. Wegen der bei humanen Präparaten unvermeidlichen großen intra- und interindividuellen Streuungen wurde jedoch für die geplante Studie ein reproduzierbares Knochenmodell favorisiert. Da es Ziel der Untersuchung war, die verschiedenen Arthrodesetechniken hinsichtlich ihrer Primärstabilität rein mechanisch zu analysieren, sollte der Einfluss der Knochenqualität möglichst minimiert werden. Um dennoch auch eine Aussage über die getesteten Arthrodesetechniken am menschlichen Knochen machen zu können, wurden an die Versuche mit den Kunstknochen weitere Tests mit humanen Kadaverknochen zur Validierung angeschlossen.

Als Knochenmodelle für Talus und Calcaneus wurden über die Firma Sawbone anatomisch detailgetreue Modelle aus solidem Kunststoff bezogen [164]. Diese Knochenmodelle wurden bereits in einer Vorläuferstudie zu OSG- und kombinierten OSG/USG-Arthrodesen verwendet [132] und zeigten hierbei ihre Eignung für derartige Untersuchungen.

2.1.1 Das Knochenmodell des Talus

Es wurde das Modell Solid White Plastic Left der Firma Sawbone (Malmö, Schweden) (Bestellnr. 1124-2) verwendet. Die ebenfalls angebotenen PU-Schaum Modelle (Solid Foam Normal Large Left, Bestellnr. 1124) für Talus und Calcaneus erwiesen sich beim Eindrehen von Schrauben als nicht rigide genug. Die verwendeten Talusmodelle sind anatomisch detailgetreu geformt und passen im Größenverhältnis zum verwendeten Calcaneus (Abbildung 3 und Abbildung 4).

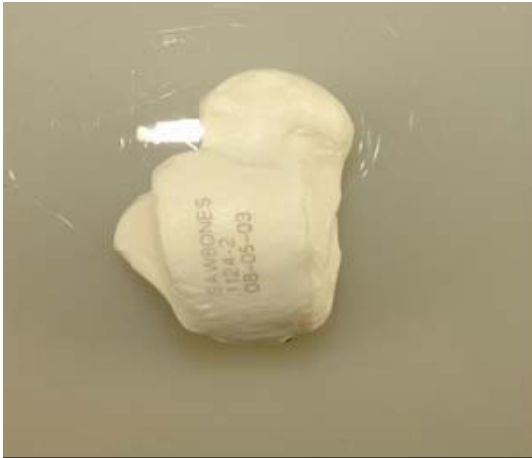


Abbildung 3: Talusmodell (1124-2) in Ansicht von cranial



Abbildung 4: Talusmodell (1124-2) in Ansicht von medial

2.1.2 Das Knochenmodell des Calcaneus

Als verwendetes Knochenmodell des Calcaneus wurde ein zum Talus anatomisch passendes Kunststoffmodell der Firma Sawbone (Calcaneus Large Left, Solid White Plastic; Bestnr. 1123-3) verwendet. Aus den verwendeten Modellen für Calcaneus und Talus lässt sich ein anatomisch detailgenaues Modell des unteren Sprunggelenks konstruieren (Abbildung 5 und Abbildung 6).

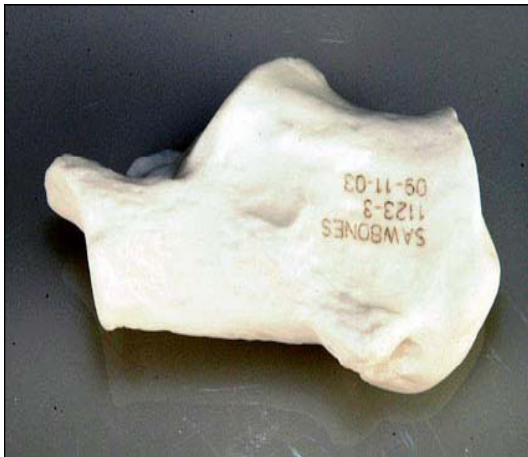


Abbildung 5: Calcaneusmodell (1123-3) in lateraler Ansicht



Abbildung 6: Calcaneusmodell (1123-3) in frontaler Ansicht

2.1.3 Kadaverknochen

Die verwendeten Kadaverknochen waren aus in Formalin fixierten Leichen entnommen und präpariert worden (Bezug über anatomische Anstalt der LMU München, Deutschland). Die Knochen waren unterschiedlich lange konserviert. Der Zeitraum zwischen Todeszeitpunkt mit anschließender Konservierung und Präparation betrug zwischen ca. einem bis drei Jahren. Das Alter der verstorbenen Personen bewegte sich zwischen 68 und 100 Jahren und es wurden sowohl männliche als auch weibliche Kadaverknochen für die Untersuchungen herangezogen. Die Knochenqualität wurde mittels eines Mikrocomputertomographen ermittelt, wobei hier besonderes Augenmerk auf den noch bestehenden Knochenvolumenanteil am Gesamtvolumen gerichtet wurde. Das Verhältnis Knochenvolumen am Gesamtvolumen bewegte sich zwischen minimal 9,5% und maximal 32,0%. Diese Angaben spielen für die Knochenqualität eine sehr entscheidende Rolle. Die Knochensubstanz war neben den zur Versteifung verwendeten Materialien ausschlaggebend wie gut und stabil sich eine Arthrodeese im Gelenk verankert. Deshalb musste bei der Betrachtung der Ergebnisse bei den Kadaverknochen das oben genannte Verhältnis auch stets miteinbezogen werden.

2.2 Darstellung des Versuchsaufbaus

Bei der Beschreibung des Versuchsaufbaus sind viele verschiedene Komponenten zu berücksichtigen und umzusetzen, die für den Erfolg und die Genauigkeit der Untersuchung von entscheidender Rolle sind. Im nachfolgenden Teil werden diese ausführlich erläutert. Zunächst wird auf die zwei verwendeten Universalprüfmaschinen eingegangen, die für die Messungen in den jeweils getesteten Ebenen herangezogen wurden. Im Weiteren werden die anatomischen Ausrichtungen erklärt, die sowohl für das Einbetten der Knochen, als auch für die Einspannung und Ausrichtung der Präparate in den Maschinen entscheidend waren. Diesem Kapitel folgt die Beschreibung wie die Operationen durchgeführt wurden, welche Arthrodeese-techniken zum Einsatz kamen und später in den jeweiligen Maschinen genauer untersucht wurden. Abschließend wird der genaue Versuchsablauf mit allen eingesetzten Knochen, Schrauben, Messzyklen usw. genau erklärt und aufgeschlüsselt.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt spielen für die Bewegungen im unteren Sprunggelenk hauptsächlich zwei Bewegungsrichtungen bzw. –ebenen eine erwähnenswerte Rolle. Diese sind die axiale Torsion (Innenrotation / Außenrotation) und die laterale Biegung (Inversion / Eversion). Diese zwei Bewegungsrichtungen wurden deshalb genauer untersucht, vermessen und analysiert. Auf Lastapplikationen in der Sagittalebene (Dorsalextension / Plantarflexion) wurde verzichtet, da sich diese Bewegungen vorwiegend im oberen Sprunggelenk abspielen bzw. das untere Sprunggelenk an diesen Bewegungen zwar mitwirkt, das obere Sprunggelenk aber in diesen Abläufen die tragende Aufgabe übernimmt und das untere Sprunggelenk eher nur einen unterstützenden Charakter darstellt.

2.2.1 Prüfmaschinen

Bei den Messungen kamen zwei Universalprüfmaschinen zum Einsatz.

Bei den Rotationsversuchen wurde eine servohydraulische Maschine der Firma Instron (8874, Pfungstadt, Deutschland) herangezogen.

Für die lateralen Biegungsversuche wurde eine elektromechanische Prüfmaschine der Firma Zwick/Roell (Z 010, Einsingen, D) verwendet.

Um die Knochenmodelle reproduzierbar und frei von Querkräften zu belasten, wurden nach den anatomischen Gegebenheiten (Rotations- und In- / Eversions - Achse) spezielle Einspann- und Prüfvorrichtungen konstruiert (Abbildung 7 und Abbildung 8).

In den Universalprüfmaschinen sind Kraft- und Längenmesssysteme integriert. In der Prüfmaschine Instron erfolgt die Kraftmessung mittels einer Kraftmessdose (Dynacell; 10 kN; Rotation ± 135 Grad, Drehmoment ± 100 Nm, Genauigkeitsklasse 1), bei der Prüfmaschine Zwick ist ebenso eine Kraftmessdose integriert (Grassmann und Theiss, 10kN, Genauigkeitsklasse 1). Das Längenmesssystem ist maschinenspezifisch und es wird der Weg mit kompletter Versuchsanordnung gemessen.

Zur direkten Messung der Relativbewegungen zwischen einzelnen Gelenkanteilen wurde ein Ultraschallmesssystem (CUS2OBI, Zebris, Isny, Deutschland) verwendet. Die Ultraschallsegmente wurden direkt am Gelenkspalt angebracht und es konnte so exakt diese Verschiebung bzw. Steifigkeit von Knochen-Implantatverbund gemessen werden. Bei der

2.2 Darstellung des Versuchsaufbaus

Auswertung der Ergebnisse zeigte sich, dass keine wesentlichen Abweichungen bei den Messergebnissen aufgrund des zusätzlichen Versuchsaufbaumaterials bzw. des längeren Messweges entstanden. Unter Kenntnis des Hebelarmes konnte eine Berechnung, der auf die instrumentierten Knochenmodelle applizierten Drehmomente erfolgen. Die Steifigkeit konnte konsekutiv aus den Kraft-/Wegdiagrammen (Drehmoment/ Winkelweg) ermittelt werden.

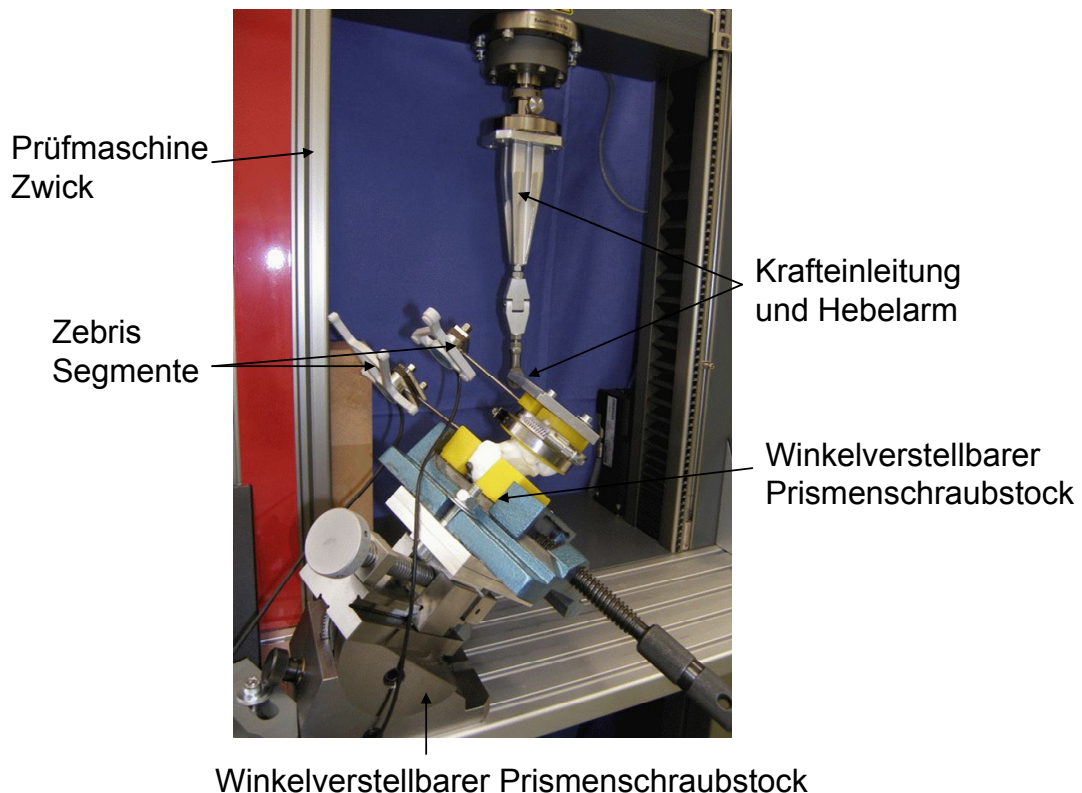


Abbildung 7: Versuchsaufbau Inversion / Eversion ausgerichtet nach der Bewegungsachse des USG

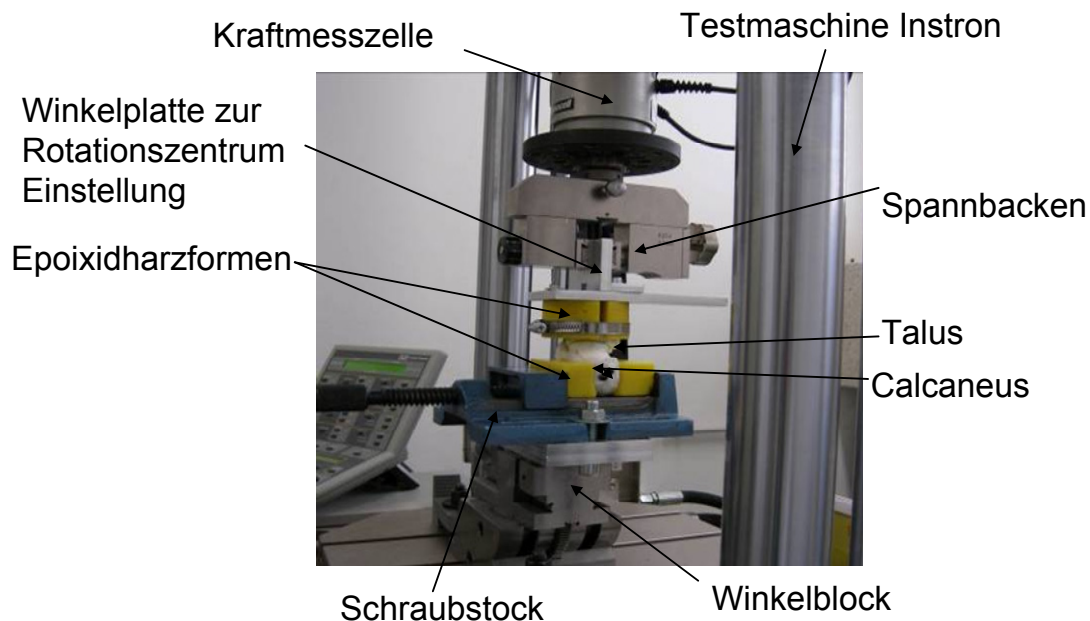


Abbildung 8: Versuchsaufbau Innen-/Aussenrotation ausgerichtet über dem Rotationszentrum des USG

Sämtliche Knochen wurden gemäß den anatomischen Achsen und Rotationszentren standardisiert in Formen aus Epoxidharz (Technovit 3040, Fa. Heraeus Kulzer, Deutschland) eingebettet. Die Ausrichtung in den Prüfmaschinen erfolgte stets so, dass die Krafteinleitung durch die Maschine nur um die Achse der zu testenden Bewegungsrichtung erfolgte. Durch diesen Versuchsaufbau konnten Bewegungen und Krafteinflüsse außerhalb der zu untersuchenden Drehachse weitgehend eliminiert werden.

Die Rotationsversuche (Prüfmaschine Instron, Abbildung 8) wurden bei einer axialen Vorlast von -10 N weggeregelt auf einen Drehmomentwert von ± 10 Nm und bei einer Prüfgeschwindigkeit von 0,5 °/min gefahren. Die lateralen Biegungsversuche in der Zwick-Prüfmaschine (Abbildung 7) wurden ebenfalls weggeregelt auf einen Kraftwert von ± 80 N bei einer Prüfgeschwindigkeit von 0,5 mm/sek durchgeführt. Diese Werte stammten aus bereits durchgeführten Vorversuchen.

Bei den anschließenden Versuchen mit Kadaverknochen musste bei den Rotationsversuchen der Drehmomentwert von ± 10 Nm auf ± 5 Nm reduziert werden. Bei den Biegungsversuchen wurde der weggeregelt Kraftwert von ± 80 N auf Werte zwischen ± 30 N bis ± 15 N der Knochenqualität angepasst. Diese Abweichung bzw. Reduzierung der Parameter musste aufgrund der schlechten Knochenqualität der Leichenpräparate erfolgen, da die Versuche sonst nicht durchführbar gewesen wären.

2.2.2 Zebris-Messverfahren

Das Zebris-Messsystem wurde bei den Versuchen als Kontrollmessung mit einbezogen. Es beruht auf einer dreidimensionalen Erfassung der Bewegung mittels Ultraschall. Mit Hilfe des Zebris-Systems werden Verschiebungen im Gelenkspalt des unteren Sprunggelenkes dreidimensional aufgezeichnet und ausgewertet. Da es den dreidimensionalen Raum erfasst, kann kontrolliert werden, ob auch tatsächlich nur Aktionen in der Ebene stattfinden, in der gerade bewegt wird oder ob auch um die andere Achse rotiert bzw. gekippt oder sonstige Verschiebungen stattfinden. Des Weiteren wird mit einer doppelten Messung natürlich auch immer kontrolliert, ob die Ergebnisse beider Untersuchungen miteinander korrelieren und so belegt, dass kein Messfehler vorliegt.



Abbildung 9: Zebris – Messsystem im Versuchsaufbau

Als erstes musste eine Festlegung des dreidimensionalen Koordinatensystems erfolgen. Hierzu war ein Block für die Festlegung (Abbildung 9) notwendig. Auf diesem waren drei Punkte eingefräst, die stets für jeden Versuch das gleiche Koordinatensystem vorgeben. Diese drei Punkte wurden vor Versuchsbeginn mittels eines Kalibrierungsaufsatzes am Sender an den Computer weitergegeben und festgelegt. Die anderen Markierungspunkte befanden sich jeweils am Gelenkspalt (in der Abbildung 9 durch die schwarzen Striche zu

2 Material und Methoden

erkennen) und am Ende der Befestigungsstäbe an den Epoxidharzformen. Diese vier genannten Punkte und die drei Markierungen für die Einstellung des Koordinatensystems wurden bei allen Untersuchungen immer standardisiert wie oben beschrieben eingehalten und selbige vier wurden auch hinsichtlich ihrer Bewegungen im Raum untersucht.

2.2.3 Mikro-CT-Bestimmung

Im Anschluss an die Messversuche mit den Kadaverknochen wurde aus diesen am medialen Übergang zwischen Caput und Collum des Talus ein kleiner Quader entnommen und auf seine Knochenqualität hin im Mikrocomputertomographen untersucht (Abbildung 10), um festzustellen, welchen Einfluss dieser Aspekt auf die Arthrodesen hat.

SampName	VOX-BV/TV
P009_USG_Talus_K01	29%
P009_USG_Talus_K02	22%
P009_USG_Talus_K03	27%
P009_USG_Talus_K05	17%
P009_USG_Talus_K06	22%
P009_USG_Talus_K07	20%
P009_USG_Talus_K08	32%
P009_USG_Talus_K09	21%
P009_USG_Talus_K10	26%
P009_USG_Talus_K11	24%
P009_USG_Talus_K12	9%
P009_USG_Talus_K13	30%
P009_USG_Talus_K14	30%
P009_USG_Talus_K15	13%
P009_USG_Talus_K16	22%
P009_USG_Talus_K17	16%
P009_USG_Talus_K18	29%
P009_USG_Talus_K19	30%

Erläuterung:

Prozent Volumen (VOX - volume percentage) des
Knochenvolumens (BV - bone volume) am
Gesamtvolumen (TV - total volume)

Abbildung 10: Mikro-CT-Auswertung der Kadaverknochen

Hierbei wurde besonderes Augenmerk auf den noch bestehenden Knochenvolumenanteil am Gesamtvolumen gerichtet. Das Verhältnis Knochenvolumen am Gesamtvolumen bewegte sich zwischen minimal 9,5%

und maximal 32%. Diese Angaben spielen für die Knochenqualität eine sehr entscheidende Rolle und sind letztendlich ausschlaggebend für die Stabilität der Arthrodesen im Gelenk. Deshalb muss bei der Betrachtung der Ergebnisse bei den Kadaverknochen das oben genannte Verhältnis auch stets mit in Betracht gezogen werden.

Normalwerte für den entnommenen Knochenbereich sind schwer anzugeben, da sich knochenmorphometrische Parameter wie das hier dargestellte BV/TV sich zwischen verschiedenen Lokalisationen am menschlichen Körper beträchtlich unterscheiden. Normalwerte für die Lokalisation Talus anzugeben ist nicht möglich, da es keine Publikation gibt, die genau diese Lokalisation bezüglich Knochenmorphologie untersucht hat.

Arlot et. al [8] geben bei Knochenbiopsien aus dem Becken bei Frauen mit Osteoporose typischerweise Werte zwischen 10% und 20% BV/TV an.

Normale Werte für BV/TV aus der 3D Histomorphometrie betragen bei Akther et.al. [1] zwischen 22% und 39% bei einem Mittelwert von 31%.

2.2.4 Anatomische Ausrichtung

Wie bereits in der Einleitung beschrieben, liegen im menschlichen Fuß bestimmte anatomische Gegebenheiten und Achsenverhältnisse vor [62], [96], [81]. Diese anatomischen Gegebenheiten wurden bei der Einbettung der Knochen in Epoxidharz und der anschließenden Einspannung in die Messmaschinen berücksichtigt. Dementsprechend wurden folgende Achsen, Winkel und Drehzentren standardisiert in den Versuchsaufbau integriert.

1. Calcaneus-Boden-Winkel: 25° (Abbildung 11)

Als erster wichtiger Winkel ist der Calcaneus-Boden-Winkel zu erwähnen. Dieser Winkel spannt sich zwischen 20 und 30 Grad auf und wird durch die Tangenten an der Calcaneusunterfläche und einer längs der Fußsohlenfläche verlaufenden Begrenzung beschrieben (Abbildung 11).

Dieser Winkel wurde besonders bei der Einbettung der Knochen in Epoxidharz berücksichtigt. Der Winkel wurde in der Untersuchung mit 25 Grad, als Mittelwert zwischen 20 und 30 Grad festgelegt. Es wurde ein Keil erstellt, der bei jeder Fixierung standardisiert am Knochen angelegt wurde und somit in den entsprechenden 25 Gradwinkeln eingebettet wurde.

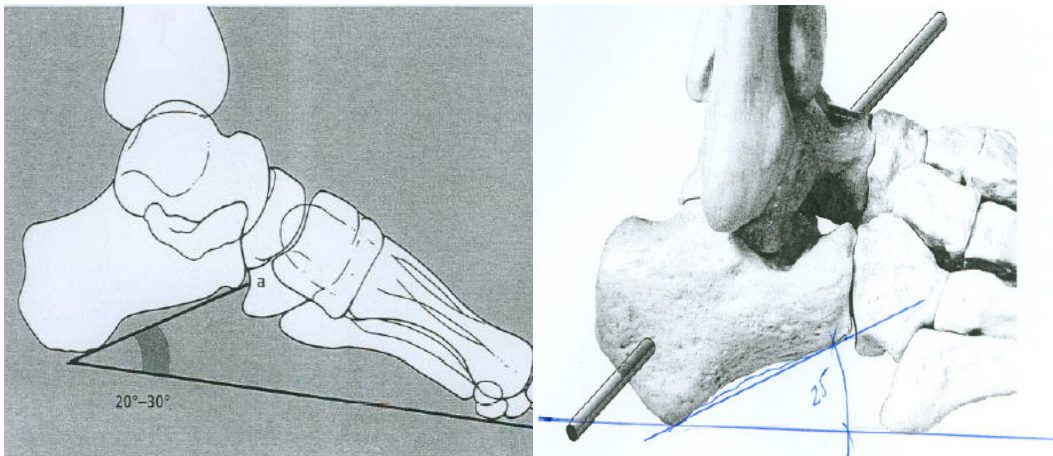


Abbildung 11: Calcaneus-Boden-Winkel [62], [96]

2. Neigungswinkel der USG-Achse zur Fußsohlebene (sagittal): 42° (Abbildung 12)

Die zweite wichtige anatomische Ausrichtung stellt der Neigungswinkel dar. Dieser Winkel spannt sich zwischen Fußsohlebene und der Achse des unteren Sprunggelenkes auf. Er beträgt 42 Grad mit einer Standardabweichung von \pm neun Grad. Die 42 Grad wurden bei den lateralen Biegungsversuchen eingestellt. Entsprechend dieses Neigungswinkels wurden alle Knochen standardisiert eingespannt. Der winkelverstellbare Prismenblock (Abbildung 7) wurde entsprechend dieser 42 Grad in der Sagittalebene eingestellt und in dieser Position fixiert. So wurde erreicht, dass auch immer exakt um die selbe untere Sprunggelenksachse (Abbildung 11) bewegt wurde. Zusätzlich wird die Achse des unteren Sprunggelenkes in der Horizontalebene begrenzt (Abbildung 13). Dies wird im dritten Punkt beschrieben. Diese zwei Ebenen und das Rotationszentrum im Sinus Tarsi (Abbildung 14) legen die Bewegungsachse im dreidimensionalen Raum des USG fest.

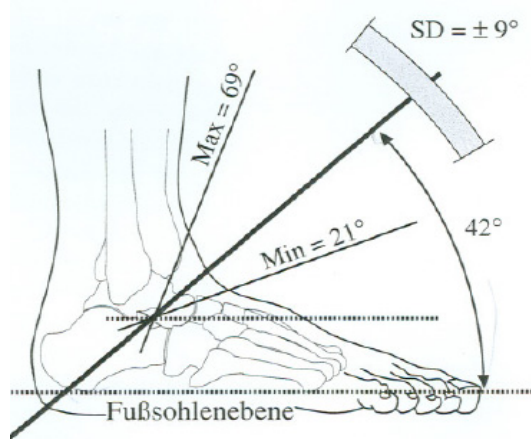


Abbildung 12: Neigungswinkel USG-Achse in der Sagittalebene [96]

3. Neigungswinkel der USG-Achse in der Horizontalebene: 30° medial der lateralen Taluskante verlaufend (Abbildung 13)

Wie bereits unter Punkt 2 erwähnt, definiert sich der Neigungswinkel nicht nur in der Sagittalebene, sondern auch in der Horizontalebene. Der Winkel läuft mit einer Markierung entlang der lateralen Taluskante und einer Tangente gemäß der USG-Achse (Abbildung 13). Dieser Winkel beträgt 30 Grad und stellt, wie oben beschrieben, die dritte Begrenzung im dreidimensionalen Raum dar. Damit ist die Achse des unteren Sprunggelenkes in allen Ebenen festgelegt. Der horizontale Neigungswinkel wurde ebenso wie der Neigungswinkel in der Sagittalebene auf dem verstellbaren Schraubstock eingestellt und wie die anderen anatomischen Landmarken bei allen Drehbewegungen um die USG-Achse standardisiert beibehalten.

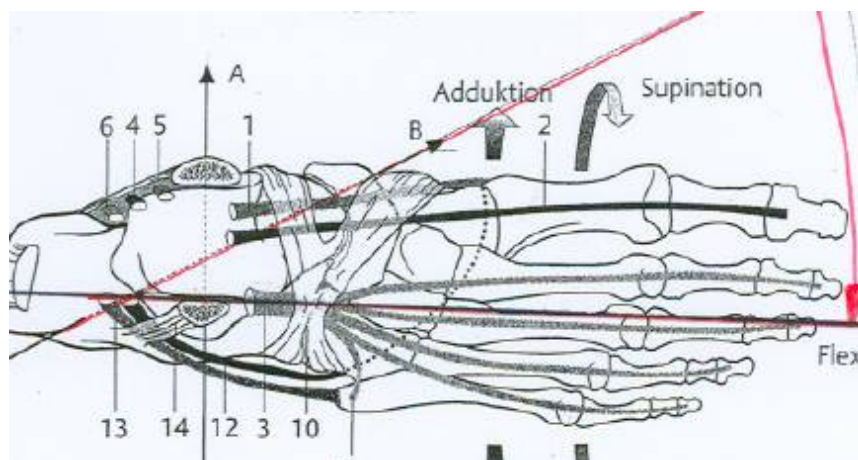


Abbildung 13: Neigungswinkel USG-Achse in der Horizontalebene [81]

2 Material und Methoden

4. Rotationszentrum des USG (Abbildung 14)

Das Rotationszentrum des unteren Sprunggelenkes war besonders für die Rotationsversuche von Bedeutung. Die Einspannvorrichtungen wurden so am Knochen angebracht, dass genau um das Rotationszentrum (Abbildung 14) gedreht wird. Die Bewegungen im unteren Sprunggelenk finden gleichzeitig um eine konvexe (posterior) und eine konkave (anterior) Gelenkfläche statt. Die Bewegungsrichtung ist im anterioren und posterioren Abschnitt des Gelenkes gegenläufig. Die Gerade selbst dreht dabei um einen Punkt (Drehpunkt), der im Sinus Tarsi liegt und das Rotationszentrum für die Innen- und Außenrotation im USG darstellt (Abbildung 14).

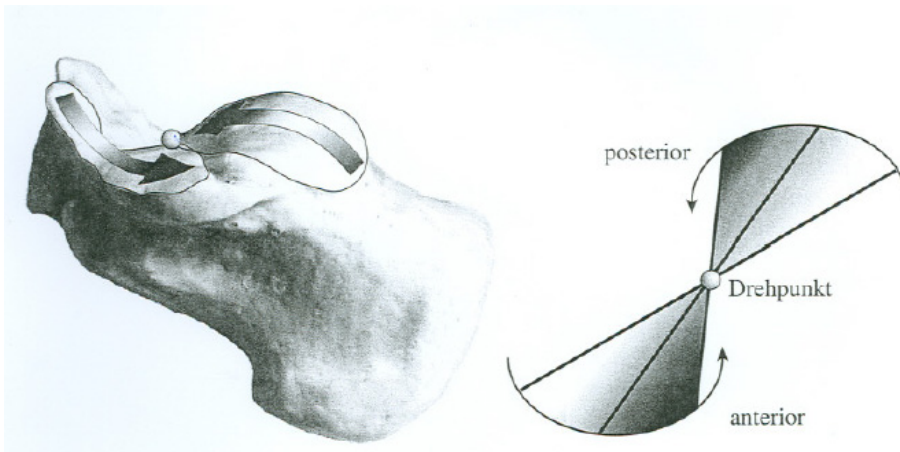


Abbildung 14: Rotationszentrum USG [96]

2.2.5 Arthrodesetechniken

Es wurden vier Arthrodesetechniken ausgewählt und getestet. Allen Vieren war gemeinsam, dass je zwei Schrauben zur Versteifung des unteren Sprunggelenkes verwendet wurden. Die in der Literatur am häufigsten beschriebene und in der Praxis gängigste Versteifungsart ist die Verschraubung, bei der zwei Schrauben parallel zueinander eingeführt werden. Hierbei können die Schrauben entweder beide vom Calcaneus aus eingebracht werden oder sie verlaufen gegenläufig, wobei eine Schraube vom Calcaneus zum Talus und die andere vom Talus ausgehend zum Calcaneus läuft. Diese beiden Varianten sind, wie bereits oben erwähnt, die meist angewandten und stellten deshalb die ersten beiden untersuchten Verschraubungstypen dar.

2.2 Darstellung des Versuchsaufbaus

Die dritte Art der Verschraubung, die zum Vergleich herangezogen wurde, stellte eine Fixierung dar, bei der eine Schraube wie bei den ersten beiden Verschraubungsarten vom Calcaneus in den Talus möglichst orthogonal zur Gelenkfläche verlief. Die andere Schraube wurde im Gegensatz nicht diagonal, sondern senkrecht vom Talus in den Calcaneus eingebracht und brachte somit eine neue Zugrichtung ins Spiel.

Bei den ersten drei Arthrodesetechnik kamen ausschließlich Zugschrauben mit kurzem Gewinde zum Einsatz.

Die vierte und letzte Versteifungstechnik wählte wieder die Einbringung der parallelen orthogonal zur Gelenkfläche gelegenen Verschraubung. Den Unterschied zur ersten Verschraubung stellte hierbei die zweite verwendete Schraube dar. Dies war eine so genannte Magnetodynschraube, die im Sinne einer Stellschraube eingebracht wurde.

Als Zugschrauben wurden die ASNIS Schrauben der Firma Stryker mit 6,5mm Durchmesser bzw. 8mm Durchmesser verwendet. Die ASNIS Schraube ist eine kanülierte Titan Schraube. Als Stellschraube für die vierte Arthrosetechnik wurde die so genannte BISS Schraube der Firma Stryker gewählt.

1. Zwei Zugschrauben (6,5 mm/8,0 mm) vom Calcaneus in den Talus orthogonal zur Gelenkfläche = **parallel gleichläufige** Versuchsanordnung (Abbildung 15)

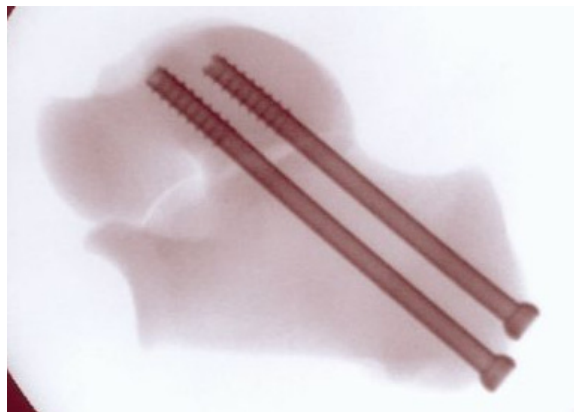


Abbildung 15: parallele ASNIS-Schrauben gleichläufig in a.p. Stellung

Bei der parallel gleichläufigen Versuchsanordnung wurden die Zugschrauben beide vom Calcaneus aus in den Talus eingebracht. Ihr Eintrittsort lag im posterioren Calcaneusteil, genauer gesagt im posterioren lateralen Teil des Calcaneus. Das erste der beiden Schraubenlöcher befand sich ca. 5 Millimeter unterhalb des Achillessehnenansatzes im lateralen Drittel des Calcaneus. Das

2 Material und Methoden

zweite Loch lag senkrecht nach unten gehend im Abstand von einem Zentimeter zu dem ersten Einbringungsloch. Der Abstand zum lateralen Knochenrand wurde ebenso mit einem Zentimeter bemessen.

Ebenso wie im Calcaneus wurden die Ein- und Austrittspunkte im Talus immer gleich definiert. Das erste Loch befand sich hierbei im vorderen Teil der Trochlea Tali. Es war genau in der Mittellinie der Talusrolle angesiedelt. Das zweite Loch befand sich im Abstand von einem Zentimeter im hinteren Bereich des Collum Tali quasi am Übergang zwischen Trochlea und Collum.

Diese Festlegung der Löcher wurde für alle Arthrodesetechniken, die einen parallelen Verlauf haben in dieser Art und Weise immer gleich gewählt.

Bei der Versteifung mit Schrauben des Durchmessers 6,5mm wurden für die obere bzw. proximale Schraube eine Länge von 80 mm gewählt, für die unten bzw. distaler gelegene Schraube wurden 90mm veranschlagt. Bei den 8mm Durchmesserschrauben wurden Längen von 90mm und 95mm gewählt.

Für die Schraubenlänge ist besonders entscheidend, dass das Gewinde sich komplett im gegenüberliegenden Knochen befindet. Ist dies nicht der Fall und sei auch nur z.B. ein Gewinding noch im Gelenkspalt, kann die verwendete Schraube ihre Zugwirkung nicht voll entfalten und die Arthrodesen verliert an Qualität.

2. Zwei Zugschrauben (6,5mm /8,0 mm) orthogonal zur Gelenkfläche, eine vom Calcaneus aus, eine vom Talus aus (mit Eintritt am Übergang von Collum zu Corpus ca. 1 cm ventral der Rolle) = **parallel gegenläufige** Versuchsanordnung (Abbildung 16).



Abbildung 16: parallele ASNIS-Schrauben gegenläufig in a.p. Stellung

Die zweite Art der Arthrodese (Abbildung 16), die untersucht wurde, war der ersten Variante der Versteifung sehr ähnlich. Der Unterschied lag darin, dass hierbei eine Schraube vom Calcaneus in den Talus eingebracht wurde und die andere entgegengesetzt, also vom Talus in den Calcaneus verlief. Die Ein- und Austrittspunkte waren, wie bereits bei der Beschreibung der „parallel gleichläufigen Verschraubung“ oben erwähnt, die gleichen, weswegen an dieser Stelle nicht noch einmal darauf eingegangen wird. Für diese Art der Versteifung wurden ebenso zwei Zugschrauben gewählt.

Die Länge für die 6,5mm Schrauben lagen bei 80mm und für die dickeren 8mm Schrauben wie bei der oberen Verschraubung bei 90mm und 95mm.

3. Zwei Zugschrauben. eine orthogonal zur Gelenkfläche vom Calcaneus ausgehend (6,5 mm/8,0 mm), eine vom Talus ausgehend senkrecht nach plantar in Richtung Fußsohle reichend (6,5 mm/55 mm) = „**gekreuzte**“ Versuchsanordnung (Abbildung 13).



Abbildung 17: gekreuzte ASNIS-Schrauben in a.p. Stellung

Die dritte Variante zur Versteifung des unteren Sprunggelenkes war die so genannte „Gekreuzte Arthrodese“ (Abbildung 17). Sie stellte die einzige Verschraubungsart dar, bei der für eine Schraube ein anderer Einbringungsort gewählt wurde. Hierbei befand sich die „obere Schraube“, die wie bei den anderen Arthrodese-Techniken verlief, auch an den gleichen Ein- und Austrittspunkten. Die zweite Schraube allerdings lief von der Mitte des Collum Tali und zwar genau, wo die Ecke der Facies malleolaris medialis zum Mittelpunkt des Collum Tali läuft (Abbildung 22), knapp an der Facies articularis talaris anterior des Calcaneus vorbei zum Austrittspunkt am unteren Calcaneusrand. Dieser Punkt befindet sich im vorderen Viertel des

2 Material und Methoden

Calcaneusunterrandes, ungefähr 16 Millimeter vom Rand entfernt. Es stellt sich am Knochen eine Linie in Form eines Knochengrades dar, der von der unteren Fläche der Facies articularis cuboidea zum Processus lateralis tuberis calcanei läuft. Auf dieser Linie wurden immer 16 Millimeter vom Rand Richtung Mitte markiert und die Schraubung dort ausgeführt. Wie auch bei den anderen Arthrodesen wurden zwei Zugschrauben eingesetzt, wobei die vordere Schraube etwas kürzer als die sonst verwendeten Schrauben war.

Die Schraubenlänge wurden bei dem Durchmesser 6,5mm mit 80mm und 55mm bemessen. Bei den 8mm Schrauben wurden Modelle der Länge 55mm und 90mm eingesetzt.

4. Zwei Schrauben vom Calcaneus in den Talus möglichst orthogonal zur Gelenkfläche (eine Zugschraube 6,5 mm/80 mm, eine BISS-Schraube) = **parallel gleichläufige** Versuchsanordnung (vergleiche Abbildung 15).

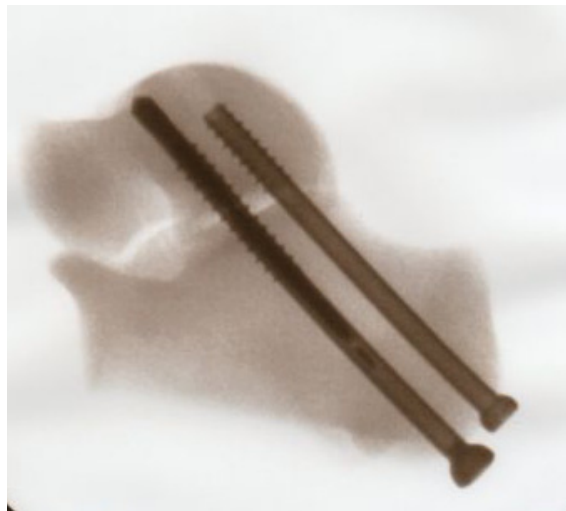


Abbildung 18: parallele ASNIS - und BISS – Schraube in a.p. Stellung

Die vierte untersuchte Arthrodesetechnik wies als Besonderheit eine andere Schraubenart auf. Hierbei fanden neben einer ASNIS–Schraube eine so genannte BISS– bzw. Magnetodynschraube Verwendung. Ansonsten stellte sich die Verschraubungsart wieder mit zwei Schrauben dar, die parallel zueinander eingebracht wurden und zwar vom Calcaneus aus in den Talus verlaufend (Abbildung 18).

Die Magnetodynschraube wurde dabei im Sinne einer Stellschraube eingebracht, d.h. dass der Gewindeanteil der Schraube beidseitig des Spaltes zwischen Talus und Calcaneus zu liegen kam.

Die verwendeten Schraubenlängen betragen bei den Versuchen mit 6,5mm Schraubendurchmesser 80mm und bei einem Durchmesser von 8mm war die Schraubenlänge 90mm für die ASNIS-Schrauben. Die BISS-Schrauben hatten immer einen Durchmesser von 6,5mm und eine Länge von 95mm.

Zunächst wurde für alle ASNIS-Schrauben ein Schraubendurchmesser von 6,5 mm verwendet, im Anschluss wurden die Schrauben am selben Knochenmodell gegen 8 mm Schrauben eingetauscht. Jede Schraube wurde mit einem Drehmomentschlüssel auf 5 Nm angezogen.

2.2.6 Operationsdurchführung

Sämtliche Operationen wurden standardisiert mit dem Original-Instrumentarium der Firma Stryker durchgeführt. Um eine Vergleichbarkeit der Verschraubungen herzustellen, wurden die Ein- und Austrittspunkte der Schrauben standardisiert am Knochenmodell ausgemessen und markiert. Über ein Zielinstrumentarium (T2™ Tibianagel, Stryker) wurde zusätzlich ein exaktes und paralleles Bohren und Verschrauben gewährleistet. Postoperativ erfolgte bei sämtlichen Präparaten eine Röntgenkontrolle mit einem Bildwandlergerät (Typ Siemens) in 2 Ebenen (anterior – posterior und seitliche Projektion).



Abbildung 19: *Calcaneus in Epoxidharzform im Schraubstock*

Der Calcaneus wurde in den Epoxidharzformen fixiert und samt diesen im Schraubstock stabilisiert (Abbildung 19). Damit konnte ein Verrutschen bei der Verschraubung ausgeschlossen werden. Im Weiteren wurden die Ein- und Austrittspunkte für die Einbringung der Schrauben in Form von vorgekörnten Löchern standardisiert markiert. Diese befanden sich bei der gleichläufigen, der gegenläufigen und der BISS-Arthrodesen immer an den gleichen Stellen und nur bei der gekreuzten Arthrodesen wurde für eine Schraube ein anderer

2 Material und Methoden

Einbringungsort gewählt. Hierbei befand sich die „obere kraniale Schraube“, die wie bei den anderen Arthrodesetechniken verlief, an den gleichen Ein- und Austrittspunkten. Die zweite kaudale Schraube lief von der Mitte des Collum Tali zum Austrittspunkt am unteren Calcaneusrand (Abbildung 22). Die genauen Einbringungsstellen für die jeweilige Arthrodesetechnik wurde im vorherigen Kapitel 2.2.5 Arthrodesetechniken genau beschrieben und es folgt deshalb an dieser Stelle keine erneute Wiederholung.



Abbildung 20: Calcaneus mit Einspannung in Seitenansicht

Im nächsten Arbeitsschritt (Abbildung 20, Abbildung 21, Abbildung 22) wurde der Talus in anatomischer Ausrichtung auf den Calcaneus gesetzt und mit Hilfe von zwei dünnen Kirschnerdrähten auf beiden Seiten fixiert. Damit sollte verhindert werden, dass die beiden Knochen während der Bohrung auseinander gleiten. Im menschlichen Körper wird diese Aufgabe von den Sehnen, Bändern und Muskeln am Fuß übernommen.

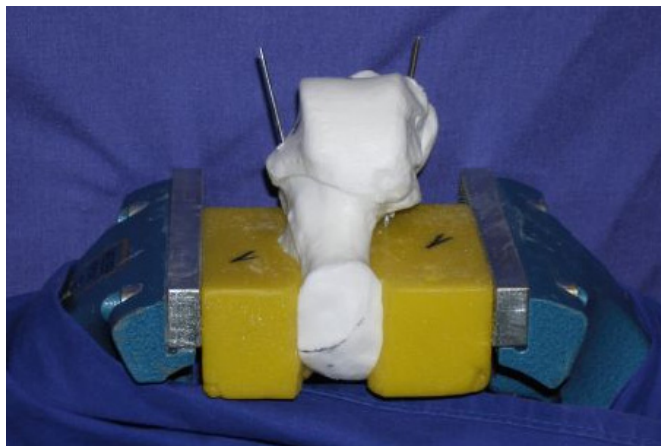


Abbildung 21: Talus und Calcaneus mit Kirschnerdrähten fixiert

2.2 Darstellung des Versuchsaufbaus

Wie bereits im oberen Teil kurz beschrieben, befindet sich der Talus jetzt schon in anatomisch korrekter Ausrichtung auf dem Calcaneus. Das USG wurde mit zwei kurzen Drähten fixiert, die das Verrutschen der beiden Knochen verhindern sollten (Abbildung 21). Dies wäre durch die stark anatomisch unebenen Gelenkflächen und ohne Fixierung leicht möglich. Damit die Kirschnerdrähte die Schrauben bei ihrer Einbringung nicht behindern, befanden sie sich außerhalb des Durchlaufwegs der Schrauben. Der laterale Draht lief durch die Facies malleolaris lateralis. Medial wurde der Knochenverbund durch einen Kirschnerdraht in der medialen Fläche des Collum Tali kurz vor dem Übergang zur Facies malleolaris medialis stabilisiert.

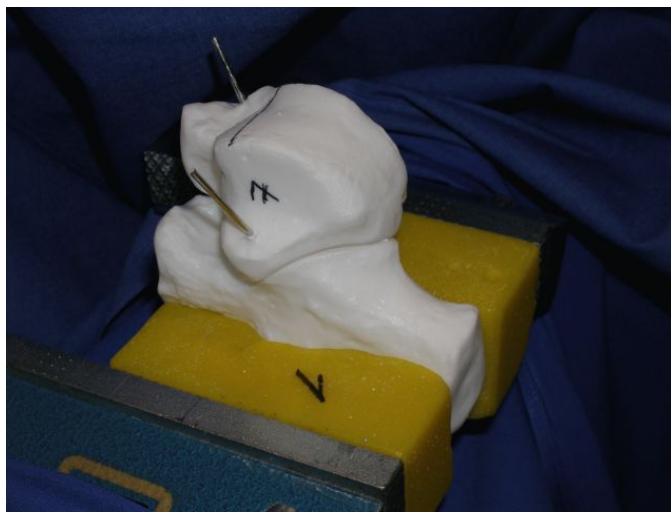


Abbildung 22: *Talus und Calcaneus mit Kirschnerdrähten in Seitenansicht*

In der Seitenansicht des Verbundes von Talus und Calcaneus (Abbildung 22) erkennt man wieder die zusätzlich zur Stabilisierung eingebrachten Kirschnerdrähte. Im Weiteren sind in der Abbildung auch die markierten Bohrlöcher im Talus zu sehen. Das erste Loch befand sich im vorderen Teil der Trochlea Tali. Es war genau in der Mittellinie der Talusrolle angesiedelt. Das zweite Loch befand sich im Abstand von ca. einem Zentimeter im hinteren Bereich des Collum Tali quasi am Übergang zwischen Trochlea und Collum. Wie auch am Calcaneus, wurden die Ein- und Austrittspunkte bei allen Knochen gleich definiert und für die Bohrung im Vorfeld leicht angekört.

2 Material und Methoden



Abbildung 23: *USG mit Steinmanpin fixiert*

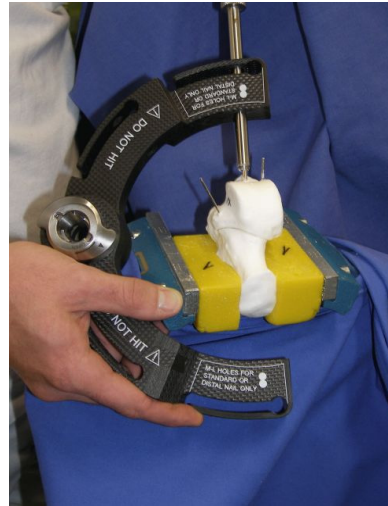


Abbildung 24: *USG mit Tibiazielbügel zur genauen Bohrung*

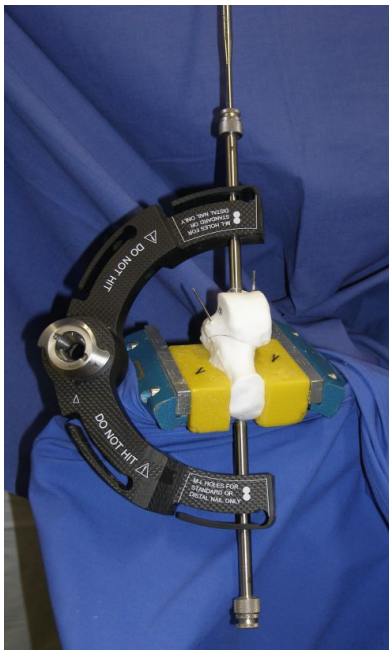


Abbildung 25: *USG mit Tibiazielbügel beidseits zur genauen Bohrung*



Abbildung 26: *Bohrung von unten in Calcaneus mittels Bohrer und Zielbügel*

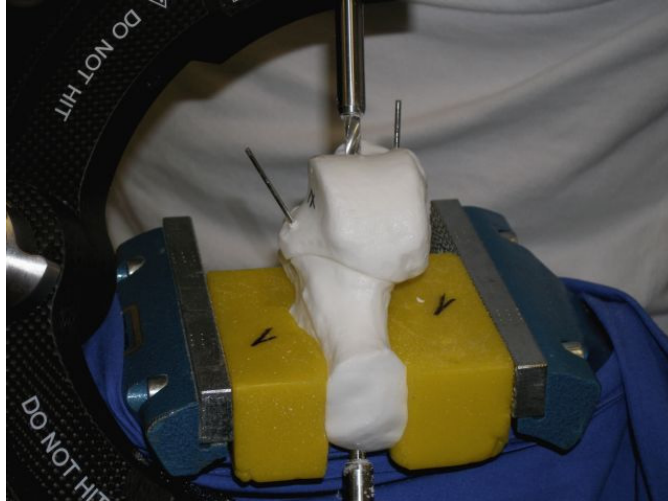


Abbildung 27: Ansicht von oben auf USG in Epoxidharzform unter Bohrung mit Hilfe von Zielbügel

In das obere Loch des Talus wurde ein Steinmanpin leicht eingeschraubt (Abbildung 23). Über diesen kam eine Öse des Tibiazielbügels (Abbildung 24), die andere Öse setzt am gegenläufigen Loch an. So wurde durch die zweite Öse der Bohrer geschoben und der Knochen von dieser Seite aus vorgebohrt (Abbildung 25, Abbildung 26). Durch den Zielbügel wurde gewährleistet, dass die Bohrrichtung immer gleich und gerade verlief. Anschließend wurde gewechselt und das untere, bereits vorgebohrte Loch wurde mit Steinmanpin und Tibiabügelöse versorgt und es wurde von der anderen Seite aus gebohrt, bis sich die beiden Löcher trafen. Dies wurde für das zweite Loch in der gleichen Art und Weise durchgeführt (Abbildung 27). Für die Schrauben des Durchmessers 6,5 mm (Kerndurchmesser 4,8 mm) wurde mit einem Bohrer der Stärke 4,9 mm vorgebohrt. Bei den Schrauben mit dem Durchmesser von 8,0 mm (Kerndurchmesser 5,6 mm) wurde eine Vorbohrung mit einem 5,7 mm starkem Bohrer vorgenommen.

Bei den Bohrungen entstand sehr viel Bohrmehl, was anschließend durch ein Hochdruckgebläse entfernt wurde (Abbildung 28), damit der Gelenkspalt frei war, die beiden Knochen wieder exakt aufeinander zu liegen kamen und die Verschraubung exakt erfolgen konnte.

Die beiden Schrauben wurden anschließend über die Führungsstäbe eingeschraubt (Abbildung 29, Abbildung 30, Abbildung 31, Abbildung 32) und am Ende standardisiert mit einem Drehmomentschlüssel mit fünf Newtonmeter angezogen (Abbildung 33, Abbildung 34, Abbildung 35). Dieser Vorgang wurde für jede Schraube dreimal wiederholt um letztendlich ein exaktes Anzugsdrehmoment bei allen Schrauben zu haben.

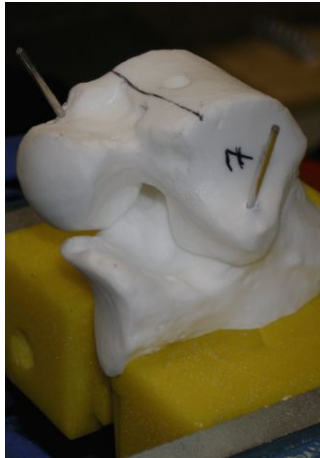


Abbildung 28: In Epoxidharz eingebettetes USG nach Reinigung

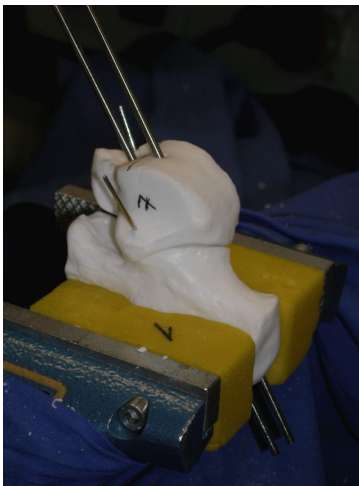


Abbildung 29: USG mit Führungsdrähten zur Einbringung der Schrauben

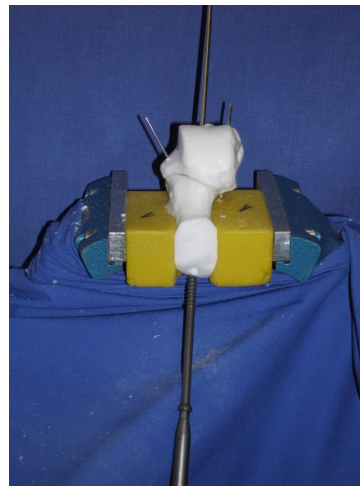


Abbildung 30: USG in Frontalansicht bei der Einbringung einer Schraube über Führungsdraht

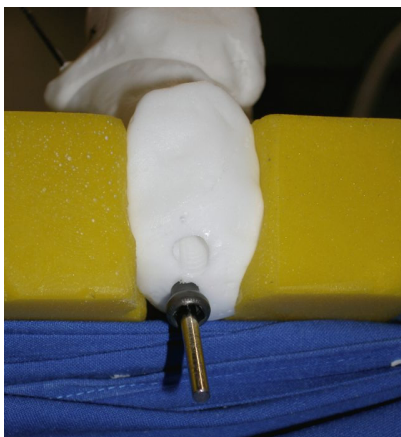


Abbildung 31: USG mit erster eingebrachter Schraube



Abbildung 32: USG mit zweiter eingebrachter Schraube



Abbildung 33: USG mit Anzugsdrehmoment der Schrauben von 5Nm (1)

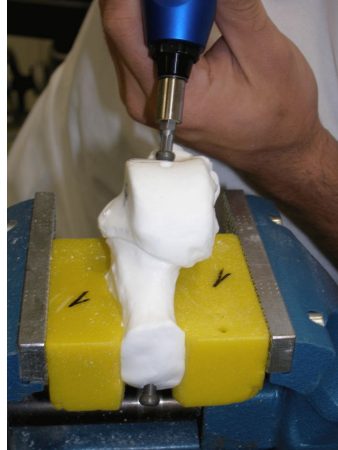


Abbildung 34: USG mit Anzugsdrehmoment der Schrauben von 5Nm (2)



Abbildung 35: Drehmoment-schrauber mit 5 Nm (3)

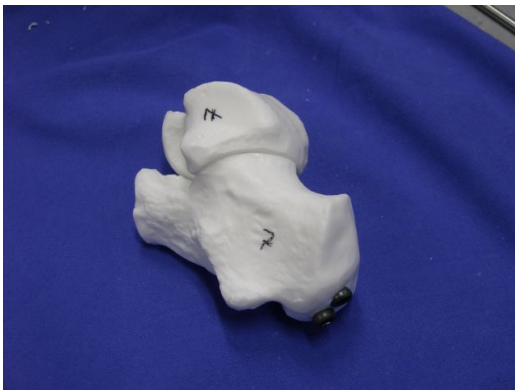


Abbildung 36: USG mit zwei parallel eingebrachten Schrauben



Abbildung 37: USG mit zwei gegenläufig eingebrachten Schrauben

Das jeweils fertige Ergebnis, hier beispielsweise einer gleichläufig und einer gegenläufig parallelen Verschraubung (Abbildung 36 und Abbildung 37), wurden im Anschluss in die Prüfmaschinen eingespannt und getestet.

2.2.7 Versuchsablauf

Ein Schraubenpaar fand Verwendung für Torsionsversuche und Testung der lateralen Biegung an zwei Knochenpaaren. Hierbei wurde beim ersten Knochenpaar mit den Rotationsversuchen, beim zweiten mit den lateralen Biegungsversuchen begonnen (Tabelle 4). Nachdem ein Knochenpaar mit Schrauben des Durchmessers 6,5 mm getestet wurde, wurde es aufbewahrt, um später für die gleiche Arthrodesetechnik mit 8 mm Schrauben erneut verwendet zu werden (Tabelle 4). Jeder Belastungszyklus wurde um die Biege- bzw. Rotationsachse 5-mal durchgeführt. Nach jedem Versuch (5 Belastungszyklen) wurden die eingebrachten Schrauben mit dem Drehmomentschlüssel auf 5 Nm nachgezogen, um gleiche Voraussetzungen für die Bestimmung der Primärstabilität in der anderen Bewegungsrichtung zu gewährleisten.

Tabelle 4: Durchgeführte Hauptversuche Sawbone - Knochen

Knochen	ASNIS-Schrauben						BISS	Schraubenanordnung			stat. Versuche 5 Nm			
	ø 6, 5 mm			ø 8 mm				gleich	gegen	gekreuzt	IR	AR	Ev	Inv
	Länge[mm]			Länge[mm]										
weiß	55	80	90	55	90	95	95							
25		1	1					x			x	x	o	o
26		2	2					x			x	x	o	o
27		3	3					x			x	x	o	o
28		1	1					x			o	o	x	x
29		2	2					x			o	o	x	x
30		3	3					x			o	o	x	x
10		4/5							x		x	x	o	o
11		6/7							x		x	x	o	o
12		8/9							x		x	x	o	o
4		4/5							x		o	o	x	x
5		6/7							x		o	o	x	x
6		8/9							x		o	o	x	x
13	1	10								x	o	o	x	x
14	2	11								x	o	o	x	x
15	3	12								x	o	o	x	x
16	1	10								x	x	x	o	o
17	2	11								x	x	x	o	o
18	3	12								x	x	x	o	o
19		13					1	x			x	x	o	o
20		14					2	x			x	x	o	o
21		15					3	x			x	x	o	o
22		13					1	x			o	o	x	x
23		14					2	x			o	o	x	x
24		15					3	x			o	o	x	x
25					1	1		x			x	x	o	o
26					2	2		x			x	x	o	o
27					3	3		x			x	x	o	o
28					1	1		x			o	o	x	x
29					2	2		x			o	o	x	x
30					3	3		x			o	o	x	x
7					4	4			x		x	x	o	o
8					5	5			x		x	x	o	o
9					6	6			x		x	x	o	o
4					4	4			x		o	o	x	x
5					5	5			x		o	o	x	x
6					6	6			x		o	o	x	x
13				1	7					x	x	x	o	o
14				2	8					x	x	x	o	o
15				3	9					x	x	x	o	o
16				1	7					x	o	o	x	x
17				2	8					x	o	o	x	x
18				3	9					x	o	o	x	x
19					10		4	x			x	x	o	o
20					11		5	x			x	x	o	o
21					12		6	x			x	x	o	o
22					10		4	x			o	o	x	x
23					11		5	x			o	o	x	x
24					12		6	x			o	o	x	x

Erläuterung

Durchgeführte Versuche (Verschraubung, Schraubenart, Bewegungsart) je Knochenpaar

- | | | | |
|---|------------------------------|-----|---------------|
| 1 | <kursiv> - Knochenpaarnummer | IR | Innenrotation |
| 1 | <gerade> - Schraubennummer | AR | Außenrotation |
| x | erster Bewegungsablauf | Ev | Eversion |
| o | zweiter Bewegungsablauf | Inv | Inversion |

2 Material und Methoden

Es wurden, wie in Tabelle 4 ersichtlich, bei den Hauptversuchen 48 Versuche durchgeführt. Diese 48 Verschraubungen wurden jeweils in zwei Prüfmaschinen getestet.

In jeder Gruppe wurden sechs Knochen mittels der gleichen Arthrodesetechnik miteinander versteift. Dabei wurde ein Schraubenpaar jeweils für zwei Knochenpaare verwendet. Die wieder verwendeten Schrauben zeigten makro- und mikroskopisch sowie im Röntgenbild keinerlei Veränderungen, weswegen die doppelte Nutzung ohne Bedenken in Betracht gezogen wurde. Auch bei der Auswertung der Ergebnisse konnte kein Unterschied zwischen der ersten und zweiten Verwendung der Schrauben festgestellt werden.

Die Knochen wurden zunächst mit Schrauben mit dem Durchmesser 6,5mm versteift. Bei den Hauptversuchen wurden dann je drei Knochenpaare erst in der einen Maschine und dann in der anderen eingespannt, um zu untersuchen, ob die anfängliche Bewegungsrichtung eine Rolle für die Versteifung spielt.

Im Laufe der Versuche zeigte sich, dass dieser Aspekt keinen Einfluss für die Primärstabilität bzw. die Qualität der Arthrodese hat, weswegen bei den anschließenden Kadaverknochenversuchen alle Knochen erst in der einen und dann alle in der anderen Bewegungsebene eingespannt und getestet wurden.

Die 6,5mm Schrauben wurden im Anschluss an die Tests aus den Knochen entfernt und, wie oben beschrieben, in einem weiteren Knochenpaar wieder verwendet. Die Bohrlöcher in den Knochen, in denen sich die 6,5mm Schrauben befanden, wurden mit einem größeren Bohrer aufgebohrt und mit 8mm Schrauben erneut versteift. Dann folgte der gleiche Versuchsablauf wie bei den 6,5mm Schrauben.

Tabelle 5: Durchgeführte Kadaverknochenversuche

Knochen	Iden.Nr.	Geschlecht	Alter	Bone-/ Totalvolumen	Seite	ASNIS-Schrauben		BISS		Schrauben- anordnung		stat. Versuche				Zwick	Instron	
						Ø 6,5 mm	Ø 6,5 mm	Ø 6,5 mm	Ø 6,5 mm	gleich	gekreuzt	IR	AR	Ev	Inv			Kraftwert in N
						Schraubenlänge [mm]												
						55	80	90	95									
K1	6404	m	83	0,2893	Links		1	1		x		x	x	0	0	30	4	5
K2	1174	w	90	0,2159	Links		2	2		x		x	x	0	0	15	3	5
K3	12504	w	80	0,2742	Links		3	3		x		x	x	0	0	15	3	5
K5	11304	w	100	0,1674	Links		5	5		x		x	x	0	0	15	3	5
K6	8704	w	78	0,2165	Links		6/7	-		x		x	x	0	0	10	2	5
K7	3004	m	89	0,1972	Links		8	6		x		x	x	0	0	30	5	5
K8	1284	w	82	32%	Links	1	9				x	x	x	0	0	15	3	5
K9	1144	m	94	21%	Links	2	10				x	x	x	0	0	15	3	5
K10	7704	m	74	26%	Links	3	11				x	x	x	0	0	15	3	5
K11	9204	w	73	24%	Links	4	12				x	x	x	0	0	15	3	5
K12	7604	w	88	9%	Links	5	13				x	x	x	0	0	15	3	5
K13	1405	w	72	30%	Links	6	14				x	x	x	0	0	15	3	5
K14	1314	m	84	30%	Rechts		15		x			x	x	0	0	15	3	5
K15	1274	w	92	13%	Rechts		16		x			x	x	0	0	15	3	5
K16	1304	m	100	22%	Rechts		17		x			x	x	0	0	15	3	5
K17	7404	w	74	16%	Rechts		18		x			x	x	0	0	15	3	5
K18	10304	m	94	29%	Rechts		19		x			x	x	0	0	15	3	5
K19	1204	w	89	30%	Rechts		20		x			x	x	0	0	15	3	5

Erläuterung:

Durchgeführte Versuche (Verschraubung, Schraubenart, Bewegungsart) je Kadaverknochenpaar inkl. Zusätzlicher Informationen zu dem Kadaverknochen

Kx Kadaverknochenpaar Nummer x
Iden.Nr. Identifikationsnummer der Leiche
Geschlecht w (weiblich) oder m /männlich

x erster Bewegungsablauf
o zweiter Bewegungsablauf

Alter Alter der verstorbenen Person
Bone-/TV Prozentualer Anteil des Knochenvolumens am Gesamtvolumen
1...20 Schraubennummer

IR Innenrotation
AR Außenrotation
Ev Eversion
Inv Inversion

2 Material und Methoden

Die Versuche mit den Kadaverknochen wurden im Prinzip genauso durchgeführt wie die Tests mit den Kunstknochen (Tabelle 5). Es wurden allerdings nur drei Arthrodesetechniken getestet, da sich zwei Verschraubungen bei den Kunstknochen als so ähnlich erwiesen, dass diese bei den nachfolgenden Untersuchungen mit den Kadaverknochen zu einer Gruppe zusammengefasst wurden.

Außerdem konnten aufgrund der schlechten Knochenqualität nur Schrauben mit dem Durchmesser 6,5mm verwendet werden, da ein nochmaliges Verwenden mit 8mm Schrauben aufgrund der schlechten Knochenqualität, wie die Vorversuche zeigten, unmöglich war.

Als Besonderheiten sind zu erwähnen, dass jeder Knochen individuell eingebettet werden musste und dass, wie bereits oben geschildert, erst alle Knochen in Rotation getestet wurden und dann in lateraler Biegung untersucht wurden.

Wie in Tabelle 5 zu sehen, wurden also 18 Leichenknochenverbundsysteme untersucht. Der Tabelle 5 ist ähnlich wie der Tabelle 4 zu entnehmen, welcher Knochen mittels welcher Schraubenart und Schraubenlänge in welcher der drei Arthrodesetechniken verschraubt wurde. Zusätzlich sind noch Alter, Geschlecht, Knochenanteil am Knochengesamtvolumen und Seite des verwendeten Fußes aufgeführt. Die Zyklenanzahl wurde auf Grund der reduzierten Knochenqualität zum Teil reduziert und auch die Kraftwerte wurden nach unten korrigiert.

2.3 Erläuterung der Messverfahren

Bei den Messungen wurden immer fünf Zyklen gefahren, wovon aus der letzten der fünf aufgezeichneten Hystereseschleifen (Kraft-/Weg-Diagramm) die Daten für die Auswertung entnommen wurden. Dieses Voranstellen von vier Konditionierungszyklen hatte den Sinn, dass Einflüsse durch Setzungs Vorgänge ausgeschlossen werden konnten. Die Berechnung der resultierenden Primärsteifigkeit der Knochenimplantat-Konstrukte erfolgte aus den linearen Anfangssteigungen.

Zudem wurden mit dem Zebris-System Verschiebungen im Gelenkspalt des unteren Sprunggelenkes dreidimensional aufgezeichnet und ausgewertet.

2.3 Erläuterung der Messverfahren

Die statistische Ergebnisauswertung erfolgte mittels Microsoft-Excel und SPSS Version 14 und 15. Aus den Einzelwerten in den zu vergleichenden Untergruppen wurden das arithmetische Mittel und die Standardabweichungen errechnet. Statistische Signifikanzen ($p < 0,05$) wurden mit dem gepaarten Student t-Test ermittelt. Da aufgrund der vielen Einzelergebnisse nicht bei jeder Graphik bzw. Ergebnisdarstellung auf die Signifikanzen erneut eingegangen werden kann, folgt hier die Darstellung aller errechneten Signifikanzen als Zusammenfassung.

Tabelle 6: Student-T-Test der Sawbone-Versuchsgruppen

Vergleichende Gruppen		S-Pro	S-Sup	S-IR	S-AR	Z-Pro	Z-Sup	Z-IR	Z-AR
6,5 gleich	6,5 gegen	0,5230	0,4791	0,5329	0,4637	0,3239	0,8879	0,3866	0,3018
6,5 gleich	6,5 gekreuzt	0,0000	0,0018	0,0000	0,0000	0,0004	0,0187	0,0002	0,0019
6,5 gleich	6,5 BISS	0,0011	0,0321	0,6307	0,8101	0,0071	0,0142	0,7934	0,0593
6,5 gleich	8 gleich	0,0148	0,0566	0,6633	0,4487	0,0155	0,0910	0,5525	0,2281
6,5 gleich	8 gegen	0,0410	0,1859	0,8011	0,8379	0,0317	0,0393	0,8691	0,5335
6,5 gleich	8 gekreuzt	0,0000	0,0020	0,0000	0,0000	0,0008	0,1021	0,0003	0,0055
6,5 gleich	8 BISS	0,0008	0,0912	0,6394	0,8983	0,0011	0,0069	0,7059	0,0904
6,5 gleich	6,5 gleich kurz	0,1241	0,7252	0,1840	0,1562	0,2850	0,9466	0,2107	0,4139
6,5 gleich	8 gleich kurz	0,0646	0,0740	0,2290	0,1698	0,0130	0,1137	0,0887	0,7084
6,5 gleich	8 gegen kurz	0,0478	0,2292	0,9886	0,5441	0,0653	0,0592	0,9644	0,2565
6,5 gekreuzt	6,5 gegen	0,0000	0,0002	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0000	0,0004
6,5 gekreuzt	6,5 BISS	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0004	0,0001	0,0000	0,0000
6,5 gekreuzt	8 gleich	0,0000	0,0001	0,0000	0,0000	0,0011	0,0117	0,0002	0,0046
6,5 gekreuzt	8 gegen	0,0000	0,0002	0,0000	0,0000	0,0003	0,0001	0,0018	0,0001
6,5 gekreuzt	8 gekreuzt	0,0264	0,2909	0,0168	0,0488	0,1660	0,0659	0,2346	0,3050
6,5 gekreuzt	8 BISS	0,0000	0,0001	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0231	0,0001
6,5 gekreuzt	6,5 gleich kurz	0,0000	0,0003	0,0000	0,0000	0,0000	0,0006	0,0000	0,1347
6,5 gekreuzt	8 gleich kurz	0,0000	0,0009	0,0000	0,0000	0,0001	0,0146	0,0000	0,0000
6,5 gekreuzt	8 gegen kurz	0,0000	0,0025	0,0000	0,0000	0,0063	0,0024	0,0001	0,0026

Erläuterung

Signifikanzen der einzelnen Versuchsgruppen nach Student-T-Test: Signifikant $p < 0,05$ (rot markiert).

<6,5 gleich> Schraubendurchmesser in mm und Verschraubungsart (6,5mm, gleichläufige Verschraubung)

S-Pro	Primärsteifigkeits-Messung Pronation	Z-Pro	Zebris-Messung (Spaltbeweg.) Pronation
S-Sup	Primärsteifigkeits-Messung Supination	Z-Sup	Zebris-Messung (Spaltbeweg.) Supination
S-IR	Primärsteifigkeits-Messung Innenrotation	Z-IR	Zebris-Messung (Spaltbeweg.) Innenrotation
S-AR	Primärsteifigkeits-Messung Aussenrotation	Z-AR	Zebris-Messung (Spaltbeweg.) Außenrotation
gleich	gleichläufige Verschraubung	BISS	Verschraubung mit BISS-Schrauben
gegen	gegenläufige Verschraubung	kurz	kurze Schrauben
gekreuzt	gekreuzte Verschraubung		

3 Darstellung der Ergebnisse

Dieses dritte Kapitel stellt die ermittelten Ergebnisse dar. Es erläutert im Kapitel 3.1 zunächst die Hauptversuche mit den Sawbone Kunstknochen, wobei im Kapitel 3.1.1 und Kapitel 3.1.2 genauer auf die zwei verschiedenen Schraubendurchmesser eingegangen wird. Anschließend werden in Kapitel 3.2 die Kadaverknochenuntersuchungen dargestellt. Hierbei werden im Kapitel 3.2.1 die biomechanischen Aspekte und im Kapitel 3.2.2 die Mikro-CT Ergebnisse genauer erläutert.

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

Wie bereits in den vorherigen Kapiteln beschrieben, wurden die Knochen in zwei Bewegungsebenen getestet. Es fanden um die USG-Achse die Bewegungen Pronation und Supination statt und um die Rotationsachse wurden die Knochen einmal nach innen und einmal nach außen rotiert.

Es wurden immer beide Schraubendurchmesser und alle vier Arthrodesetechniken untersucht (Abbildung 38 bis Abbildung 45). Folglich wurden immer acht Verschraubungen miteinander verglichen. Die Darstellung erfolgt im Folgenden immer erst durch die Graphik der Werte, die durch die Maschinendaten ermittelt wurden. In der dazugehörigen nachfolgenden Abbildung sind dann die Ergebnisse durch das Kontrollmesssystem Zebris aufgezeigt.

3 Darstellung der Ergebnisse

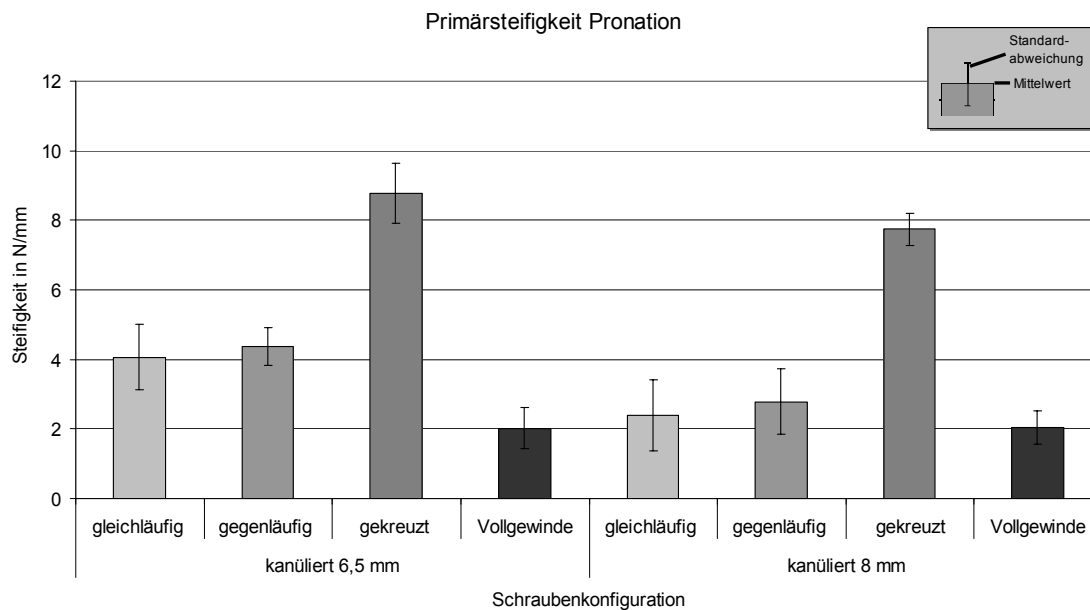


Abbildung 38: Vergleich der Primärsteifigkeiten in Pronation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Für die Pronationsbewegung (Abbildung 38) stellte man fest, dass die gleichläufige und die gegenläufige Verschraubung sehr ähnliche Steifigkeitswerte aufwiesen, dass die gekreuzte Variante einen mehr als doppelt so stabilen Verbund darstellte und dass hingegen die sog. BISS–Arthrodesen nur halb so steif war wie die erste und die zweite Verschraubung und sogar nur ein viertel so steif wie die dritte (gekreuzte) Möglichkeit. Diese war also mehr als viermal stabiler als die BISS–Verschraubung.

Insgesamt ist also für die Bewegung der Pronation zusammenzufassen, dass die gekreuzte Arthrodesen die beste Verschraubungstechnik in beiden Schraubendurchmesserdicken darstellte ($p < 0,05$, Tabelle 6) Die Arthrodesen mit dem Schraubendurchmesser 8,0 mm waren weniger stabil als die mit dem Schraubendurchmesser 6,5 mm, was lediglich bei der BISS–Verschraubung kaum eine Rolle zu spielen schien, aber auch bei der gekreuzten Verschraubungsvariante keine so große Rolle spielte, wie bei den ersten beiden Arthrodesetechniken. Insgesamt stellte die 6,5mm Schraube in der dritten Arthrodesetechnik den stabilsten Verbund für die Sawbone–Kunstknochen bei der Bewegung der Pronation dar ($p < 0,05$, Tabelle 6).

Die Kontrollmessung durch Zebris (Abbildung 39) zeigte, dass die Ergebnisse ein beinahe genaues Spiegelbild der Messungen gegenüber den Daten aus der Zwick- Maschine aufzeigten. Dies sollte, wie bereits oben erklärt, im Idealfall so

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

sein, da die Ergebnisse des Zebrismesssystems die Bewegung der verschiedenen Knochenverbundsysteme wiedergaben.

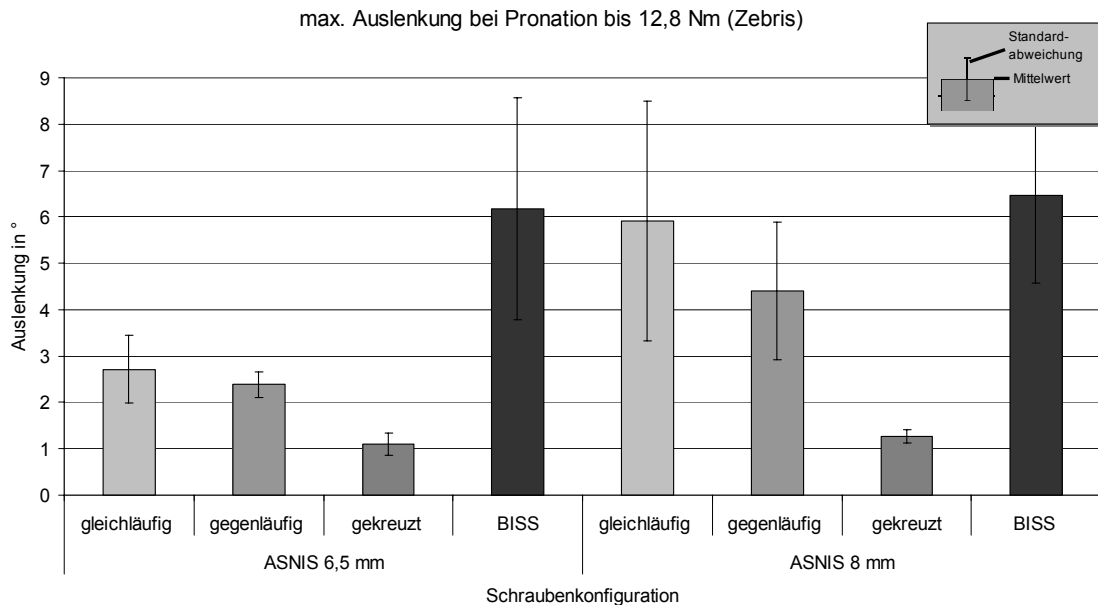


Abbildung 39: Vergleich der Spaltbewegung in Pronation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei den 6,5 mm Schrauben wies die gekreuzte Arthrodesen weniger als halb soviel Bewegung wie die gleichläufige und die gegenläufige Verschraubung auf. Die BISS-Verschraubung zeigte sogar einen sechsfach höheren Bewegungsspielraum als die gekreuzte Variante. Die gleichläufige und die gegenläufige Arthrodesen waren doppelt so fest und zeigten nur ca. halb soviel Bewegung wie die BISS-Variante.

Beim Einsatz der 8,0 mm Zugschrauben fiel auf, dass die gleich- und gegenläufigen Arthrodesen im Vergleich mit den 6,5 mm Schrauben mehr als doppelt soviel Bewegungsspiel hatten und dass die gekreuzte und die BISS-Verschraubung nur geringe Bewegungszunahmen bei der Verwendung von 8,0 mm statt 6,5 mm Schrauben hatten. Ebenso war zu erkennen, dass die Differenz bezüglich der Steifigkeit zwischen der ersten und der zweiten Verschraubung bei Zunahme des Schraubendurchmessers wuchs.

Abschließend ist auch hier festzuhalten, dass die beste Arthrodesenform die gekreuzte Variante in Kombination mit den ASNIS-Schrauben des Durchmessers 6,5 mm darstellte ($p < 0,05$, Tabelle 6).

3 Darstellung der Ergebnisse

Für die Supination stellte die sog. gekreuzte Arthrodesese die beste Art der Verschraubung dar (Abbildung 40) ($p < 0,05$, Tabelle 6). Sie war bei einem Schraubendurchmesser von 6,5 mm ungefähr doppelt so stabil wie die Varianten „gleichläufig“ und „gegenläufig“ und nahezu dreimal so stabil wie die „BISS“ Verschraubungsart.

Im Vergleich mit den ersten beiden Varianten der Versteifung war die BISS-Arthrodesese ca. ein Drittel schwächer als die anderen Verschraubungsarten.

Bei den Schrauben des Durchmessers 8,0 mm war ebenso die dritte Versteifungstechnik die Beste. Weiterhin fiel auf, dass die ersten drei Verschraubungsarten durch die Zunahme des Schraubendurchmessers an Qualität verloren, wohingegen die BISS-Schraube in Kombination mit der 8,0 mm großen ASNIS-Schraube gegenüber der kleineren 6,5 mm Durchmesser Variante nahezu die gleich Stabilität aufwies. Am meisten Stabilitätsverlust durch die Wahl des größeren Schraubendurchmessers wies die gleichläufige Verschraubungsvariante auf.

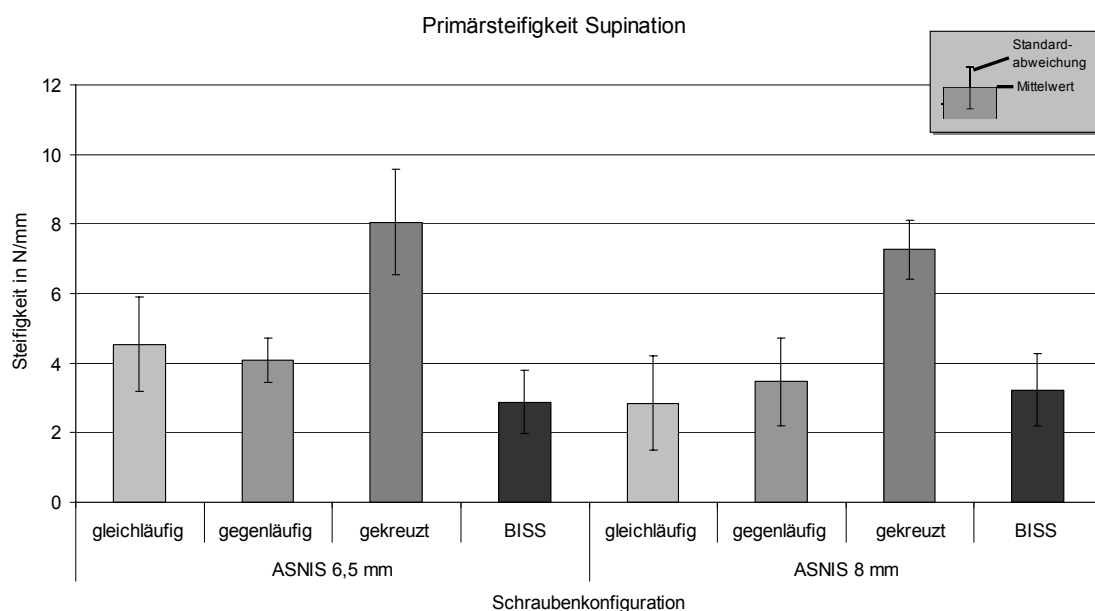


Abbildung 40: Vergleich der Primärsteifigkeiten in Supination für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Auch bei den Bewegungsmessungen (Abbildung 41, Abbildung 40) erwies sich bei der Arthrodesetechnik, bei der die beiden Knochen mittels einer BISS- und einer ASNIS-Schraube versteift worden waren, der Verbund mit der 8,0 mm

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

Schraube als ebenso stabil wie bei der Verschraubung mit der kleineren 6,5 mm großen Schraube. Hier war zu erkennen, dass die Variante mit der dickeren Schraube geringfügig mehr Bewegung im Gelenkspalt hatte. Schlussfolgernd kann man also festhalten, dass für die Bewegung der Supination der Schraubendurchmesser bei der Arthrodesetechnik mittels BISS- und ASNIS-Schraube keine große Rolle spielte.

Ansonsten war bei der Bewegung der Supination eine Verschlechterung bzw. eine Bewegungszunahme im Gelenkverbund für die ersten drei Arthrodeseverfahren durch den größeren Schraubendurchmesser zu verzeichnen (Abbildung 40).

Bei dem Vergleich zwischen Pronations- und Supinationsbewegung war zu bemerken, dass in beiden Bewegungen die gekreuzte Arthrodesese mit den 6,5mm ASNIS-Schrauben den stabilsten Verbund darstellte. Dieser Verbund war mit beiden Schraubendurchmessern in der Pronation geringfügig fester als in der Supination. Die BISS-Verschraubungen zeigten bei der Supination sowohl mit 6,5mm als auch mit 8mm Schrauben eine etwas höhere Primärstabilität als bei der Pronationsbewegung. Die beiden Verschraubungstechniken „gleich“ und „gegenläufig“ zeigten bei der Supination, dass bei der Verwendung von 6,5mm Schrauben die gleichläufige Variante der gegenläufigen überlegen war, wohingegen es bei der Pronation genau umgekehrt verlief. Bei der Verwendung von 8mm Schrauben stellte sich die gegenläufige Arthrodesetechnik in beiden Bewegungen als stabiler heraus.

3 Darstellung der Ergebnisse

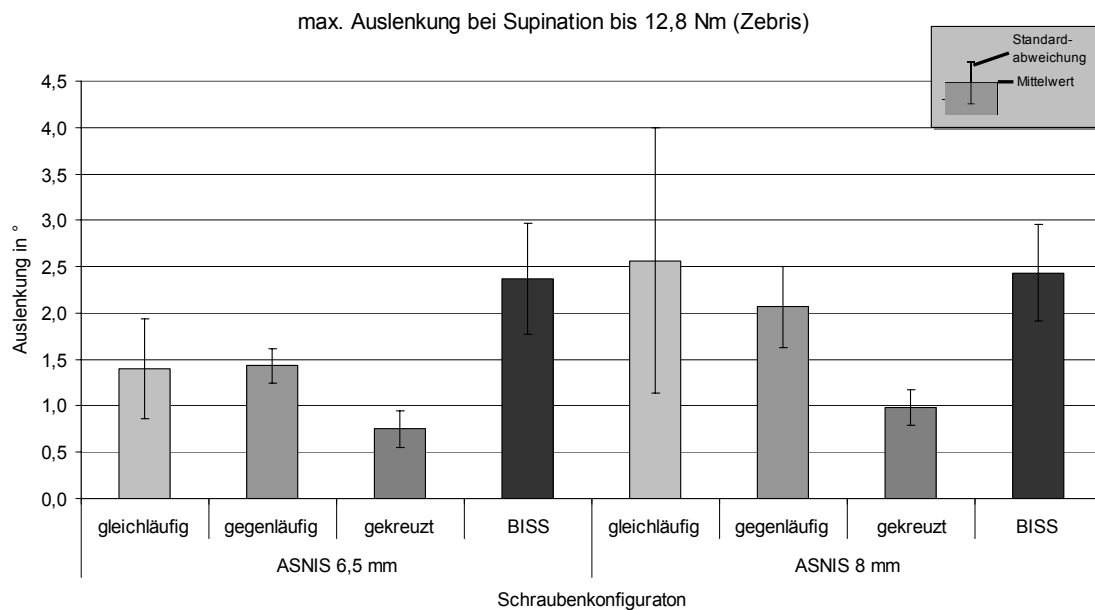


Abbildung 41: Vergleich der Spaltbewegung in Supination für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Die beiden anderen Bewegungen, die im Weiteren untersucht wurden, waren die Innen- und die Außenrotation. Es folgen als erstes die Innenrotationsversuche (Abbildung 42 und Abbildung 43).

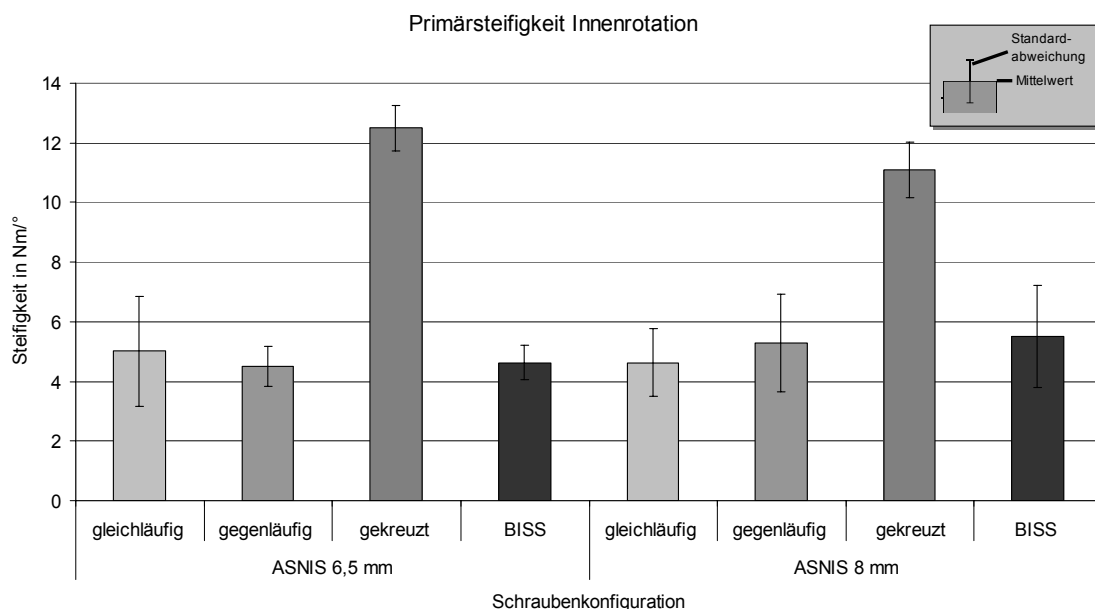


Abbildung 42: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Innenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

Bei der Innenrotation war wie bei den vorangegangenen Bewegungen wieder die gekreuzte Arthrodesse die steifste Verschraubungsart ($p < 0,05$, Tabelle 6) und auch die Arthrodesen mit dem Schraubendurchmesser 6,5 mm erreichten wie bei den anderen Bewegungen die höchste Stabilität ($p < 0,05$, Tabelle 6).

Allerdings war bei dieser Bewegung festzustellen, dass die Form der gekreuzten Arthrodesse zwar weiterhin mit Abstand die beste Art der Verschraubung darstellte, dass aber die anderen drei Versteifungsverfahren in ihrer Qualität sehr nahe beieinander lagen, was bei der Pronation und der Supination nicht der Fall gewesen war (Abbildung 42). So gab es bei der Verschraubung gleichläufig und BISS bei beiden Schraubendurchmessern kaum einen Unterschied und auch die gleichläufige Arthrodesse hob sich nur geringfügig von den Werten der anderen zwei ab. Die gleichläufige Versteifung war bei dem Schraubendurchmesser 6,5 mm etwas stabiler und verlor mit dem Schraubendurchmesser 8,0 mm etwas mehr an Steifigkeit gegenüber den vergleichbaren Verfahren „gegenläufig“ und „BISS“.

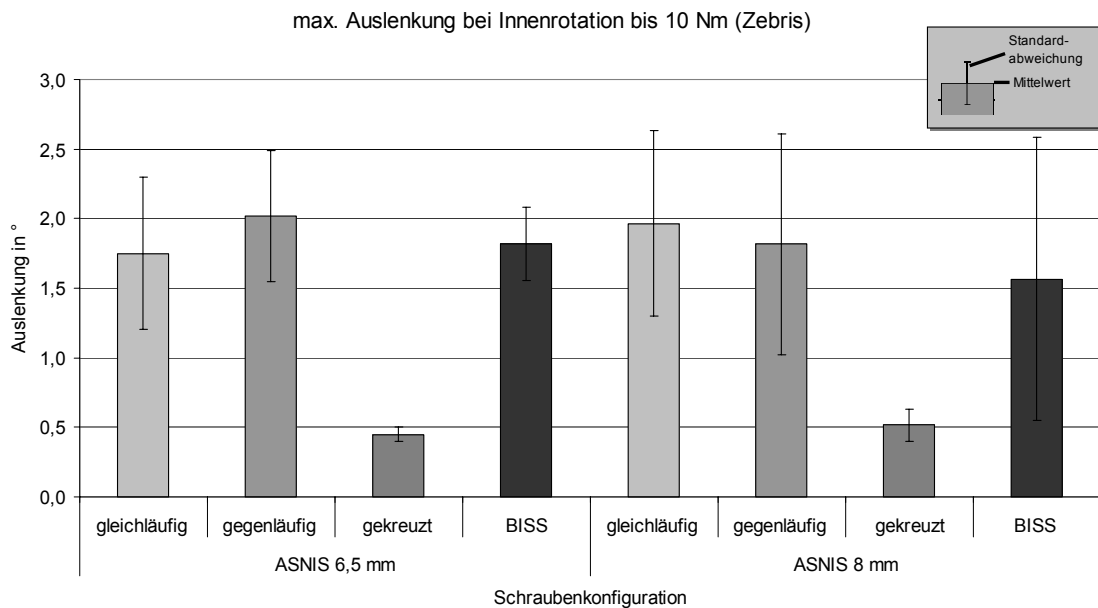


Abbildung 43: Vergleich der Spaltbewegung bei Innenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Aus der Messung der Spaltbewegung (Abbildung 43) war deutlich zu sehen, dass die „gekreuzte Arthrodesse“ einen drei bis viermal so geringen Bewegungsspielraum wie die anderen Verfahren aufwies. Die Methoden „gegenläufig“ und „BISS“ waren mit dem Schraubendurchmesser 6,5mm stabiler und legten weniger Bewegung im Gelenkspalt an den Tag. Die

3 Darstellung der Ergebnisse

„gleichläufige“ Verschraubung war in der Variation mit der 6,5 mm dicken Schraube etwas stabiler als mit der 8,0 mm Schraube (Abbildung 42). Auch hier ist hervorzuheben, dass die gekreuzte Form deutlich die beste Verschraubung darstellte und die anderen in ihrer Qualität sehr eng beieinander lagen und auch der Schraubendurchmesser eine eher untergeordnete Rolle spielte als bei den Bewegungen der Pro- und Supination.

Als vierte Bewegung in der Reihe der durchgeführten Untersuchungen schließt die Außenrotation, als Gegenbewegung zur Innenrotation, um die gleiche Achse an.

Bei der Außenrotation (Abbildung 44) hob sich wie auch bei den anderen drei Bewegungen die so genannte gekreuzte Arthrodesen in beiden Schraubendicken besonders hervor ($p < 0,05$, Tabelle 6), wobei auch bei der Rotation nach außen die Kombination aus der gekreuzten Versteifung und der 6,5 mm ASNIS-Schraube die beste Verbundform darstellte.

Bei der Betrachtung der vier 6,5 mm Verschraubungen war die gleichläufige Variante der gegenläufigen Fixierung, hier etwas stabileren Variante, wieder sehr ähnlich. Auffallend bei dieser Untersuchung war, dass die gleichläufige und die BISS Verschraubung bei den 6,5 mm Schrauben in ihrem Stabilitätsverhalten nahezu gleich waren und dass bei den 8,0 mm Arthrodesen die BISS und die gegenläufig Verschraubung ähnlich waren und hier die BISS-Verschraubung sogar etwas bessere Ergebnisse erzielte als die gleichläufige Arthrodesen.

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

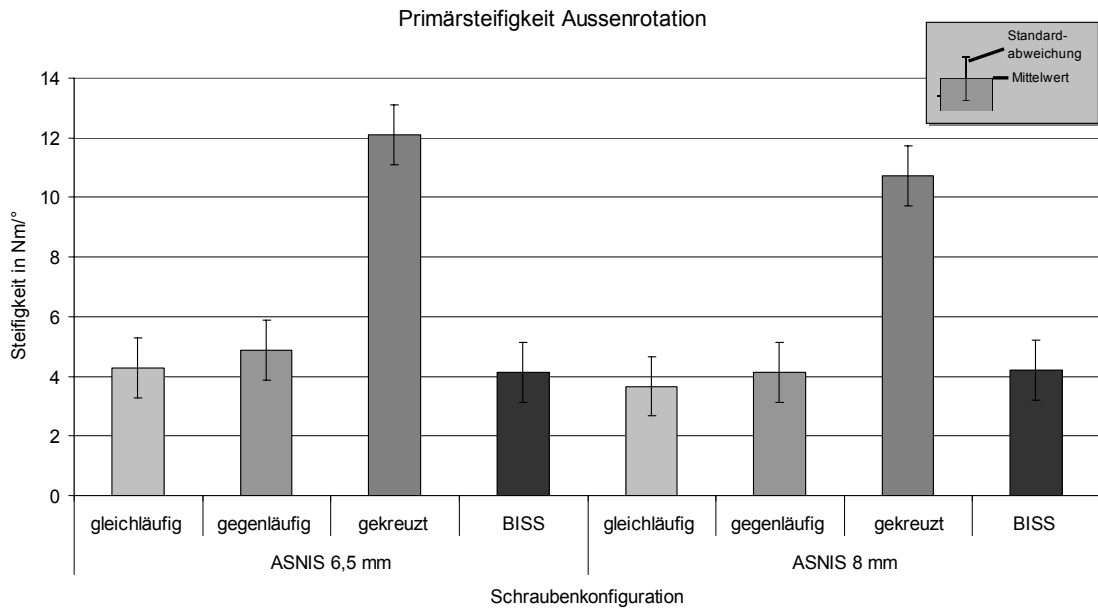


Abbildung 44: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Aussenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Diese Ergebnisse der Zebrismessung spiegeln dieselben Ergebnisse wieder (Abbildung 45).

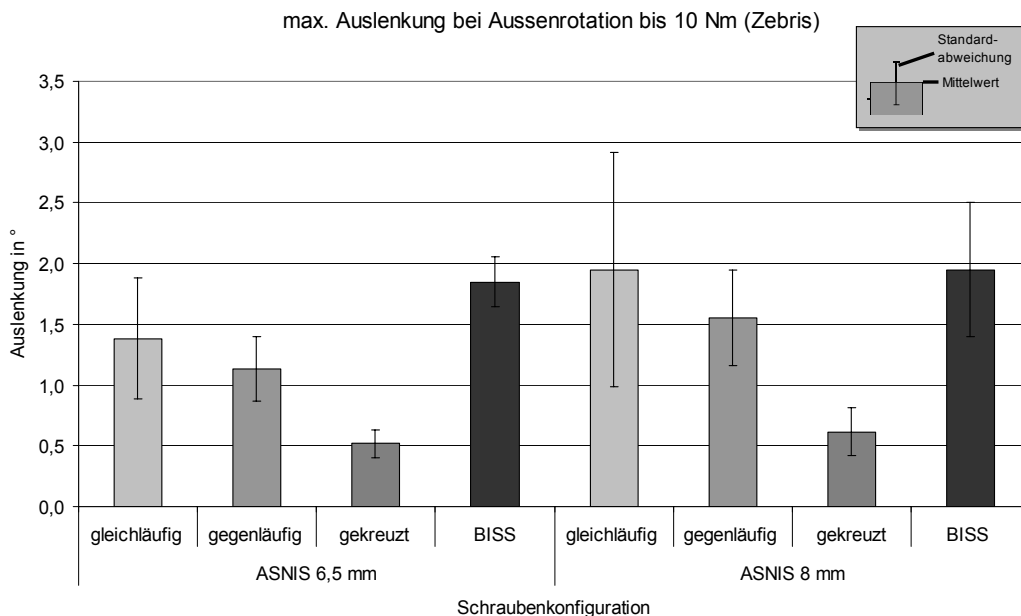


Abbildung 45: Vergleich der Spaltbewegung bei Aussenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

3.1.1 Untersuchung Schraubendurchmesser 6,5mm

In diesem Kapitel werden die Untersuchungen, die mit Schrauben des Durchmessers 6,5 mm an den Kunstknochen durchgeführt wurden, noch einmal ausführlich dargestellt.

Alle Knochen wurden mittels Maschinenmessung und des Zebrismesssystems untersucht (Abbildung 46).

Weiterhin wurde bei allen Kunstknochen noch untersucht, ob es für die Primärstabilität der Arthrodese eine Rolle spielt, ob der Fuß erst rotiert oder supiniert und proniert wird. Um dies herauszufinden, wurden je drei Knochen der Gruppe erst in die eine und dann in die andere Maschine eingespannt und die restlichen drei in genau umgekehrter Reihenfolge.

Man kann an den Werten sehen, dass die Bewegungsreihenfolge keinen Effekt auf die Primärstabilität des Knochenverbundes hatte und dass dies auch bei den dickeren Schrauben (Abbildung 47) keinen Einfluss hatte. Es gilt auch noch einmal festzuhalten, dass die Versuchsgruppe vier (alle Verschraubungen mit BISS-Schraube) bei den Bewegungen Pronation, Supination, Außenrotation die schlechtesten Primärstabilitäten aufwiesen und dass lediglich in der Bewegung der Innenrotation die Verschraubung geringfügig besser gegenüber der gegenläufigen Arthrodesetechnik war ($p < 0,05$, Tabelle 6).

Im Gegensatz dazu stellte die Versuchsgruppe drei mit der gekreuzten Arthrodese in allen vier Bewegungsrichtungen die beste Verbindung dar. Sie setzte sich bei allen Bewegungen mit deutlich besseren Ergebnissen von den anderen drei Verschraubungsverfahren ab und erzielte bis zu sechsfach bessere Steifigkeit gegenüber den anderen Variationen ($p < 0,05$, Tabelle 6). Versuchsgruppe eins und zwei lagen bei allen Bewegungen sehr nahe zusammen.

Zusammenfassend für die Gruppe der Verschraubungen mit Material des Durchmessers 6,5 mm ist festzuhalten, dass sich die gekreuzte Arthrodese in allen vier Bewegungsrichtungen als der stabilste Verbund von den anderen drei Versteifungsverfahren deutlich abhob ($p < 0,05$, Tabelle 6), die gegenläufige und die gleichläufige Arthrodese ein sehr ähnliches Verhalten bezüglich der getesteten Primärstabilität aufwiesen und als die gebräuchlichsten Techniken die mittlere Qualitätsgruppe darstellten, wohingegen die so genannte BISS- bzw. Magnetodynschraube die schlechtesten Ergebnisse erzielte und ihr

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

Einsatz gegenüber den anderen Schrauben in diesem Operationsgebiet aus biomechanischer Sicht als schlechter geeignet einzustufen ist.

Versuchsgruppe 1 - Gleichläufig - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
25_gleichläufig_6,5	10,55	11,75	4,68	4,81	2,00	1,10	1,60	1,00
26_gleichläufig_6,5	9,17	10,08	5,00	4,45	2,90	1,10	1,70	1,50
27_gleichläufig_6,5	8,48	9,48	4,30	2,82	2,80	1,20	2,10	1,80
28_gleichläufig_6,5	6,40	6,55	3,96	3,65	3,60	2,40	1,90	1,90
29_gleichläufig_6,5	7,67	7,95	3,56	3,07	3,30	1,60	2,40	1,50
30_gleichläufig_6,5	12,35	15,28	8,63	6,96	1,70	1,00	0,80	0,60
Mittelwert	9,10	10,18	5,02	4,29	2,72	1,40	1,75	1,38
Standardabweichung	2,12	3,07	1,84	1,52	0,74	0,53	0,55	0,50

Versuchsgruppe 2 - Gegenläufig - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
10_gegenläufig_6,5	9,83	8,25	4,42	4,44	2,10	1,50	2,20	1,10
11_gegenläufig_6,5	9,16	7,75	5,40	5,85	2,60	1,60	2,20	1,00
12_gegenläufig_6,5	8,95	10,50	3,73	3,88	2,30	1,20	2,70	1,00
04_gegenläufig_6,5	10,71	8,40	5,15	6,27	2,40	1,50	1,30	0,80
05_gegenläufig_6,5	11,61	11,40	3,83	5,19	2,10	1,20	1,90	1,40
06_gegenläufig_6,5	8,32	8,68	4,50	3,60	2,80	1,60	1,80	1,50
Mittelwert	9,76	9,16	4,51	4,87	2,38	1,43	2,02	1,13
Standardabweichung	1,22	1,44	0,68	1,08	0,28	0,19	0,47	0,27

Versuchsgruppe 3 - Gekreuzt - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
13_gekreuzt_6,5	18,16	14,62	12,65	12,81	1,20	1,00	0,50	0,50
14_gekreuzt_6,5	22,06	19,44	11,63	12,80	0,80	0,80	0,40	0,60
15_gekreuzt_6,5	18,94	15,47	12,33	10,96	1,30	0,80	0,40	0,50
16_gekreuzt_6,5	22,10	24,05	13,84	11,88	0,80	0,40	0,50	0,30
17_gekreuzt_6,5	18,93	17,98	12,65	12,17	1,20	0,70	0,40	0,60
18_gekreuzt_6,5	17,75	16,70	11,95	11,97	1,30	0,80	0,50	0,60
Mittelwert	19,66	18,04	12,51	12,10	1,10	0,75	0,45	0,52
Standardabweichung	1,93	3,41	0,77	0,69	0,24	0,20	0,05	0,12

Versuchsgruppe 4 - BISS - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
19_BISS_6,5	4,62	8,54	4,93	4,24	5,80	2,10	1,60	1,90
20_BISS_6,5	2,50	3,73	3,94	3,59	10,70	3,40	2,00	2,20
21_BISS_6,5	5,13	5,45	4,75	4,36	4,80	2,50	1,90	1,60
22_BISS_6,5	6,51	7,67	5,27	4,58	3,70	1,60	1,40	1,70
23_BISS_6,5	4,35	8,40	4,99	3,91	6,00	2,20	1,90	1,80
24_BISS_6,5	4,06	4,90	3,91	4,14	6,00	2,40	2,10	1,90
Mittelwert	4,53	6,45	4,63	4,14	6,17	2,37	1,82	1,85
Standardabweichung	1,32	2,02	0,57	0,35	2,40	0,60	0,26	0,21

Erläuterung:

Jeder Kasten stellt die Ergebnisse der Untersuchungen (jeweils Maschinen- und Zebrismessung) einer Versuchsgruppe (je 6 Sawbone-Knochen, eine Arthrodesetechnik, Schraubendurchmesser 6,5mm) anhand des Mittelwerts und der Standardabweichung dar.

25_gleichläufig_6,5: Knochen Nr. 25, gleichläufige Verschraubung, Schraubendurchmesser 6,5mm

Pro (Pronation) und Sup (Supination): Primärsteifigkeit der Schraubenverbindung in N/mm

IR (Innenrotation) und AR (Außenrotation): Primärsteifigkeit der Schraubenverbindung in Nm/°

Zebris °: Auslenkung (Spaltbewegung) in Grad gemessen mit Zebris-Messsystem

Abbildung 46: Überblick der Ergebnisse der Untersuchung der Sawbone - Knochen mit Schraubendurchmesser 6,5 mm (vier Versuchsgruppen, je n=6 Einzelmessungen)

3.1.2 Untersuchung Schraubendurchmesser 8,0mm

Im Kapitel 3.1.2 werden nun im Anschluss an die Schrauben mit dem Durchmesser 6,5 mm, die im vorherigen Kapitel besprochen wurden, die vier Arthrodesetechniken mit den Schrauben der Dicke 8,0 mm dargestellt.

Bei den vier Untersuchungsgruppen kristallisierte sich die gekreuzte Arthrodesese wieder signifikant ($p < 0,05$, Tabelle 6) als die Gruppe mit der höchsten Primärstabilität heraus. Sie wies wieder in allen vier Bewegungsrichtungen die besten Ergebnisse sowohl in den Maschinenmessdaten als auch die geringste Beweglichkeit durch die Zebrismessung mittel Ultraschall direkt am Gelenkspalt auf (Abbildung 47, Abbildung 46). Insgesamt waren die Verschraubungen mittels 8,0 mm Schrauben aber weniger stabil als die Verbundsysteme mit den dünneren 6,5 mm Schrauben. Diese Tatsache traf auch auf die Verschraubungen gleichläufig und gegenläufig zu. Für beide zuletzt genannten Gruppen war wieder festzustellen, dass sie ein nahezu gleiches Verhalten bei den Messungen aufzeigten, wie es auch bei den Verschraubungen mittels der 6,5 mm Schrauben der Fall war.

Bei den BISS-Schrauben in Kombination mit der 8,0 mm ASNIS-Schrauben war allerdings festzustellen, dass diese Verbundkombination gegenüber den Verschraubungen von BISS und 6,5 mm ASNIS-Schraube diesen ebenbürtig und in vielen Fällen sogar die dicke der dünnen Verschraubung in ihrer Primärstabilität überlegen war. Bei der Pronationsbewegung erzielten die Arthrodesen mit der 6,5 mm und der 8,0 mm ASNIS-Schraube in der Maschinenmessung genau das gleiche Ergebnis und in der Kontrollmessung stellte sich die Kombination mit der 8,0 mm Schraube sogar geringfügig besser dar. Bei der Supination erzielten die 8,0mm Verschraubungen (Abbildung 47) sogar in der Maschinenmessung (Kontrollmessung unerheblich schlechter) höhere Primärstabilitäten als die 6,5mm Arthrodesen (Abbildung 46) beschriebenen Verschraubungen. Die Rotationsbewegungen stellten sich wie folgt dar: Bei der Innenrotation und bei der Außenrotation waren die Verbundsysteme mit den dickeren 8,0 mm ASNIS-Schrauben etwas stabiler als mit den dünneren 6,5 mm Schrauben. Dieser Effekt wird im Kapitel vier noch genauer erläutert.

Zusammenfassend ist für die Gruppen, bei denen die 8,0 mm ASNIS-Schrauben verwendet wurden, festzuhalten, dass die gekreuzte Arthrodesese, wie auch bei den 6,5 mm Schrauben, den stabilsten Verbund darstellte ($p < 0,05$,

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

Tabelle 6). Die BISS–Arthrodese mit 8,0 mm Schrauben war der entsprechenden 6,5 mm Variante insgesamt überlegen und diese Art der Versteifung war bei der Kombination mit den dickeren 8,0 mm Schrauben mit der gleichläufigen und der gegenläufigen Arthrodese durchaus vergleichbar. Diese drei Verfahren glichen sich in ihrer Qualität der Primärstabilität nahezu. Hierbei war allerdings zu bemerken, dass alle Schrauben bei diesen Versuchen mit dem gleichen Drehmoment von fünf Newtonmetern angezogen wurden. Später wurde bei Anschlussversuchen noch herausgefunden, wie wichtig es ist, die dickeren Schrauben auch mit einem höheren Drehmoment anzuziehen. Es ist also fraglich, ob die gleichläufigen und die gegenläufigen Varianten mit der BISS – Verschraubung so vergleichbar sind, da man nach dem jetzt erworbenen Wissen die dickeren Schrauben auch mit einem höheren Drehmoment anziehen würde und somit den unter Kapitel 3.1.3 untersuchten Effekt des höheren Anzugsdrehmoment miteinbeziehen müsste. Setzt man daraus folgernd ein höheres Drehmoment bei den 8,0 mm Schrauben ein, so sieht man, dass die BISS – Verschraubungen der gleich- und der gegenläufigen Verschraubung wieder unterlegen ist. Auf den Effekt des höheren Anzugsdrehmoments wird im nachfolgenden Kapitel noch genauer eingegangen.

3 Darstellung der Ergebnisse

Versuchsgruppe 5 - Gleichläufig - 8,0mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
25 gleichläufig 8,0	8,98	11,25	6,11	5,31	2,80	1,10	1,30	0,90
26 gleichläufig 8,0	7,17	8,60	4,74	4,33	3,70	1,60	1,60	1,60
27 gleichläufig 8,0	5,32	5,68	3,77	3,79	4,40	1,50	1,80	1,40
28 gleichläufig 8,0	3,75	3,54	4,06	2,06	8,20	4,20	2,90	3,60
29 gleichläufig 8,0	3,79	3,41	3,26	2,39	7,50	4,40	2,70	2,50
30 gleichläufig 8,0	3,15	5,79	5,81	4,11	8,90	2,60	1,50	1,70
Mittelwert	5,36	6,38	4,63	3,67	5,92	2,57	1,97	1,95
Standardabweichung	2,29	3,05	1,14	1,23	2,59	1,43	0,67	0,96

Versuchsgruppe 6 - Gegenläufig - 8,0mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
07 gegenläufig 8,0	5,03	5,82	5,56	5,00	5,00	2,20	1,60	1,00
08 gegenläufig 8,0	5,51	10,78	7,74	4,47	4,20	1,70	1,20	1,40
09 gegenläufig 8,0	3,68	4,66	2,75	2,42	6,90	2,60	3,40	2,10
04 gegenläufig 8,0	6,14	5,95	4,89	4,60	4,20	2,30	1,70	1,40
05 gegenläufig 8,0	7,37	7,97	4,80	3,91	3,60	2,20	1,60	1,90
06 gegenläufig 8,0	9,75	11,44	5,95	4,45	2,50	1,40	1,40	1,50
Mittelwert	6,25	7,77	5,28	4,14	4,40	2,07	1,82	1,55
Standardabweichung	2,11	2,81	1,63	0,91	1,48	0,44	0,80	0,39

Versuchsgruppe 7 - Gekreuzt - 8,0mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
13 gekreuzt 8,0	17,91	16,88	11,66	10,19	1,30	0,80	0,40	0,80
14 gekreuzt 8,0	16,76	17,93	11,73	9,69	1,40	0,90	0,50	0,50
15 gekreuzt 8,0	17,25	14,90	10,57	11,57	1,40	1,10	0,40	0,70
16 gekreuzt 8,0	18,73	18,13	9,63	9,19	1,10	1,00	0,60	0,80
17 gekreuzt 8,0	17,61	13,22	10,84	10,88	1,10	1,30	0,50	0,60
18 gekreuzt 8,0	15,77	16,55	12,16	12,83	1,30	0,80	0,70	0,30
Mittelwert	17,34	16,27	11,10	10,73	1,27	0,98	0,52	0,62
Standardabweichung	1,01	1,89	0,93	1,33	0,14	0,19	0,12	0,19

Versuchsgruppe 8 - BISS - 8,0mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
19 BISS 8,0	4,00	8,81	6,60	4,30	6,90	1,80	0,90	2,30
20 BISS 8,0	2,99	8,81	5,27	4,62	8,40	3,00	1,20	1,90
21 BISS 8,0	4,66	4,77	3,09	2,68	8,80	2,90	3,30	2,50
22 BISS 8,0	6,19	5,58	3,92	4,12	4,00	2,50	2,30	1,70
23 BISS 8,0	5,03	10,28	7,07	4,17	5,10	1,80	0,70	2,30
24 BISS 8,0	4,50	5,18	7,16	5,31	5,60	2,60	1,00	1,00
Mittelwert	4,56	7,24	5,52	4,20	6,47	2,43	1,57	1,95
Standardabweichung	1,06	2,34	1,72	0,86	1,90	0,52	1,02	0,55

Erläuterung:

Jeder Kasten stellt die Ergebnisse der Untersuchungen (jeweils Maschinen- und Zebrismessung) einer Versuchsgruppe (je 6 Sawbone-Knochen, eine Arthrodesetechnik, Schraubendurchmesser 8,0mm) anhand des Mittelwerts und der Standardabweichung dar.

25 *gleichläufig 8,0*: Knochen Nr. 25, gleichläufige Verschraubung, Schraubendurchmesser 8,0mm

Pro (Pronation) und *Sup* (Supination): Primärsteifigkeit der Schraubenverbindung in N/mm

IR (Innenrotation) und *AR* (Außenrotation): Primärsteifigkeit der Schraubenverbindung in Nm/°

Zebris °: Auslenkung (Spaltbewegung) in Grad gemessen mit Zebris-Messsystem

Abbildung 47: Überblick der Ergebnisse der Untersuchung der Sawbone - Knochen mit Schraubendurchmesser 8,0 mm (vier Versuchsgruppen, je n=6 Einzelmessungen)

3.1.3 Sonstige Untersuchungen

Wie bereits im vorherigen Kapitel 3.1.2 bei der Untersuchung mit dem Schraubendurchmesser 8,0 mm angesprochen, wurde die initiale Hypothese, dass dickere Schraubendurchmesser auch für mehr Stabilität sorgen, widerlegt. Der Ursache dafür wird im nachfolgenden Kapitel nachgegangen.

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

Ebenso ergab sich bei den Vorversuchen, bei der Auswahl der Osteosynthesematerialien noch folgende zusätzliche Frage: Welche Rolle spielt es, wenn man eine zu kurze Schraube als Implantat für die Arthrodesese verwendet und sich noch ein Teil des Gewindes im Gelenkspalt befindet? Bei den Vorversuchen wurden nämlich zum Teil oben angesprochene zu kurze Schrauben verwendet und getestet. Dies ist der zweite Aspekt, der in diesem Kapitel erörtert wird.

3.1.3.1 Untersuchung des Schraubendurchmessers 8,0 mm und Anzugsdrehmoment 10 Nm

Als weitere Untersuchungsgruppe sind die bereits in Kapitel 3.1.2 angesprochenen Versuche aufzuführen, bei denen in den Verschraubungen mit den 8,0 mm Schrauben ein höheres Drehmoment von 10 Newtonmeter eingesetzt wurde.

Bei den nachfolgenden aufgeführten Versuchen war deutlich zu erkennen, dass die Schrauben mit dem Durchmesser 8,0mm bei unterschiedlich starkem Anzugsdrehmoment sehr abweichende Ergebnisse erzielten

Bei der Innenrotation (Abbildung 48) war für die Arthrodesetechniken gleichläufig und gekreuzt eine deutliche Stabilitätszunahmen (gleichläufig $2,12\text{Nm}/^\circ$, entspricht 46%; gekreuzt $1,48\text{Nm}/^\circ$, entspricht 13%) bei einem Drehmoment von 10Nm im Vergleich zu 5Nm zu verzeichnen, wohingegen die BISS-Variation sogar geringfügig an Stabilität verlor ($-0,51\text{Nm}/^\circ$, entspricht -9,2%).

Bei der Außenrotation (Abbildung 49) zeigte sich wie bei der Innenrotation (Abbildung 48) ebenso eine Stabilitätszunahme für die gleichläufige ($3,26\text{Nm}/^\circ$, entspricht 89%) und die gekreuzte ($2,75\text{Nm}/^\circ$, entspricht 25,6%) Arthrodesese, wohingegen der Effekt bei der BISS-Verschraubung ($0,25\text{Nm}/^\circ$, entspricht 4,5%) wieder eine untergeordnete Rolle spielte.

3 Darstellung der Ergebnisse

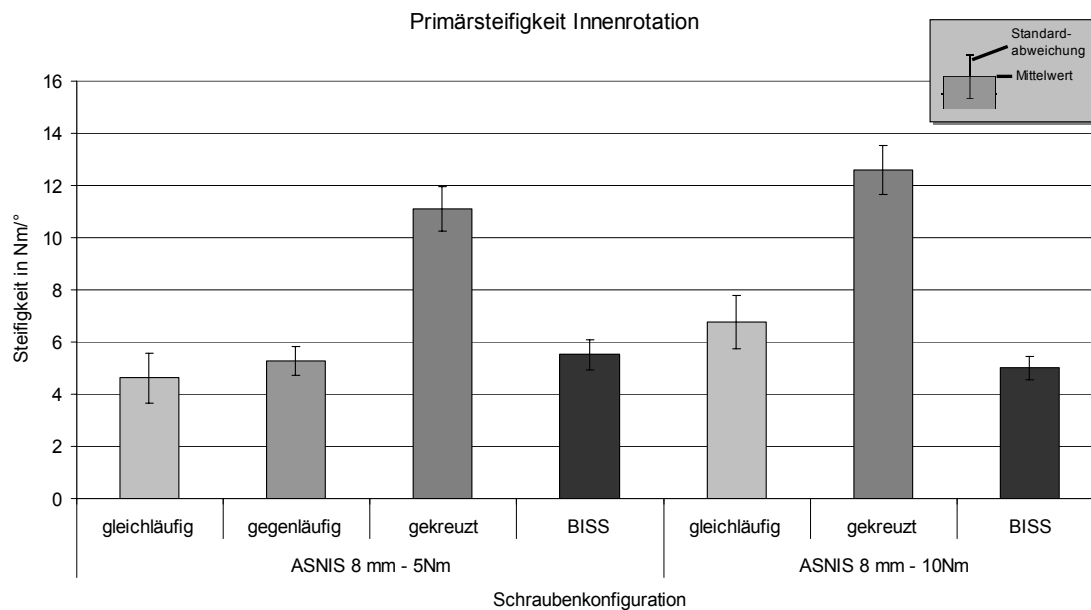


Abbildung 48: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Innenrotation für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

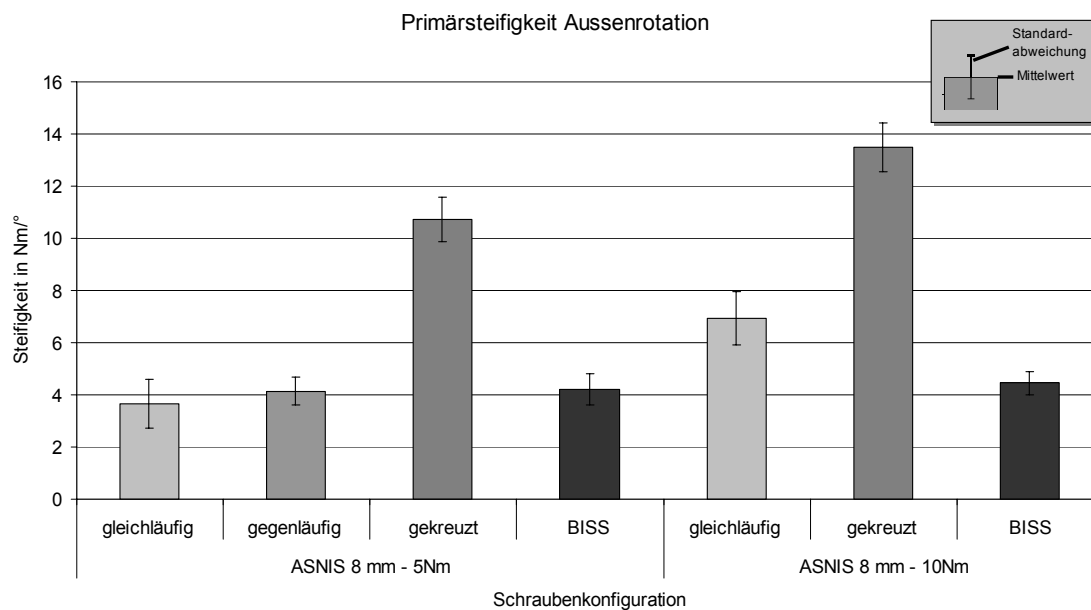


Abbildung 49: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Aussenrotation für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei der Pronation (Abbildung 50) war zu sehen, dass alle drei Arthrodesetechniken, die miteinander verglichen wurden, durch ein höheres Drehmoment von 10Nm einen deutlichen Stabilitätsgewinn verzeichnen konnten. Die gleichläufige um 3,89N/mm (entspricht 162,7%), die gekreuzte um

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

1,37N/mm (entspricht 17,8%) und auch die BISS-Verschraubung erreichte eine Zunahme von 1,29N/mm (entspricht 63,3%).

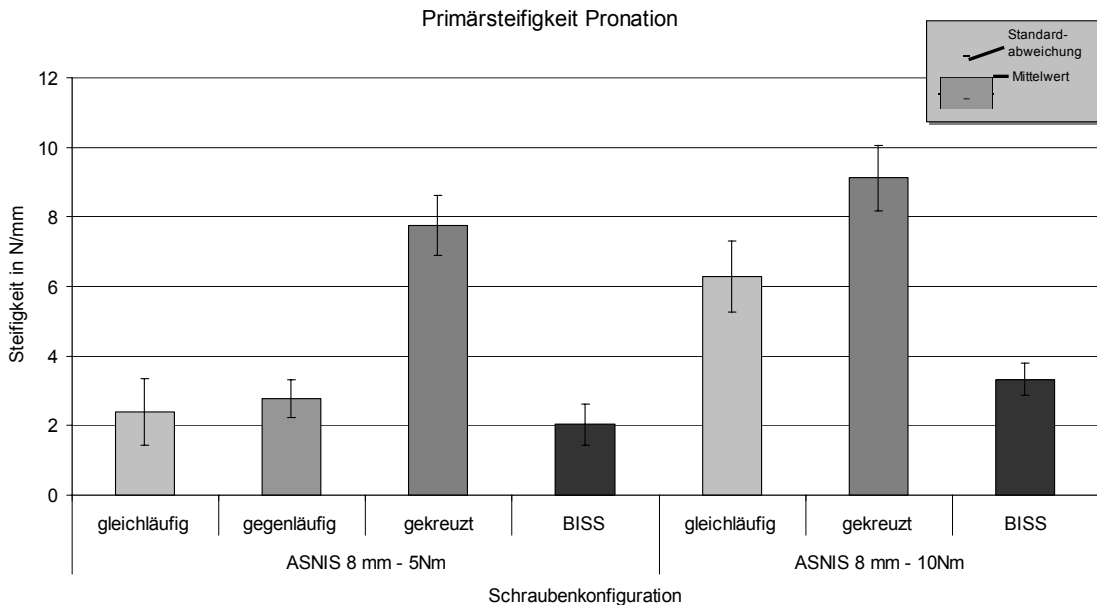


Abbildung 50: Vergleich der Primärsteifigkeiten in Pronation für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei der Supination (Abbildung 51) war ebenso wie bei der gegenläufigen Pronationsbewegung eine Wirkung des Anzugsdrehmoments bei allen Verschraubungsarten abzulesen.

Die gleichläufige Arthrodesen verbesserte sich um 3,34 Nm/° (entspricht 119%), die gekreuzte Verschraubung um 1,64 N/mm (entspricht 22,6%) und die BISS-Fixierung um 0,52 N/mm (entspricht 16%).

Man kann für diese Vergleichsreihe abschließend zusammenfassen, dass die Arthrodesen bis auf die BISS-Verschraubung bei Innen- und Aussenrotation durch ein höheres Anzugsdrehmoment an Stabilität gewonnen haben.

Für die Bewegungen der lateralen Biegung in Form von Pro- und Supination waren sehr deutliche Unterschiede bei allen Arthrodesetechniken zu erkennen, wohingegen bei den Rotationsbewegungen nur zwei der drei Verschraubungsarten einen positiven Effekt durch das stärkere Anzugsdrehmoment aufwiesen.

Die Gründe für diesen Effekt sind im Kapitel 4.3 noch genau erklärt, weswegen an dieser Stelle auf eine Erörterung verzichtet wird.

3 Darstellung der Ergebnisse

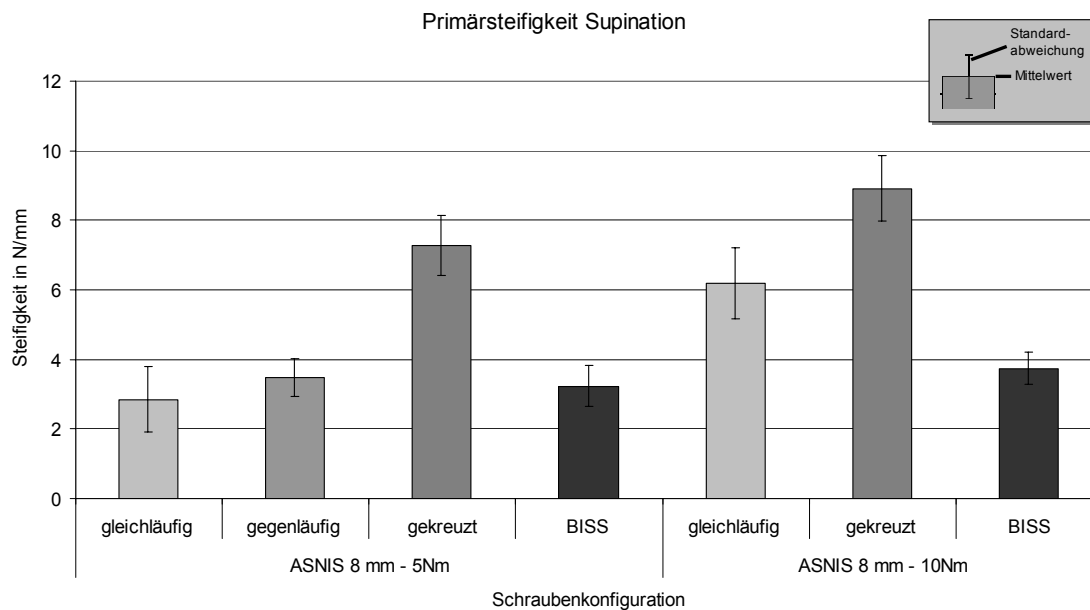


Abbildung 51: Vergleich der Primärsteifigkeiten in Supination für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

3.1.3.2 Untersuchung des Schraubendurchmessers 6,5 mm mit zu langem Gewinde bzw. zu kurzer Gesamtschraubenlänge

Wie bereits eingangs erwähnt, fand vor den Hauptversuchen eine Anzahl von Vorversuchen statt, bei denen verschiedene Attribute hinsichtlich des Materials etc. untersucht wurden. Ein Aspekt, der dabei auffiel, war die Tatsache, dass manche Schrauben, die zur Versteifung verwendet worden waren, ein zu langes Gewinde hatten oder die Schraubenlänge insgesamt zu kurz gewählt wurde, so dass Gewindeteilbereiche in beiden Knochen und im Gelenkspalt im Röntgenbild zu erkennen waren. Da es aber der Sinn einer Zugschraube ist, die beiden Teile bzw. Knochen möglichst gut zueinander zu ziehen und dies optimaler Weise dann stattfindet, wenn sich das Gewinde komplett in einen Teil bzw. in einem Knochen befindet und somit beide Teile fest aneinander komprimiert werden können, zeigt der nachfolgende Abschnitt, welchen Einfluss ein „falsch“ sitzendes Gewinde wirklich hat.

Es werden die Bewegung der Aussenrotation (Abbildung 52) stellvertretend für die Rotationsbewegungen und zum anderen die Supination (Abbildung 53) als Beispiel für die Biegebewegungen dargestellt.

3.1 Ergebnisse der Sawbone-Knochen Untersuchung

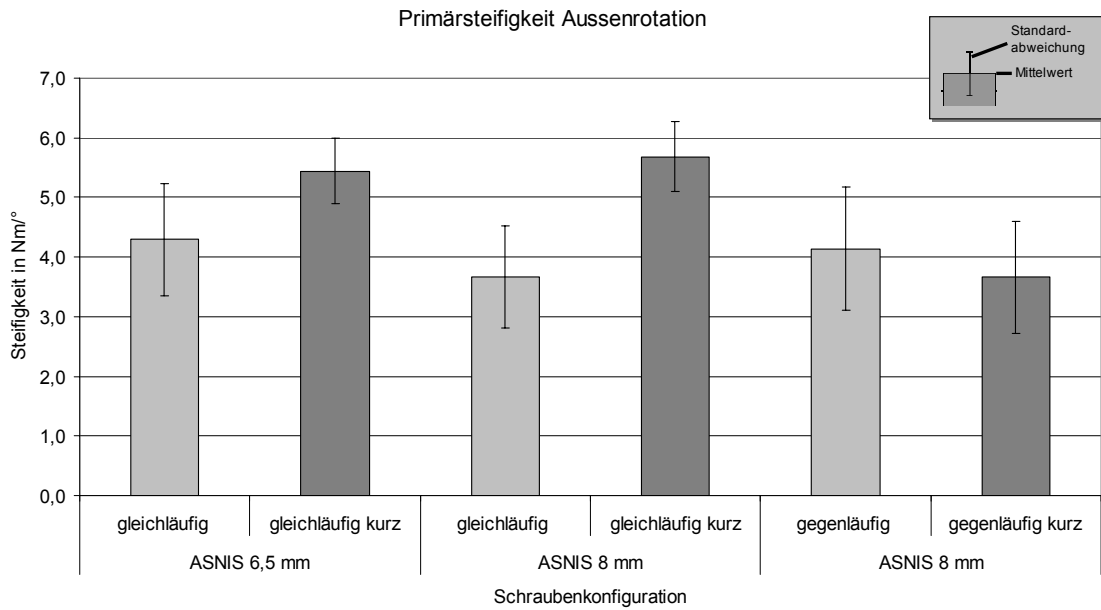


Abbildung 52: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Aussenrotation für 6,5mm und 8,0mm, richtig bemessen mit zu kurzen Zugschrauben (5Nm Anzugsdrehmoment). Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Verglichen wurden ASNIS-Schrauben mit 6,5mm Durchmesser in gleichläufiger Verschraubung und ASNIS-Schrauben mit 8mm Durchmesser in gleich- und gegenläufiger Arthrodesetechnik mit normalem und zu kurzem Gewinde (Abbildung 52).

Es stellte sich heraus, dass sowohl bei den 6,5mm Durchmesserschrauben als auch bei den dickeren 8mm Schrauben bei der gleichläufigen Versteifungstechnik die Schrauben mit den Gewinden in beiden Knochen sogar bessere Ergebnisse erzielten als die Schrauben, bei denen der Gewindeteil der Schraube nur in einem Knochen verankert war und damit die Schraube eigentlich richtig bemessen worden war.

Bei der gegenläufigen Fixation allerdings erzielten die kurzen Schrauben mit Gewindeanteil in beiden Knochen und Gelenkspalt ein schlechteres Ergebnis.

Diese Tatsachen werden in Kapitel 4.2.3.2 Einfluss der Gewindelänge noch genauer erörtert.

Es sei aber an dieser Stelle noch erwähnt, dass diese Ergebnisse nur an wenigen Knochen ausprobiert bzw. verglichen wurden, weswegen die Ergebnisse keine signifikante Aussagekraft haben und hier die Möglichkeit gegeben ist, weitere Untersuchungen durchzuführen.

3 Darstellung der Ergebnisse

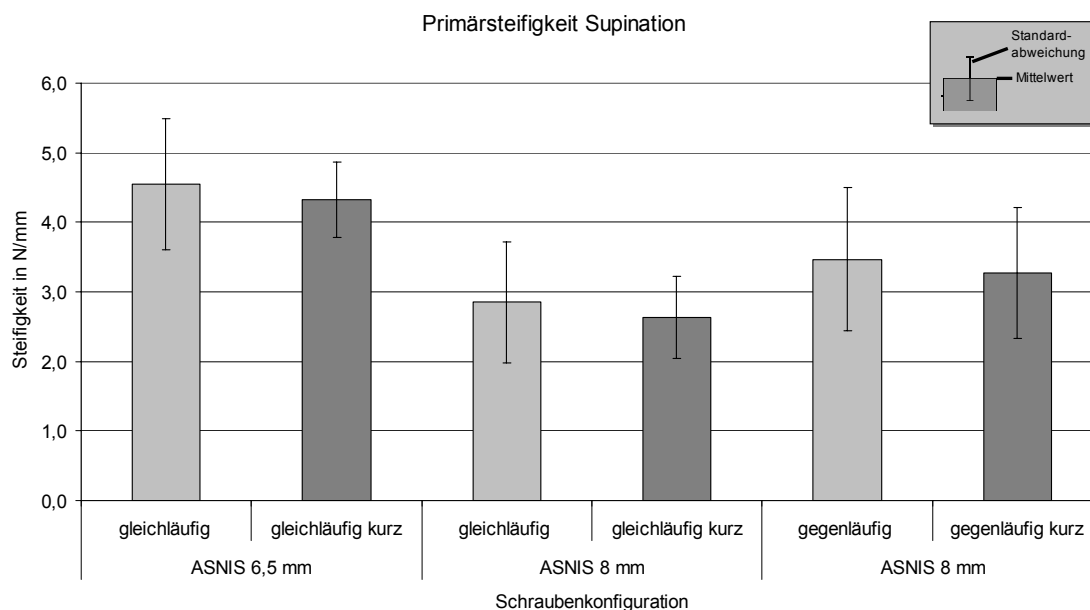


Abbildung 53: Vergleich der Primärsteifigkeiten in Supination für 6,5mm und 8,0mm, richtig bemessen mit zu kurzen Zugschrauben (5Nm Anzugsdrehmoment). Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei der Supination (Abbildung 53) war zu erkennen, dass bei allen drei Variationen die miteinander verglichen wurden, die Arthrodesen, bei denen sich das Gewinde in nur einem Knochen befunden hatte und somit der Zug- bzw. Kompressionseffekt optimal zum Tragen kommen konnte, bessere Steifigkeitswerte erreichten, als diejenigen, bei denen sich die Gewindelänge über den gesamten Verbund erstreckte.

3.2 Ergebnisse der Kadaverknochen Untersuchung

Im Anschluss an die Versuche mit den Kunstknochen wurden weitere Versuche mit Kadaverknochen angeschlossen, um die Materialien auch in humanen Knochen zu untersuchen.

Bei den Hauptversuchen mit den Kunstknochen stellte sich wie oben beschrieben heraus, dass zwei der Verschraubungsverfahren so ähnliche Ergebnisse erzielten und sich in der Auswertung keine nennenswerten Unterschiede zwischen der gleichläufigen und der gegenläufigen Arthrodesetechnik ergab. Dieser Aspekt bezüglich der Gleichheit und ihre Gründe dafür wurde in den entsprechenden Kapiteln bereits erörtert, weswegen an dieser Stelle auf eine erneute Wiederholung verzichtet wird. Dadurch, dass

3.2 Ergebnisse der Kadaverknochen Untersuchung

sich nur ein geringer Unterschied erkennen ließ, wurden diese zwei Techniken bei den Versuchen mit den Leichenknochen zusammengefasst und als eine Gruppe untersucht. Das untere Sprunggelenk wurde nur gleichläufig verschraubt und getestet. Die übrigen beiden Arthrodesetechniken, die gekreuzte Arthrodesese und die BISS-Verschraubung, wurden wie bei den Kunstknochen als jeweils eigene Versuchsgruppe beibehalten.

3.2.1 Biomechanische Auswertung

Versuchsgruppe 1 - Gleichläufig - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
K01_gleichläufig_6,5	1,98	2,79	1,66	3,62	5,90	6,20	4,10	1,50
K02_gleichläufig_6,5	0,66	0,81	0,83	1,47	8,70	18,20	5,90	3,60
K03_gleichläufig_6,5	0,43	1,36	1,81	1,43	14,80	4,30	2,90	3,00
K05_gleichläufig_6,5	0,64	0,95	1,81	1,89	16,20	9,10	7,10	2,40
K06_gleichläufig_6,5	0,42	0,57	1,53	1,42	20,40	9,20	8,10	2,40
K07_gleichläufig_6,5	1,55	1,80	2,31	2,69	10,00	4,80	2,30	2,20
Mittelwert	0,95	1,38	1,66	2,09	12,67	8,63	5,07	2,52
Standardabweichung	0,66	0,82	0,48	0,90	5,39	5,13	2,34	0,72

Versuchsgruppe 2 - Gekreuzt - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
K08_gekreuzt_6,5	3,76	7,17	5,96	5,16	0,70	0,30	0,80	0,30
K09_gekreuzt_6,5	2,35	3,02	2,86	2,29	3,00	3,50	3,10	2,60
K10_gekreuzt_6,5	29,40	30,03	4,76	5,61	0,20	0,30	0,30	0,40
K11_gekreuzt_6,5	1,45	2,11	2,49	2,71	6,10	2,50	3,10	2,60
K12_gekreuzt_6,5	7,25	11,39	1,89	1,89	0,20	0,40	8,80	2,80
K13_gekreuzt_6,5	4,58	6,44	6,49	3,79	0,70	0,20	0,90	1,20
Mittelwert	8,13	10,03	4,08	3,58	1,82	1,20	2,83	1,65
Standardabweichung	10,61	10,34	1,93	1,55	2,34	1,43	3,16	1,16

Versuchsgruppe 3 - BISS - 6,5mm								
	Pro	Sup	IR	AR	Pro	Sup	IR	AR
	N/mm	N/mm	Nm/°	Nm/°	Zebris °	Zebris °	Zebris °	Zebris °
K14_BISS_6,5	1,54	1,34	2,26	1,64	3,00	0,80	2,10	4,40
K15_BISS_6,5	0,61	0,53	1,80	2,05	2,40	9,70	2,70	5,20
K16_BISS_6,5	0,97	0,44	1,08	1,10	5,40	10,70	5,40	5,30
K17_BISS_6,5	0,93	0,50	0,88	0,91	6,60	8,70	6,00	5,20
K18_BISS_6,5	1,16	0,84	1,93	1,34	4,80	4,90	2,90	4,10
K19_BISS_6,5	0,83	1,25	1,70	1,56	3,30	0,70	2,90	5,60
Mittelwert	1,01	0,82	1,61	1,43	4,25	5,92	3,67	4,97
Standardabweichung	0,32	0,40	0,53	0,41	1,61	4,46	1,61	0,58

Erläuterung:

Jeder Kasten stellt die Ergebnisse der Untersuchungen (jeweils Maschinen- und Zebrismessung) einer Versuchsgruppe (je 6 Kadaverknochen, eine Arthrodesetechnik, Schraubendurchmesser 6,5mm) anhand des Mittelwerts und der Standardabweichung dar.

K01_gleichläufig_6,5: Kadaverknochen Nr. 01, gleichläufige Verschraubung, Schraubendurchmesser 6,5mm

Pro (Pronation) und Sup (Supination): Primärsteifigkeit der Schraubenverbindung in N/mm

IR (Innenrotation) und AR (Außenrotation): Primärsteifigkeit der Schraubenverbindung in Nm/°

Zebris °: Auslenkung (Spaltbewegung) in Grad gemessen mit Zebris-Messsystem

Abbildung 54: Überblick der Ergebnisse der Kadaverknochen mit dem Schraubendurchmesser 6,5 mm

Bei der Auswertung der Ergebnisse der humanen Leichenknochen (Abbildung 54) wurde festgestellt, dass sich die Kadaverknochen entsprechend der Kunstknochen verhalten. Hervorzuheben ist hierbei allerdings, dass sich die so genannte gekreuzte Arthrodesese gegenüber den anderen Versteifungsarten mit

3 Darstellung der Ergebnisse

noch deutlich größerem Abstand hinsichtlich der Stabilität abhob ($p < 0,05$, Tabelle 6). Der Unterschied zwischen Kunst- und Kadaverknochen lag (Abbildung 55 bis Abbildung 62) darin, dass die Kadaverknochen im Ganzen wesentlich niedrigere Primärstabilitäten erzielten. Die Ergebnisse für die jeweilige Arthrodesetechnik waren aber bei den Kunst- und den Leichenknochen ähnlich, wobei sich durch die angesprochene schlechtere Knochenqualität die gemessenen Werte in ihrem Verhältnis noch deutlicher herauskristallisierten. Die genauen Ergebnisse der einzelnen Bewegungen werden im Laufe dieses Kapitel noch genauer betrachtet.

Es zeigte sich hier, dass bei der Pronationsbewegung (Abbildung 55, Abbildung 56) die Arthrodesetechnik mit den zwei gleichläufigen ASNIS-Schrauben (0,42 N/mm) und die Kombination mit der BISS-Schraube (0,45 N/mm) sich kaum unterschieden und die BISS-Kombination sogar geringfügig höhere Werte erzielte. Die gekreuzte Arthrodesese war hingegen bei den Kadaverknochen um mehr als das Achtfache steifer (3,63 N/mm) gegenüber den beiden zu vergleichenden Arthrodesen, wobei dieses Verfahren bei den Kunstknochen gegenüber der Biss-Schraube nur 4,45 mal so gute Primärstabilitätswerte erzielte und im Vergleich mit den andere beiden Verfahren nur ca. doppelt so gute Ergebnisse aufwies.

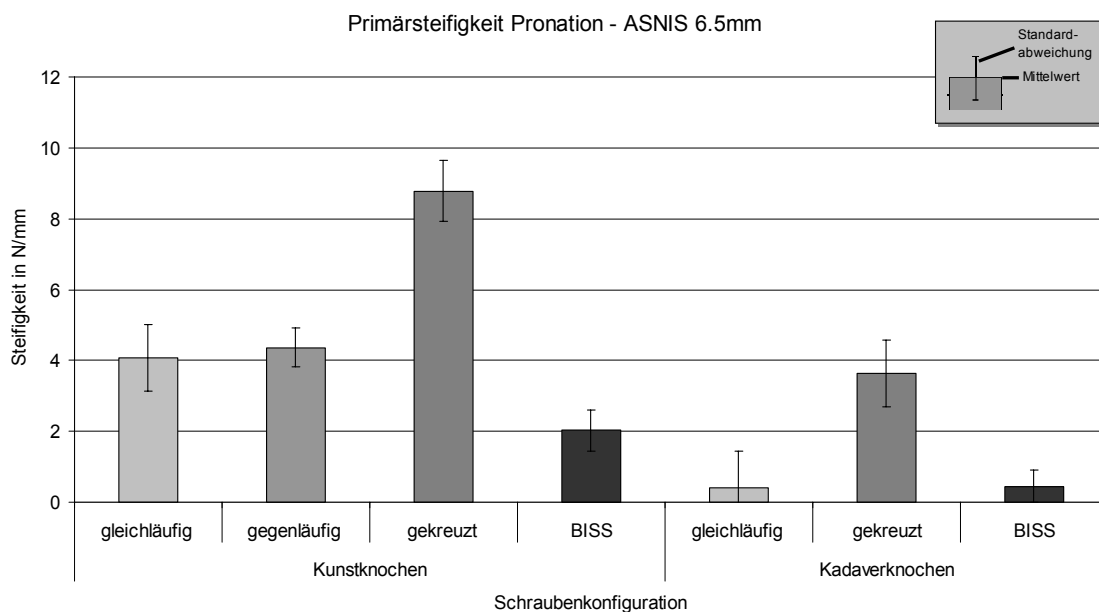


Abbildung 55: Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen in Pronation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

3.2 Ergebnisse der Kadaverknochen Untersuchung

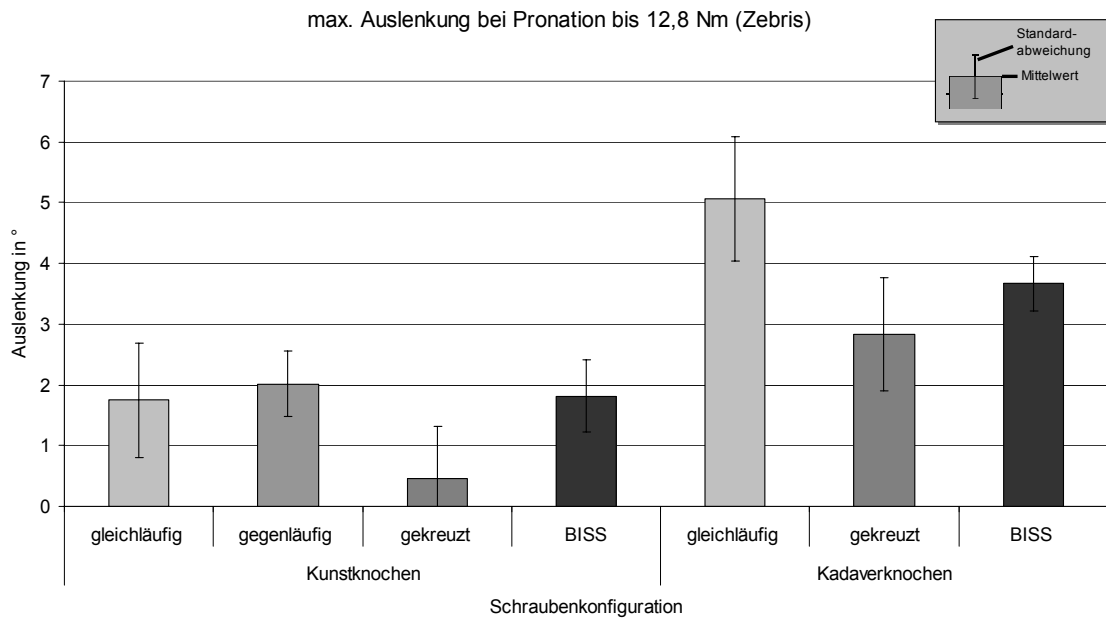


Abbildung 56: Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen in Pronation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei der Supination (Abbildung 57, Abbildung 58) stellte sich heraus, dass die gleichläufige Fixation gegenüber der BISS-Kombination nahezu doppelt so gute Werte erreichen konnte (gegenläufig 0,62Nm/°, BISS 0,36Nm/°), die gekreuzte Variante mit 4,48Nm/° sich deutlich abhob und gegenüber der gleichläufigen Verschraubung ca. siebenfach bessere Werte erzielte und bei der BISS-Arthrodeose sogar eine zwölffache Verbesserung vorlag.

Bei den Kunstknochen hingegen lag ein Verhältnis von „gleichläufig“ (4,55 Nm/°), „gekreuzt“ (8,06 Nm/°) und „BISS“ (2,88 Nm/°) von 1,8 : 1 : 2,8 vor, d.h. die gekreuzte Arthrodeose war gegenüber der gleichläufigen knapp doppelt so stabil und gegenüber der Biss-Verschraubung fast dreimal so gut fixiert.

3 Darstellung der Ergebnisse

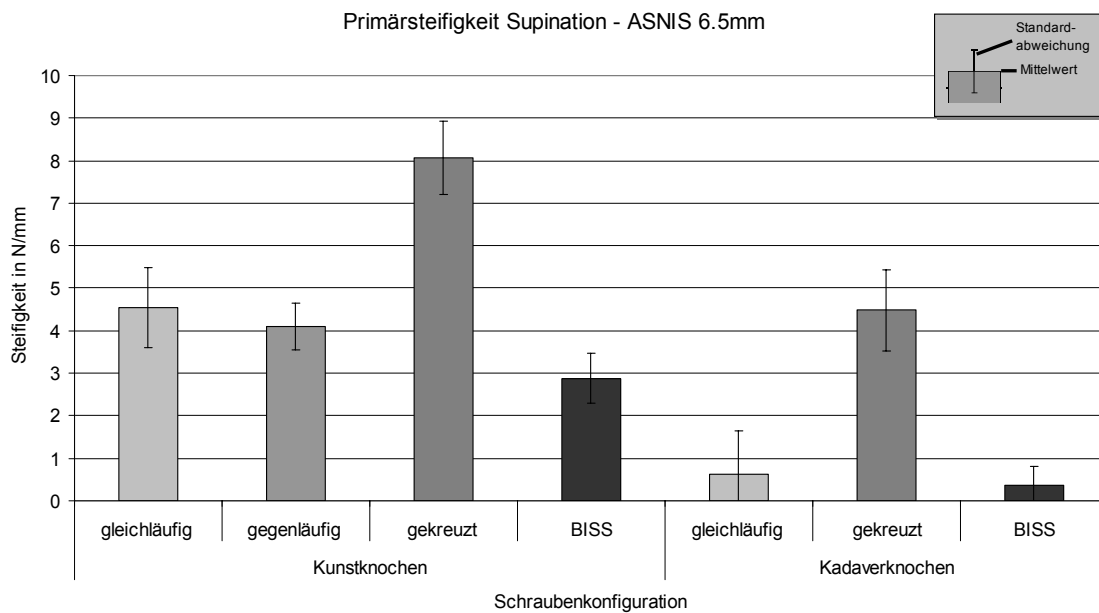


Abbildung 57: Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen in Supination für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

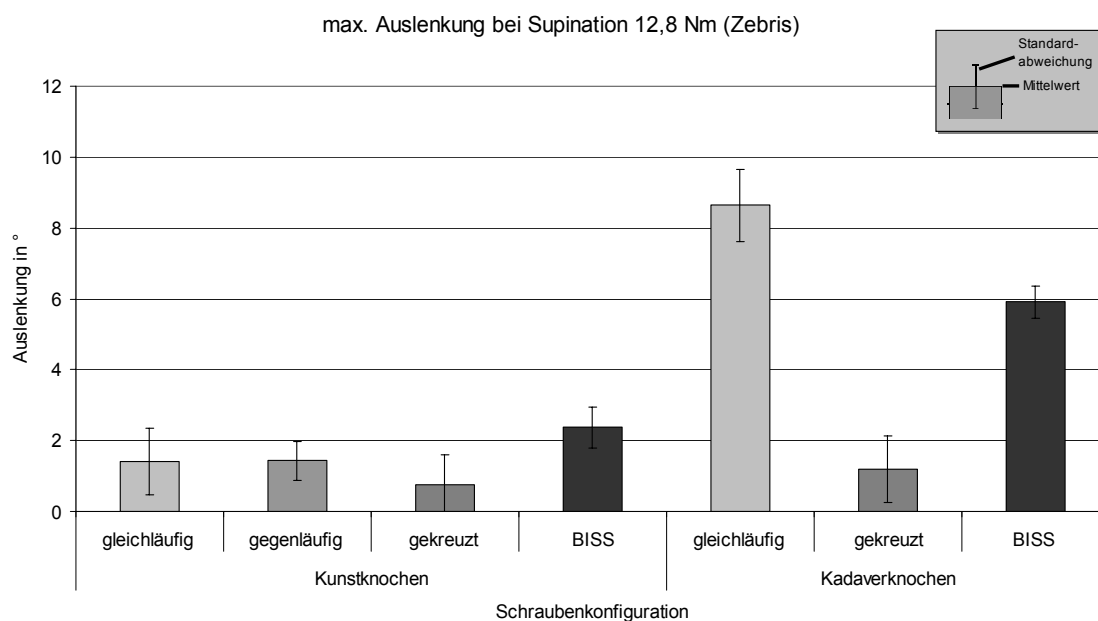


Abbildung 58: Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen in Supination für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei der Innenrotation (Abbildung 59, Abbildung 60) verhielten sich die gleichläufige (1,66Nm/°) und die BISS-Arthrodesen (1,61Nm/°) nahezu gleich

3.2 Ergebnisse der Kadaverknochen Untersuchung

und die gekreuzte Arthrodesen ($4,08\text{Nm}/^\circ$) zeigte sich ca. 2,5-mal so stabil wie die beiden anderen Schraubenkonfigurationen.

Hierbei ist festzuhalten, dass zwar, wie bei allen Versuchen mit den Kadaverknochen, die Primärsteifigkeitswerte insgesamt niedriger waren, aber sich bei der Innenrotationsbewegung das Verhältnis nahezu gleich verhielt wie bei den Kunstknochen.

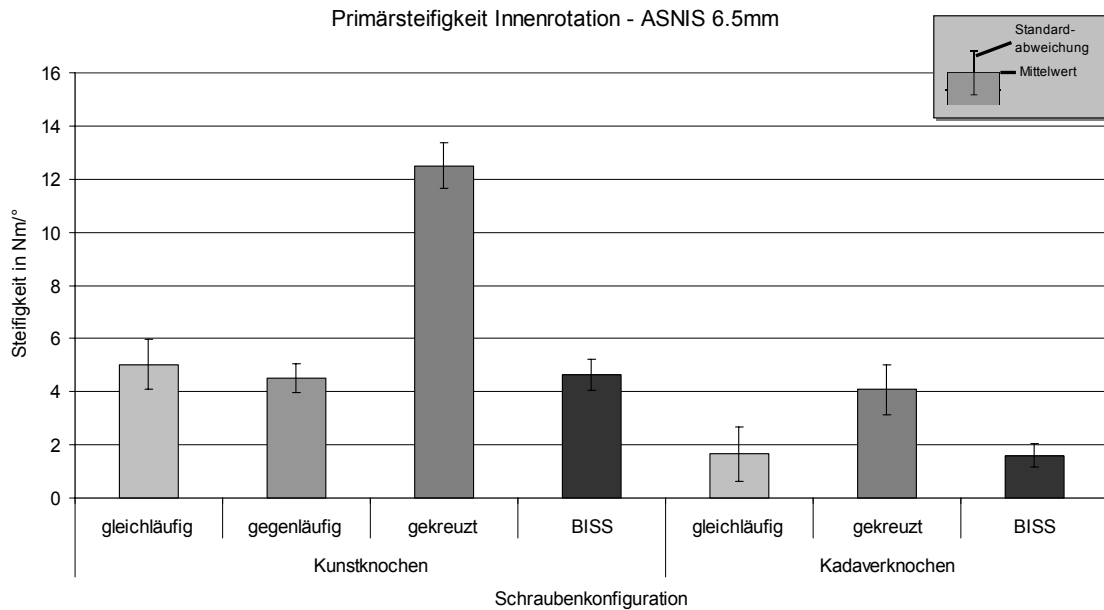


Abbildung 59: Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen bei Innenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

3 Darstellung der Ergebnisse

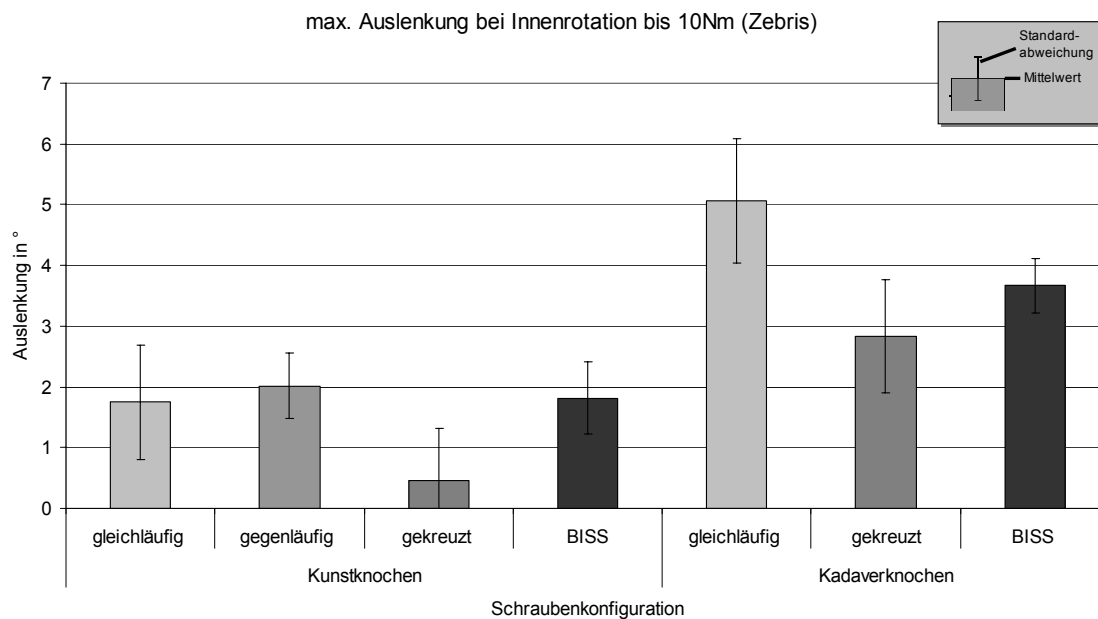


Abbildung 60: Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen bei Innenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

Bei der Aussenrotation (Abbildung 61, Abbildung 62) ergab sich bei den Messungen, dass die gekreuzte Arthrothese mit 3,58Nm/°, die gleichläufige mit 2,09 Nm/° und die BISS Verschraubung mit Werten von 1,43Nm/° abschneiden konnten. Die gekreuzte Schraubenkonfiguration war also um das 1,7-fache besser als die gleichläufige Verschraubung und hob sich um das 2,5-fache von der BISS-Arthrothese ab. Bei den Kunstknochen lagen die Werte im Verhältnis gekreuzt (12,1Nm/°) zu gleichläufig (4,29Nm/°) zu BISS (4,14Nm/°) von 1 : 2,8 : 2,9 vor, die gekreuzte Arthrothese war folglich 2,8 mal stabiler als die gleichläufige und 2,9 mal besser als die BISS-Verschraubung.

Es ist also insgesamt für die Rotationsbewegungen festzuhalten, dass sie weniger Unterschiede zwischen Kadaver- und Kunstknochen aufwiesen als bei den Bewegungen Pro- und Supination.

Man sah bei den Kadaverknochen deutlich, dass die gekreuzte Arthrothese die höchste Primärstabilität bzw. die geringste Bewegung im Gelenkspalt aufzeigte. Die gleichläufige Verschraubung erwies sich als der Knochen-Implantat-Verbund mit der „mittleren“ Steifigkeit, worauf die BISS-Verschraubung als instabilste Arthrodesetechnik dieser Versuchseinheit abschloss.

3.2 Ergebnisse der Kadaverknochen Untersuchung

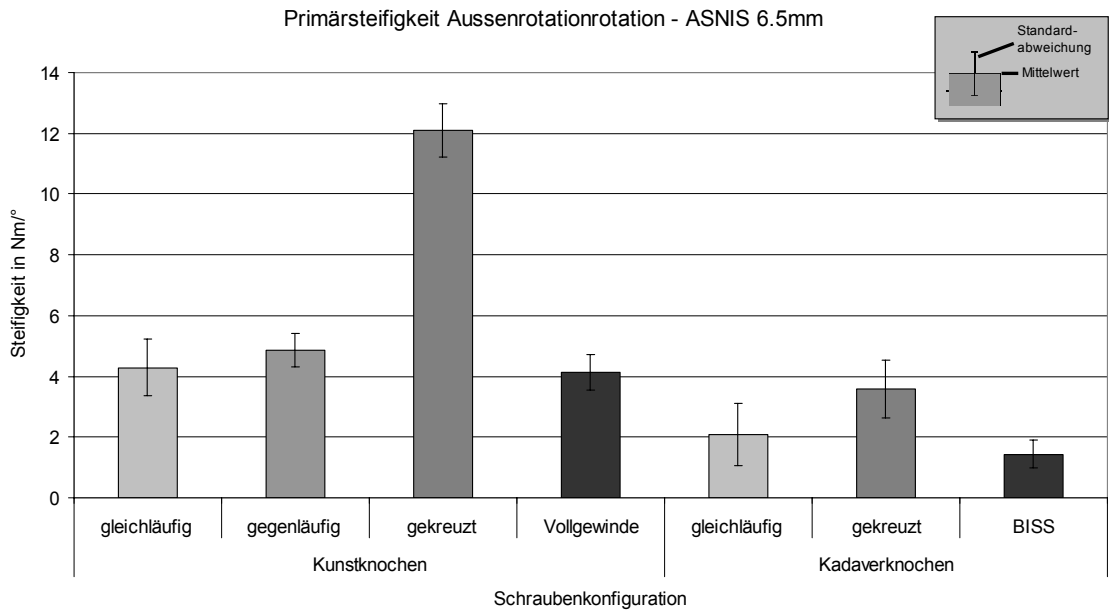


Abbildung 61: Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen bei Aussenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

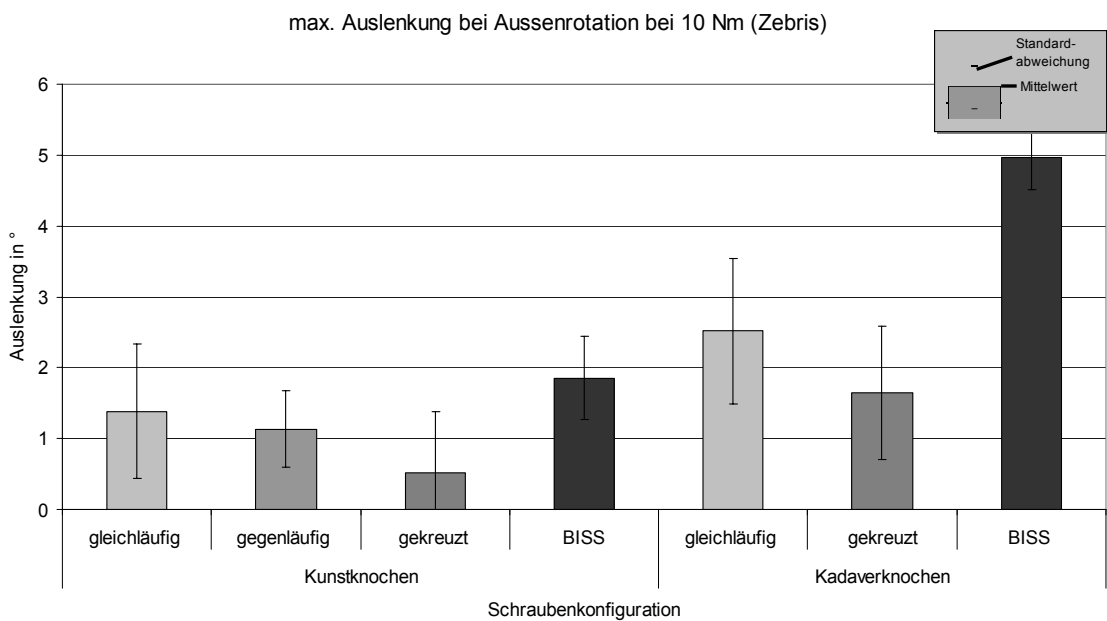


Abbildung 62: Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen bei Aussenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen

3.2.2 Mikro-CT-Auswertung

Wie bereits im Kapitel 2.2.3 beschrieben wurden die Kadaverknochen im Anschluss an die Messungen hinsichtlich ihrer Knochenqualität in einem Mikro-CT untersucht (Abbildung 10). Man sieht anhand der Zahlen (Abbildung 10), dass eine sehr breite Streuung bei der Knochenqualität vorlag. Es gab einige Knochen, deren noch vorhandener Knochenanteil am Gesamtvolumen des Knochens relativ hoch war und dagegen andere Kadaverknochen, bei denen nur noch ein sehr geringer Anteil an Knochen vorhanden war. Durch diese Tatsache reduzierte sich die Aussagekraft für die Güte der jeweiligen Arthrodesetechnik bei den Kadaverknochen. Daher sind die Untersuchungen an den Leichenknochen auch nur als Ergänzung zu betrachten. Sie stellen aufgrund der breiten Materialstreuung eine eher zusätzliche Untersuchung bzw. Validierung für die jeweilige Arthrodesetechnik an sich dar.

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

Für die durchgeführten Versuche ist zusammenfassend festzuhalten, dass bei den Kunstknochen und den Kadaverknochen die gekreuzte Arthrodesen gegenüber den anderen drei Versteifungsverfahren deutlich dominierte. Diese Tatsache war unabhängig von der Knochenart und dem Schraubendurchmesser 6,5mm und 8mm.

Den stabilsten Verbund bei allen durchgeführten Knochenverbundsystemen und allen Lastapplikationen stellte die gekreuzte Arthrodesen am Kunstknochen mit 6,5mm kanülierten ASNIS Schrauben dar. Diese Variante erzielte die signifikant ($p < 0,05$, Tabelle 6) höchste Primärstabilität und die geringste Verschiebung im Arthrodesespalt.

Beim Vergleich der Schraubendurchmesser und dem gleichen Anzugsdrehmoment erzielten die Arthrodesen mit 6,5mm Schrauben im Vergleich zu 8,0mm Schrauben höhere Primärsteifigkeiten.

Bei den 6,5mm Schrauben fiel für die gegenläufige und die gleichläufige Arthrodesen ein sehr ähnliches Verhalten bezüglich der getesteten Primärstabilität auf. Die so genannte BISS- bzw. Magnetodynschraube erzielte hierbei die schlechtesten Ergebnisse.

In den Fällen, in denen die 8,0mm Schrauben verwendet wurden, stellte sich heraus, dass die gekreuzte Arthrodesen, wie auch bei den 6,5 mm Schrauben, den stabilsten Verbund bildete. Die BISS–Arthrodesen mit 8,0 mm Schrauben war der 6,5 mm Variante in ihrer Primärstabilität entsprechend.

Bei der Anwendung eines höheren Anzugsdrehmoments bei den 8,0mm Schrauben kann zusammenfassend festgehalten werden, dass die Arthrodesen bis auf die BISS–Verschraubung bei Innen- und Aussenrotation durch ein höheres Anzugsdrehmoment an Stabilität gewonnen haben. Bei den lateralen Biegungsversuchen war eine Zunahme der Stabilität bei allen Arthrodesetechniken zu verzeichnen.

Für die untersuchten Knochen, bei denen sich das Gewinde in beiden Knochen befunden hatte, stellte sich heraus, dass sowohl bei den 6,5mm Durchmesserschrauben als auch bei den dickeren 8mm Schrauben bei der gleichläufigen Versteifungstechnik die Schrauben mit den Gewinden in beiden Knochen sogar bessere Ergebnisse erzielten als die Schrauben, bei denen der

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

Gewindeteil der Schraube nur in einem Knochen verankert war. Bei der gegenläufigen Fixation allerdings erzielten die kurzen Schrauben mit Gewindeanteil in beiden Knochen und Gelenkspalt ein schlechteres Ergebnis.

Bei den Kadaverknochen wurden insgesamt niedrigere Primärstabilitäten erzielt als bei den Kunstknochen. Auffallend war, dass sich die so genannte gekreuzte Arthrodesen gegenüber den anderen Versteifungsarten mit noch deutlich größerem Abstand hinsichtlich der Stabilität hervorgehoben hat.

4.1 Einfluss der Arthrodesetechnik

Bei der Studie wurden vier verschiedene Arthrodesetechniken des USG untersucht und zwar die gleichläufige, die gegenläufige, die gekreuzte Verschraubung mit Zugschrauben und die BISS-Verschraubung. (Abbildung 15, Abbildung 16, Abbildung 17, Abbildung 18)

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die gekreuzte Arthrodesen in allen vier Bewegungsrichtungen, bei beiden Schraubendicken und sowohl bei den Kunst- als auch bei den Kadaverknochen immer die besten Stabilitätswerte gegenüber den anderen Arthrodesetechniken erreichte. Diese Art der Verschraubung erzielte diese guten Ergebnisse aufgrund der zusätzlichen Zugrichtung durch die kürzere Schraube, die vom Talus ausgehend senkrecht nach plantar in Richtung Fußsohle lief. Durch diese Variation wurden die beiden Knochen stärker und vor allem in zwei unterschiedlichen Zugrichtungen zueinander gezogen. Somit konnte eine höhere Kompressionswirkung entstehen, wodurch ein stabilerer Verbund erzielt wurde, der eine höhere Primärstabilität gegenüber den anderen Verschraubungen aufwies. (Abbildung 17).

Die meisten Autoren beschreiben die Einbringung der Schrauben wie sie in der durchgeführten Doktorarbeit bei der gleich- und gegenläufigen Verschraubung getestet wurden. Die Einbringung einer Schraube die senkrecht von plantar zwischen Talus und Calcaneus verläuft, beschreiben Lehner et. al [107], die aber zusätzlich zur Schraube noch einen Knochenspan einsetzen.

Wie wichtig der oben hervorgehobene Kompressionseffekt ist, wird auch von Dahm et al. [37] beschrieben. Der berichtet, dass bei 68% von 25 Patienten sehr gute Ergebnisse für subtalare Kompressionsarthrodesen unter Verwendung von einer Schraube erreicht werden konnte. In 96% wurde eine knöcherne Konsolidierung erreicht. Dahm verwendete nur Arthrodesen mit einer

Schraube und hat keine Vergleichsgruppe mit zwei oder drei Schrauben, man kann an dieser Studie also nur sehen, dass Schraubenarthrodesen insgesamt gute Ergebnisse erzielen, aber keine Differenzierung bezüglich der Schraubenanzahl oder dem Einbringungsort treffen.

Im Weiteren ist zu betrachten, dass die beiden Arthrodesetechniken, bei denen die zwei Schrauben den gleichen Weg nehmen, also die gleichläufige und die gegenläufige Verschraubung, in ihren Ergebnissen wenige Unterschiede aufweisen. Dieser Sachverhalt ist sehr verständlich, wenn man sich vor Augen hält, dass in beiden Fällen dieselbe Schraubenart und derselbe Weg genützt wird. Beide Zugschrauben ziehen die Knochen, unabhängig von welcher Seite sie eingebracht werden, zueinander und entfalten die gleiche Kompressionskraft. Dennoch stellt dieser Vergleich die meistgestellte Frage im klinischen Alltag dar.

Chen et al. [31] empfehlen Arthrodesen mit zwei gegenläufigen Schrauben und teilweise in Kombination mit einem ventralen Verschiebespan als gute und effektive Methode. Sie untersuchten 40 Patienten klinisch und radiologisch. 95% wiesen eine vollständige knöcherne Konsolidierung auf. Die klinischen Ergebnisse zeigten bei 90% gute und sehr gute Ergebnisse. Bei dieser Studie wird wieder nur eine Verschraubungsart verwendet und keine Variation in der Schraubenanzahl. Was hierbei aber zu erkennen ist, ist die Tatsache, dass die Verwendung von zwei Schrauben sehr gute klinische Ergebnisse erzielt und sich dadurch rückfolgern läßt, dass ohne eine gute Kompression kein Erfolg von 90% zu erzielen gewesen wäre.

Auch Wülker und Flamme [204] beschreiben Rückfußarthrodesen mit Einbringung von zwei Schrauben am Subtalgelenk. Sie vergleichen in ihrer Studie aber verschiedenen Arthrodesetechniken an den unterschiedlichen Gelenken. Es wurden 52 Arthrodesen (Triple-, Subtalar-, Plantar- und Talonaviculararthrodesen) untersucht. Hierbei wurden auch nochmals die verschiedenen Indikationen für die jeweilige Arthrodesese aufgeführt. Die Patienten wurden nach 11 Jahren klinisch und radiologisch nachuntersucht. Die Autoren legten besonderes Augenmerk auf die subjektive Schmerz- und Funktionsbewertung (Zufriedenheit, Gehstrecke, Verwendung von Gehhilfen, Verrichtungen des täglichen Lebens). Die Patienten wurden prä- und postoperativ befragt. Das Ergebnis war, dass 80% der Patienten mit dem Operationsergebnis zufrieden waren. Bei der radiologischen Kontrolle zeigten

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

die Subtalararthrodesen im Vergleich mit den anderen Verfahren die prozentuale höchste knöcherne Durchbauung.

Die vierte Verschraubungsart, die sich einer ASNIS-Schraube und einer BISS-Schraube bedient, erzielte im Vergleich zu den anderen Verfahren wesentlich schlechtere Ergebnisse. Sie zeigte besonders bei den Bewegungen der Supination und der Pronation deutlich mehr Bewegung im Gelenk als die anderen drei Arthrodeseverfahren.

Geht man davon aus, dass die BISS-Schraube im Gegensatz zu den Zugschrauben weniger für die Primärstabilität beiträgt und man diese Verschraubungsart einer Verschraubung mit nur einer Schraube gleichsetzt, kann man beispielsweise die Studie von Dahm et al [37] nochmals betrachten und darüber spekulieren, welchen Erfolg dann erst eine Versteifung mit zwei Schrauben mit sich bringt.

Besonders fiel die Schwäche der vierten Arthrodesart bei den lateralen Biegebewegungen, der Pro- und Supination, auf.

Hierbei ist zu erwähnen, dass bei der Pro- und Supination „unstabilere“ Verhältnisse entstehen als bei der Innen- und Außenrotation. Die anatomischen Gegebenheiten liegen derart vor, dass die Knochen bei den Rotationsbewegungen mehr ineinander verkeilt sind und so schon von vornherein weniger Spiel im Gelenk zulassen. Die Kraft, die von oben senkrecht eingeleitet wird, kann diesen stabilen Verbund weniger beeinflussen als bei Bewegungen der Pro- und Supination. Bei diesen beiden „Kipp-Bewegungen“ kommt deshalb der schwächere Verbund bzw. die weniger gute Arthrodesese mehr zum Tragen als bei den anderen beiden Bewegungen. Diese Tatsache spiegelt sich auch sehr deutlich in den Ergebnissen wieder, so dass die Biss-Verschraubung bei der Pro- und Supination nur halb so stabil ist wie die gegenläufige und die gleichläufige Verschraubung und die gekreuzte Verschraubung sogar drei bis viermal bessere Steifigkeitswerte erzielt.

Die anatomischen Strukturen und Gegebenheiten wurden in Kapitel 1.3 bereits ausführlich beschrieben, weswegen an dieser Stelle nur kurz darauf eingegangen wird. Bei den im *Articulatio subtalaris* miteinander in Verbindung stehenden Gelenkflächen handelt es sich einmal um die konkave *Facies articularis calcanea posterior* und die entsprechend kongruente *Facies articularis talaris posterior* [18], [19], [165]. Betrachtet man die Knochenstrukturen des Talus und des Calcaneus wie beispielsweise Putz [147],

sieht man, dass die Gelenkflächen erstens keine planen Flächen aufweisen und zusätzlich noch jeder Knochen anatomische Strukturen aufweist, die das Gelenk in seiner Beweglichkeit einschränken und sich z.T sogar „verzahnen“, wie zum Beispiel der Tuberculum laterale und Tuberculum mediale des Talus, die sich bei der Rotation erst über den Knochenrand der Facies articularis posterior des Calcaneus schieben müssen. Zahlreiche weitere Autoren beschreiben die anatomischen Gegebenheiten und ihre Einschränkungen

Die Rotationsbewegungen beanspruchen eine kleinere Fläche als die „Kippbewegungen“ Pro- und Supination. Hier findet die Bewegung an einer größeren diagonal verlaufenden Auflage statt.

Ebenso wird bei der Pro- und Supination der Muskel-Band-Apparat mehr strapaziert als bei den Rotationsbewegungen, da bei der Innen- und Außenrotation z.B. ein Teil stärker fixiert werden kann, wobei dies bei den Bewegungen um die untere Sprunggelenksachse schwieriger möglich ist.

Dieser Aspekt wurde in der Studie nicht mitbearbeitet, da nur das Verhalten der Knochen untersucht wurde. Es soll aber an dieser Stelle darauf hingewiesen werden, dass der Einfluss des Muskel- und Bandapparates aber in vivo noch zusätzlich zu bedenken ist.

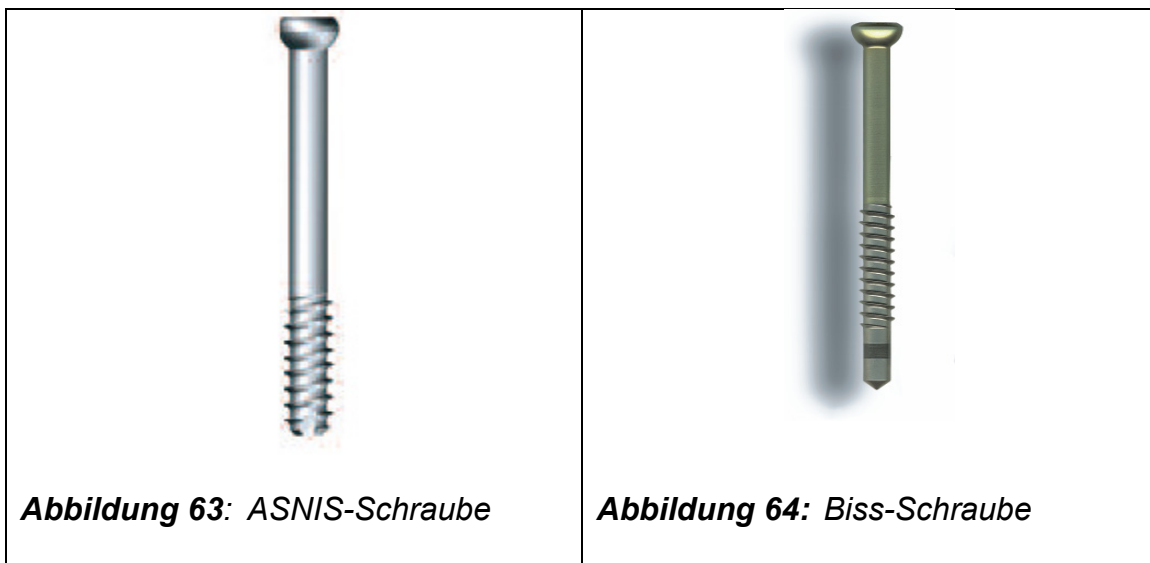
Zahlreiche Studien geben die anatomischen Gegebenheiten im unteren Sprunggelenk wieder und auch ihre Beziehung zu den Nachbargelenken, den zahlreichen Ligamenten und Muskeln und ihre Bedeutung für die Stabilität bei Bewegung [149], [11], [86], [112], [136], [208]. Das untere Sprunggelenk wird in vivo durch die Bänder stark gehalten und gestützt und bestimmt auch das Bewegungsausmaß des USG in erheblicher Weise.

Rosenbaum et al. [153], [152] beschreiben beispielsweise am Kadavermodell den Einfluss von verschiedenen Strukturen, indem sie sie einzeln entfernen und dann mittels Druckmessfolien im Gelenk die jeweils entstehende Veränderung bei verschiedenen Fußstellungen messen. Das Ergebnis der Arbeit ist, dass durch fehlende Bänder bzw. durch Verschleiß der Bänder eine Instabilität resultiert, die eine Arthrose des Gelenkes nach sich zieht.

4.2 Einfluss des Schraubendesigns

4.2.1 Einfluss der Schraubenart

Bei den Versuchen wurden zwei unterschiedliche Schraubenarten verwendet, einmal die kanülierten ASNIS-Schrauben für die Verschraubungen gleich-, gegenläufig und gekreuzt und zum anderen nichtkanülierte Vollgewindeschrauben, die so genannten BISS-Schrauben. Diese Schrauben werden in der vierten Arthrodesetechnik je mit einer ASNIS-Schraube kombiniert.



Die ASNIS-Schrauben sind kanülierte Zugschrauben, wohingegen die BISS-Schraube eine nichtkanülierte Magnetodynschraube ist. Diese Schraube wurde im Gegensatz zu den anderen verwendeten Schrauben nicht als Zugschraube eingebracht.

Wie wichtig der Effekt der Zugwirkung und der dadurch entstehenden Kompression ist, zeigten die Ergebnisse. Die Methode, bei der nur eine Schraube eine Zugwirkung aufbaut, steht gegenüber den anderen drei im Vergleich befindlichen Arthrodeseverfahren deutlich zurück.

Die Arthrodesetechnik, die sich der Kombination von BISS- und ASNIS-Schrauben bedient, war, wie in den Ergebnissen bei allen Bewegungsrichtungen zu sehen, eindeutig der Verbund, der die geringste Primärstabilität erzielte und die stärkste Bewegung im Gelenkspalt zuließ.

Die BISS-Schraube ist keine Zugschraube und sorgt deshalb auch nicht für die notwendige Kompression, was die schlechten Ergebnisse erklärt. Weitere Erläuterungen zur Biss-Schraube finden sich im Kapitel 4.2.3.2. Einfluss der Gewindelänge.

Die BISS-Schraube funktioniert biomechanisch gesehen im Sinne einer Stellschraube. Die positive Eigenschaft, die eine Magnetodynschraube jedoch hauptsächlich ausmacht, ist die Anregung des Knochenwachstums durch elektromagnetische Stimulation der Zellen, die beispielsweise durch Dhawan et al. [44] beschrieben werden. Dies wird besonders im Hüftgelenk eingesetzt, wo die Schraube auch exakt so platziert werden kann, dass sie ihre optimale Wirkung entfalten kann. Für das Sprunggelenk ist die Schraube also eher von weniger großer Bedeutung, da sich der Stimulationseffekt nicht so ausprägen kann, dass er über der biomechanischen Stabilität stehen würde. Diese ist ja, wie bereits erwähnt, der entscheidende Faktor für das Ergebnis der Arthrodesese [23], [40], [41], [202], [148], [179], [191].

4.2.2 Einfluss des Schraubendurchmessers

Bei den Schraubendurchmessern wurden als Durchmesser die Stärken 6,5mm und 8mm gewählt. Dabei trifft dieser Unterschied nur für die ASNIS-Schrauben zu, denn die Biss-Schrauben hatten im Versuchsaufbau immer den Durchmesser 6,5mm. Diese wurden einmal mit einer 6,5mm und in der zweiten Variation mit einer 8mm ASNIS-Schraube kombiniert.

Die Ergebnisse der verschiedenen Schraubendurchmesser finden sich auf den Abbildung 38 bis Abbildung 45. In diesen Graphiken sind jeweils die vier Arthrodesetechniken mit 6,5mm und 8mm Schraubendurchmesser im Vergleich dargestellt. Wichtig ist hierbei, dass die Schrauben zunächst alle mit einem Drehmoment von 5Nm angezogen wurden und in weiteren folgenden Versuchen noch mit 10Nm (Abbildung 48 bis Abbildung 51). Dieser Effekt des stärkeren Anzugsdrehmoments wird in Abschnitt 4.3 noch näher erläutert.

Betrachtet man die Ergebnisse der verschiedenen Bewegungen im Kapitel drei nochmals rückblendend, so fällt auf, dass für bestimmte Verschraubungen der Schraubendurchmesser mal eine größere, mal eine kleinere Rolle spielt.

Bei den beiden Rotationsbewegungen, bei denen die Kraft senkrecht von oben eingeleitet wird, scheint die Schraubendicke eher von Vorteil zu sein, die Schrauben können sich mit dem größeren Durchmesser besser in den Knochen

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

„krallen“. Bei den Biegungsversuchen (Pronation und Supination) hingegen ist die Achse, wie in Abbildung 11, Abbildung 12, Abbildung 13 dargestellt, schräg verlaufend. Hierbei liegt eine höhere Anforderung auf den Verbund vor und die Zugwirkung der Schrauben wird gefordert.

Hier spielen, wie im Kapitel 4.2.1 erwähnt, die anatomischen Gegebenheiten wieder eine große Rolle [149], [11], [86], [112], [136], [208]. Der Verbund wird bei den Biegungsversuchen wesentlich mehr beansprucht, d.h. bei diesen Bewegungen ist ein starker Verbund für die Primärstabilität ausschlaggebend. Bei der Rotation ist man durch anatomische Gegebenheiten mehr beschränkt und hat von vornherein nie die Bewegungsfreiheit wie bei Pro- und Supination.

Grundsätzlich gilt es festzuhalten, dass die vierte Arthrodesetechnik, die die Kombination aus BISS- und ASNIS-Schraube verwendet, in allen vier Bewegungsrichtungen gleiche (Pronation) oder bessere (Supination, Außenrotation, Innenrotation) Ergebnisse erzielte, wenn die ASNIS-Schrauben den größeren Durchmesser von 8mm aufwies.

Für die anderen drei Verschraubungen traf genau das Gegenteil zu und man sieht an den Ergebnissen, dass bei diesen Arthrodesen, bei denen Schrauben vom Durchmesser 6,5mm verwendet wurden, die besseren Primärstabilitätswerte erzielt wurden. Die Rolle des Anzugsdrehmoments wird im Kapitel 4.3 näher erläutert, weshalb an dieser Stelle nur kurz darauf eingegangen wird. Man erkennt deutlich, dass das Anzugsdrehmoment die entscheidende Rolle für die schlechteren Ergebnisse darstellte. Die dickeren Schrauben benötigten ergo auch ein höheres Anzugsdrehmoment, um die gleiche Stabilisierung wie die dünneren 6,5mm Schrauben zu erreichen.

Bei der Kombination mit BISS- und ASNIS-Schraube war allerdings die Wirkung der einen ASNIS-Schraube geringer als bei den anderen drei Arthrodesetechniken, bei den je zwei Zugschrauben verwendet wurden, so dass hier die dickere Schraube eine bessere Verankerung erreichte und somit auch bessere Primärstabilitätswerte erzielt werden konnten. Dabei scheint die Zugwirkung dieser Schrauben bei der Kombination mit der BISS-Schraube nicht so im Vordergrund zu stehen, was man daran sieht, dass es für die anderen drei Arthrodesetechniken, bei denen nur Zugschrauben verwendet wurden, von erheblicher Bedeutung war, dass bei den Schrauben mit einem Durchmesser von 8mm auch ein höheres Anzugsdrehmoment von 10 Nm verwendet wurde. Dieser Effekt, dass die dickeren Schrauben auch ein höheres

Anzugsdrehmoment brauchen, ist an den Ergebnissen in Kapitel 3.1.3.1. zu sehen.

Bei der Kombination von BISS- und ASNIS-Schraube aber war dieses höhere Anzugsdrehmoment nicht nötig, um die Primärstabilität im Vergleich mit den 6,5mm Schrauben zu verbessern. Die ASNIS-Schraube funktionierte sozusagen nur als „Anker“ und diese Art von Stabilisierung wurde durch die dickere Schraube besser erreicht.

Die Schrauben mit dem Durchmesser 8mm haben mehr Reibung im Bohrkanal. Die so genannte Mantelspannung ist dadurch größer und benötigt ein stärkeres Drehmoment um überwunden zu werden, damit eine vergleichbare Fixierung wie mit den dünneren Schrauben im Knochen gewährleistet ist. Deshalb ist es hier nötig, dass das höhere Drehmoment von 10Nm beim Anziehen der Schrauben angewendet wird. Dies gilt nicht bei der Kombinationsarthrodese von BISS- und ASNIS-Schraube, wo der Zugeffekt nicht zum Tragen kommt und diese Veränderung deswegen auch nicht notwendig ist bzw. die dickere Schraube alleine schon eine Steigerung erzielt.

Bei den Verschraubungen mit dem Durchmesser 6,5mm stellte die Versuchsgruppe drei mit der gekreuzten Arthrodese in allen vier Bewegungsrichtungen die beste Verbindung dar. Sie setzte sich bei allen Bewegungen mit deutlich besseren Ergebnissen von den anderen drei Verschraubungsverfahren ab und erzielte bis zu sechsfach bessere Steifigkeit gegenüber den anderen Variationen.

Versuchsgruppe eins und zwei lagen bei allen Bewegungen sehr nahe zusammen und es kann aufgrund der geringen Gruppengröße keine signifikante Aussage darüber getroffen werden, welches Verfahren nun das bessere war. Betrachtet man aber die Zugwirkung der beiden Schrauben und den Einbringungsort der beiden Techniken, so stellte man fest, dass der Ort der Einbringung der gleiche ist und man nur einmal in entgegengesetzter Richtung schraubte, da die Gruppe zwei die gegenläufige Variante darstellte. Da die Zugwirkung und auch der Schraubenverlauf die Gleichen waren, zeigten uns diese Ergebnisse nur die logische Konsequenz, nämlich, dass es keinen Unterschied zwischen diesen beiden Verschraubungsarten zu geben scheint. Damit war eine häufige Frage bzgl. dieser beiden Arthrodesetechniken eindeutig geklärt, nämlich, dass es keine Rolle spielt, ob beide Schrauben gleichläufig oder gegenläufig parallel eingeführt werden. In beiden

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

Arthrodesetechniken zogen die Zugschrauben die Knochen gleich gut bzw. stark zueinander hin.

Die vorliegende Doktorarbeit schließt wie Eingangs erwähnt an von Mueckley et. al. durchgeführte Arbeiten an [60], [129], [127], [132], [128]. Diese beschreiben Kombinationseingriffe am oberen und unteren Sprunggelenk. Mueckley vergleicht Verfahren der tibiototalcalcanealen Arthrodesese miteinander. Er untersuchte in seiner Studie die Primärsteifigkeit von sieben Osteosynthesen mit antegraden Tibianägeln mit Kompressionsoption, verschiedene retrograde Kompressionsnägel und eine 3-Schraubentechnik. Er verwendete, wie auch in der vorliegenden Doktorarbeit benutzt, Tibiae-, Talus- und Kalkaneusmodelle der Firma Sawbones. Für die Messungen wurde ebenso eine Universalprüfmaschine der Firma Zwick herangezogen. Zusätzlich wurde mittels Druckmessfolien der Druck zwischen den Kontaktflächen von Talus und Tibia analysiert. In den Bewegungsrichtungen Dorsalextension/Plantarflexion und Innen-/Aussenrotation erzielte der doppelt komprimierte retrograde Prototyp die höchste Steifigkeit. Im Bereich Valgus/Varus zeigte der retrograd einfach komprimierte Prototyp die beste Primärsteifigkeit.

Die beschriebenen Studien von Mueckley zeigen, dass es im Bereich der Versteifung von OSG und USG zahlreiche Arthrodesetechniken und Materialien gibt. Die in den Arbeiten eingesetzten Kompressionmarknägel kommen natürlich für eine alleinige Versteifung des USG nicht in Betracht, dennoch ist beiden Arbeiten gemeinsam, dass es letztendlich auf die höchste Primärstabilität ankommt bzw. das Implantat, dass die besten Stabilitätswerte erzielen kann. Beiden Arbeiten gemein sind auch die eingesetzten Kunstknochen und die Universalprüfmaschinen.

4.2.3 Einfluss der Schraubenlänge

Bei der Schraubenlänge sind zwei Komponenten zu betrachten, einmal die gesamte Länge der Schraube und zum anderen nur die Länge des Gewindes. Diese zwei Punkte werden in den anschließenden Kapiteln diskutiert.

4.2.3.1 Einfluss der Gesamtlänge

Die Schrauben sollte so gewählt werden, dass sie nicht bzw. nur gering über den Knochenverbund hinausgehen, da ansonsten immer die Möglichkeit besteht, dass angrenzende Strukturen, wie Gefäße, Muskeln, Bänder, Sehnen

oder wie bei Eingriffen am unteren Sprunggelenk Knochen bzw. Gelenkanteile des OSG durch das eingebrachte Material verletzt werden können. Da dies durch die richtige Längenwahl der Schraube leicht verhindert werden kann, sollte es keinen allzu großen Zusatzaufwand bedeuten, mittels eines geeigneten Messinstrumentes das Längenmaß zu bestimmen, um so die richtige Länge für die zu verwendende Schraube zu wählen.

4.2.3.2 Einfluss der Gewindelänge

Ebenso wie die Gesamtlänge ist es wichtig, das richtige Maß für den Gewindeanteil der Schraube zu wählen. In der durchgeführten Studie stellte sich heraus, dass besonders die Zugwirkung der Schrauben eine entscheidende Rolle spielt. Werden die Schrauben wie im angesprochenen Beispiel verwendet, ist es wichtig, darauf zu achten, dass das Gewinde sich vollständig in einem Knochen befindet, um somit den einen Knochen optimal an den anderen Knochen zu ziehen. Dadurch wird eine maximale Kompression erreicht, die Zugwirkung kommt am besten zum Tragen und die Stabilität wird in höchstem Maße ausgeprägt.

Wählt man ein zu langes Gewinde, was dann der Fall ist, wenn sich noch Gewindeteile im Gelenkspalt bzw. in beiden Knochenanteilen anstatt in nur einem Teil befinden, kann die volle Zugwirkung nicht entfaltet werden und es findet keine optimale Kompression statt. In den Experimenten, die im Rahmen der Doktorarbeit durchgeführt wurden, sind alle Knochenverbundsysteme im Anschluss an ihre Verschraubung radiologisch in zwei Ebenen überprüft worden, ob die Materialien auch korrekt platziert wurden und sich keine Gewinderinge im Gelenkspalt bzw. zusätzlich im zweiten Knochen befinden.

In Kapitel 3.1.3.2. wurden Ergebnisse aus den Vorversuchen präsentiert, die Exemplare zeigen, bei denen sich Gewindeteile im Gelenkspalt und im gegenüberliegenden Knochen befinden. Man muss zu diesen Versuchen sagen, dass sie in sofern eine sehr geringe Aussagekraft hatten, da die Stückzahl, mit denen diese Versuche durchgeführt wurden, gering waren und meist bei drei getesteten Knochen pro Verschraubung lagen. Bei diesen Versuchen war zu sehen, dass sich die Knochenverbundsysteme bei den Rotationsbewegungen (vgl. Abbildung 52) folgendermaßen verhielten: Man erkannte, dass die Arthrodesen mit der gleichläufigen Verschraubung mit 6,5mm dicken Schrauben und der Fixation durch 8mm dicke Materialien bei den Verschraubungen, bei denen Gewinderinge im Gelenkspalt bzw. noch im

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

anderen Knochen waren, höhere Primärstabilitätswerte erzielten als die korrekt angebrachten Schrauben. Nur die gegenläufige Arthrodesen mit den 8mm Schrauben konnte mit dem „normalen“ Gewinde bessere Ergebnisse erzielen, als die Verschraubung mit Gewindeanteilen im Verbundsystem. Dies lag daran, dass, wie bereits oben erläutert, bei den verschiedenen Bewegungen andere Kräfte auf die Knochen wirken. So sind die Rotationsbewegungen eher abhängig von der „Verankerung“, was mit den Gewindeanteilen in beiden Knochen gut erreicht werden konnte, als die „Kippbewegungen“ mit Pro- und Supination, bei denen die Zugkraft eine wichtigere Rolle spielte. Bei diesen Bewegungen war (stellvertretend die Supination auf Abbildung 53) zu sehen, dass hier diejenigen Knochenverbundsysteme eine höhere Primärstabilität erzielten, die mit den korrekt ausgemessenen Schrauben operiert wurden. Dies bestätigte, dass der Kompressionseffekt bei den korrekt eingebrachten Schrauben am besten zum Tragen kam und die Arthrodesen, die mit diesen Materialien durchgeführt wurden, auch die besseren Primärstabilitätswerte bzw. Steifigkeiten erlangen konnten.

4.3 Einfluss des Anzugdrehmoments

In Kapitel 3.1.3.1 wurde untersucht, welchen Einfluss das Anzugdrehmoment auf die Schrauben mit einem Durchmesser von 8mm hat. Die Materialien wurden einmal mit einem Drehmoment von 5 Nm, so wie auch die Schrauben mit dem Durchmesser 6,5mm, und im anderen Fall mit 10Nm im Knochen fixiert.

Man konnte hier in allen vier Bewegungsrichtungen (vgl. Abbildung 48, Abbildung 49, Abbildung 50 und Abbildung 51) deutlich erkennen, dass es einen positiven Effekt auf die Fixierung der Schrauben mit einem Durchmesser von 8mm hatte, wenn die Schrauben mit dem stärkeren Drehmoment von 10 Nm im Knochen verankert wurden.

Der Grund dafür liegt darin, dass die dickeren Schrauben im Gegensatz zu den dünneren Materialien mehr Reibung im Bohrkanaal beim Eindrehen hatten. Die so genannte Mantelspannung war dadurch größer und benötigte ein stärkeres Drehmoment um überwunden zu werden um eine vergleichbare Fixierung wie mit den dünneren Schrauben im Knochen zu gewährleisten.

Man konnte erkennen (Abbildung 48 bis Abbildung 51), dass das höhere Anzugdrehmoment sogar eine Verdoppelung der Primärstabilität bei der Pro-

und Supination bei der gleichläufigen Verschraubung erzielte. Bei der Innen- und Außenrotation wurden ebenso gute Steigerungen bei 10 Nm erreicht. Bei der so genannten gekreuzten Verschraubung fand ebenso eine Zunahme der Primärstabilität durch die Erhöhung des Anzugsdrehmoments statt. Bei der BISS-Verschraubung spielte dies allerdings eine eher untergeordnetere Rolle, da lediglich bei der Bewegung der Supination ein großer Unterschied und bei der Pronation eine geringe positive Verbesserung in Erscheinung tritt. Ansonsten konnte hier dieser Effekt des von 5 Nm auf 10 Nm aufgestockten Anzugsdrehmoments, wie bereits oben erwähnt, nicht genutzt werden.

4.4 Einfluss der Knochenqualität

Im Kapitel 3.2 wurden die Ergebnisse der Kadaverknochen jeweils für die verschiedenen Bewegungen und Maschinen im Vergleich mit den Kunstknochen dargestellt (Abbildung 55 bis Abbildung 62).

Hierbei zeigte sich, dass das Verhältnis der konkurrierenden Verfahren bei den Kunst- und Kadaverknochen deutliche Unterschiede aufzeigte und die Werte bei den zwei verschiedenen Knochentypen deutlich von einander abwichen.

Erstens zeigte sich, dass alle Werte bei den Kadaverknochen insgesamt schlechter ausfielen bzw. bei allen Arthrodesen niedrigere Primärstabilitätswerte erzielt wurden. Diese Tatsache belegt, dass es den Schrauben in einem Knochen von höherer Qualität, d.h. einem höheren Knochenvolumenanteil, besser gelang, den Verbund zu stabilisieren. Die beiden Knochen konnten fester „zusammengezogen“ werden und es konnte eine höhere Kompressionswirkung entstehen.

Die Knochenqualität ist in Form des Knochenvolumenanteils am Gesamtvolumen abzulesen (Abbildung 10). Diese Werte beschreiben die Beschaffenheit des Knochens und stehen stellvertretend dafür, wie viele Knochen trabekel bzw. was von der Knochenstruktur noch vorhanden sind bzw. ist. Dieser Anteil des Knochens ist dafür verantwortlich, wie gut die Schraube bzw. das Gewinde sich im Knochen verankern und ihre Zugwirkung entfalten kann. Die Schraube sitzt fester, kann mehr Zugkraft ausüben und somit einen stabileren Verbund, sprich eine bessere Arthrodesese mit höheren Primärstabilitätswerten erzielen. Am lebenden Menschen entspricht ein verminderter Knochenvolumenanteil am Gesamtvolumen einer Osteoporose. Liegt also eine verminderte Knochenqualität vor, ist es noch wichtiger als am

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

„normalen“ Knochen die beste Arthrodesetechnik einzusetzen, um ein gutes Ergebnis für den Patienten zu erreichen.

Man konnte an den Ergebnissen aber nicht nur sehen, dass insgesamt niedrigere Werte erzielt wurden, sondern auch, dass hier der Effekt der gekreuzten Arthrodesese mit der zusätzlich anderen Zugrichtung noch deutlicher gegenüber den anderen Verfahren zu Tragen kam. Es ist also zu folgern, dass es bei einem qualitativ schlechteren Knochen, noch mehr auf die Wahl der richtigen Arthrodesetechnik ankommt.

So zeigte sich beispielsweise bei der Supination in den Kadaverknochen, dass die so genannt gekreuzte Arthrodesese um mehr als das Zwölfwache besser gegenüber der Biss-Verschraubung war.

Im Gegensatz dazu war zu sehen, dass die gleichläufige und die BISS Arthrodesetechnik sich annäherten. Diese Tatsache belegte, dass der Schraubentyp bei schlechteren Knochen also eine eher untergeordnete Rolle spielte und die Arthrodesetechnik einen höheren Einfluss hatte.

Da die Schrauben sich mit ihrem Gewinde einfach nur im Knochen „festkrallten“, aber dennoch eine zu schwache Fixation im Knochen vorlag, um eine Zugwirkung zu entfalten, war es nicht mehr von tragender Bedeutung, ob eine ASNIS-, oder eine BISS-Schraube Verwendung fand.

Eine Verbesserung der Qualität konnte auch nicht durch ein höheres Anzugsdrehmoment erzielt werden, sondern man erreichte dadurch nur, dass sich die Schraube in den Knochen schob, da der Knochen zu unstabil war und eher nachgab als eine Zugwirkung aufzubauen.

In der Literatur sind zahlreiche Arbeiten am Kadavermodell beschrieben [14], [20], [185], [193], [77], [151], [152], [154], [114], [207], [155]. Hierbei ist zu erwähnen, dass zwischen Leichenknochen unterschieden werden muss, die in Formalin o.ä. fixiert wurden und den sog. fresh frozen Knochen. Bei der Verwendung von Konservierungsmitteln wie Formalin etc. werden die Knochen insgesamt weicher und unstabiler, sie sind also bei Studien allenfalls als Ergänzung heranzuziehen um einfach zu schauen, wie Implantate sich im menschlichen Knochen verhalten. Bei Studien, die nur Leichen- und keine Kunstknochen verwendet, ist es für die Güte bzw. Aussagekraft der Arbeit von Bedeutung, dass fresh frozen Knochen verwendet werden. Diese Materialien spiegeln den realen Zustand im menschlichen Körper wieder.

Rosenbaum et. al. [154] untersuchte an 12 fresh frozen Füßen welchen Einfluss ligamentäre Strukturen und ihre operative Rekonstruktion auf die intraartikuläre Bewegung und die Gelenkstabilität im Rückfuß haben. Die Knochen wurden in einen Bewegungssimulator eingespannt und es wurde mittels Druckmessfolien die Druckverteilung im Gelenk gemessen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Bänder im Rückfußbereich in hohem Maße für die Stabilität verantwortlich sind, sowie die Abhängigkeit der jeweiligen Druckverhältnisse von der Fußstellung.

Mann et. al. [114] untersuchten an 10 Paar fresh frozen Füßen, ob eine von posterior nach anterior in den Calcaneus eingebrachte Schraube eine höhere Stabilität im Sprunggelenk hat oder eine von lateral nach medial eingebrachte Schraube. Die posterior-anterior eingebrachte Schraube hatte signifikant höhere Steifigkeitswerte.

Bei den in der Doktorarbeit verwendeten Knochen handelte es sich um in Formalin fixierte Leichenknochen. An ihnen sollte getestet werden, ob sich die Arthrodesetechniken unabhängig von der schlechteren Knochenqualität ähnlich verhalten wie im Kunstknochen. Diese Frage konnte in der Arbeit klar beantwortet werden, nämlich, dass sich das Verhalten der Arthrodesetechniken nur insofern veränderte, dass die gekreuzte Arthrodesetechnik im Vergleich mit den anderen Verfahren an Qualität gewonnen hatte.

4.5 Einschränkungen der Studie

Bei jeder Arbeit ist es wichtig die Grenzen der Untersuchungen zu erkennen, damit die Arbeit sich in das Gesamtkonzept der Forschungen einreihen kann.

Die durchgeführte Doktorarbeit ist eine isolierte in-vitro Untersuchung. Sie betrachtet nur die Knochen an sich und nicht die Knochen in vivo, also direkt „im Leben“. Sie behandelt auch nicht die angrenzenden Strukturen. Dennoch wurden die Gegebenheiten im Menschen für den Versuchsaufbau bedacht und auch wenn die Knochen, die untersucht wurden, als abstrakte Teile getestet wurden, so ist es bei jeder Arbeit wichtig, auch den Bezug im menschlichen Körper zu sehen.

Dennoch wurden bewusst die Wirkung und der Einfluss von angrenzenden Strukturen wie Muskeln, Sehnen und sonstige Gegebenheiten außen vor gelassen. In Kapitel 1.3 ist ausführlich zu lesen, welchen Einfluss die Muskeln und Bänder für das untere Sprunggelenk haben, weswegen an dieser Stelle

4 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

nicht mehr ausführlich darauf eingegangen wird. Die wichtigsten Bandverbindungen sind das Lig. talocalcaneare interosseum, das Lig. calcaneonaviculare plantare (Pfannenband) und das Lig. Bifurcatum.

Eine weitere aufzuführende Einschränkung ist die Anzahl und die Art der Arthrodesetechniken, die miteinander im Vergleich stehen. Es wurden vier Techniken in Konkurrenz zueinander gesetzt. Diese vier waren alle Schraubenarthrodesen, die sich je zwei Schrauben zur Stabilisierung bedienen. Es gäbe also sowohl noch die Möglichkeit von anderen Implantaten bzw. Variationen in der Anzahl als auch im Einbringungsort.

Im Weiteren sind die Hauptversuche an Kunstknochen und im Anschluss daran einige ergänzende Versuche an in Formalin fixierten Kadaverknochen durchgeführt worden. Es wäre aber sehr interessant zu sehen, wie sich die Arthrodesetechniken in frisch eingefrorenen Leichenknochen verhalten würden.

Ebenso ist bezüglich der in Formalin fixierten Leichenknochen, die für die Versuche verwendet wurden, zu erwähnen, dass eine sehr breite Streuung in der Knochenqualität vorlag (Abbildung 10). Es gab einige Knochen, deren noch vorhandener Knochenanteil am Gesamtvolumen des Knochens sehr hoch war und dagegen andere Kadaver, bei denen nur noch ein sehr geringer Anteil an Knochen vorhanden war. Durch diese Tatsache reduzierte sich die Aussagekraft für die Güte der jeweiligen Arthrodesetechnik an sich bei den Kadaverknochen. Daher sind die Untersuchungen an den Leichenknochen auch nur als Ergänzung zu betrachten. Sie stellen aufgrund der breiten Materialstreuung eine zusätzliche Untersuchung bzw. Validierung für die jeweilige Arthrodesetechnik an sich dar. Die Testungen an den Kadaverknochen sind schlussfolgernd weniger aussagekräftig für die Qualität der jeweiligen Arthrodesetechnik als die Versteifung an den stets gleichen Kunstknochen.

Eine weitere Einschränkung besteht darin, dass die Versuche nur unter bestimmten Lastbedingungen getestet wurden, die natürlich noch erweitert werden könnten, um noch weitere Aussagen bzgl. Primärstabilität von verschiedenen Arthrodesetechniken am USG zu treffen.

Als letzter Punkt ist noch die Anzahl der untersuchten Knochen zu nennen. Die Versuchsgruppen bestanden aus je sechs Knochen, was noch ausbauungsfähig wäre, aber aus beschränkten Material- und Zeitgründen nicht anders zu verwirklichen war.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Dissertation behandelt folgende Fragestellung: Haben Schraubenkonfiguration, -durchmesser und -design einen Einfluss auf die Primärstabilität von Arthrodesen des Subtalargelenkes?

In der biomechanischen in-vitro Untersuchung am Kunstknochen wurden Schraubenarthrodesen des USG hinsichtlich ihrer Primärstabilität mechanisch getestet. Im Anschluss an die Versuche mit den Kunstknochen wurden die Ergebnisse an Kadaverknochen validiert. Als Lastapplikationen wurden Pro-/Supination und Innen-/Aussenrotation gewählt. Als Schraubenkonfigurationen (pro Arthrodese zwei Schrauben) wurden eine parallel gleichläufige, eine parallel gegenläufige und eine gekreuzte Versuchsanordnung gewählt. Getestet wurden je zwei 6,5mm oder 8mm kanülierte ASNIS-Schrauben (Fa. Stryker), und eine Magnetodynschraube (Fa. BISS) mit je einer 6,5mm oder 8mm ASNIS-Schraube. Sämtliche Schrauben wurden mit einem Drehmoment von 5 Nm angezogen. Jede Gruppe beinhaltete sechs Präparate. Unter Berücksichtigung der anatomischen Achsen, Winkel und Drehzentren wurden die Knochen standardisiert in Epoxidharz eingebettet und in den Prüfmaschinen eingespannt. Rotationsversuche (Messmaschine Instron) wurden bei einer axialen Vorlast von 10 N weggeregelt auf einen Drehmomentwert von +/- 10 Nm gefahren. Die lateralen Biegungsversuche (Messmaschine Zwick) wurden weggeregelt auf einen Kraftwert von +/- 80 N durchgeführt. Um Verschiebungen der beiden Knochen im Raum zu bestimmen, erfolgte eine dreidimensionale Ultraschallmessung mit dem Zebris-Messsystem. Die Datenauswertung erfolgte mit Microsoft-Excel. Statistische Signifikanzen wurden mit dem Student t-Test ermittelt ($p < 0,05$).

Bei den Ergebnissen ist festzuhalten, dass bei allen Lastapplikationen die gekreuzte Verschraubung mit zwei 6,5mm kanülierten ASNIS-Schrauben die höchste Primärstabilität und die geringsten Verschiebungen im Arthrodesespalt (Zebrissystem) zeigte. Beide Schraubendurchmesser verglichen, ergaben sich lediglich bei der gleich- und gegenläufigen Schraubenkonfiguration für die Pronation und bei der gekreuzten Arthrodese für Pronation und Innenrotation signifikante Unterschiede. Die Arthrodese mit gekreuzten 8mm ASNIS-Schrauben zeigte für alle Lastapplikationen – verglichen mit 6,5mm ASNIS-Schrauben – Primärsteifigkeiten von 88-90%, wohingegen die restlichen Schraubenkonfigurationen lediglich Steifigkeiten von 23-56% aufwiesen.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Schraubenbrüche und –verformungen konnten inspektorisch und radiologisch nicht nachgewiesen werden.

Bei den Versuchen mit den Kadaverknochen kristallisierte sich die gekreuzte Schraubenkonfiguration noch deutlicher als bei den Kunstknochen gegenüber den anderen untersuchten Arthrodeseverfahren heraus. Es ist hierbei festzuhalten, dass die Arthrodesetechnik bei zunehmend schlechterer Knochenqualität die wichtigste Komponente für die Primärsteifigkeit und letztlich für das Ergebnis für den Patienten darstellt.

Schlussfolgernd ist zu sagen, dass diverse Arthrodesetechniken für das Subtalar-Gelenk in der Literatur beschrieben werden. Allerdings ist die Datenlage über die biomechanische Stabilität von (Schrauben-) Arthrodesetechniken des USG nur unzureichend, weswegen sich bis heute noch kein Goldstandard herauskristallisiert hat. Die vorliegende Studie zeigt verglichen zur konventionellen parallelen Verschraubung eine signifikant erhöhte Primärstabilität zugunsten der gekreuzten Schraubenkonfiguration. Da Mikrobewegungen zwischen den kommunizierenden Flächen der Arthrodesese oft zu einem Versagen der Arthrodesese mit Pseudarthrosenausbildung führen, ist eine hohe Primärstabilität des versteiften USG von großem Interesse.

Im abschließenden Ausblick ist festzuhalten, dass sich die Biss-Schraube in der Form, wie sie getestet wurde, aus biomechanischer Sicht für das untersuchte Gelenk als weniger geeignet herausstellte. Es ist hierbei zu erwähnen, dass an einer Veränderung der Schraube und einer Nutzung an kleineren Gelenken, wie auch dem Subtalargelenk, gearbeitet wird und eine neue Schraube entwickelt werden soll, die sowohl den biomechanischen als auch den elektromagnetischen Effekt dieser Schrauben berücksichtigt.

Im weiteren werden noch Versuche mit Fresh-Frozen Kadaverknochen folgen, die genauere Ergebnisse über das Verhalten im menschlichen Knochen geben können als die in Formalin fixierten Kadaverknochen, die bis jetzt getestet wurden. Ebenso können mit diesen Präparaten noch detailliertere Aussagen über das zu verwendende maximale Drehmoment gewonnen werden, da dieser Frage aufgrund der schlechten Knochenqualität der in Formalin fixierten Kadaverknochen nicht nachgegangen werden konnte.

6 Literaturverzeichnis

- [1] Akther M.P., Lappe J.M., Davies K.M., Recker R.R.
Transmenopausal changes in the trabecular bone structure
Bone 41 (2007) 111-116
- [2] Albert E.
Zur Resektion des Kniegelenkes
Wien Med Press 20 (1879) 705
- [3] Allgöwer M., Huggler A.
Zur Arthrodesese des Talo-Calcaneal-Gelenkes
Arch Orthop Unfallchirurg 56 (1964) 496-500
- [4] Amendola A., Lammens P.
Subtalar arthrodesis using interposition iliac crest bone graft after calcaneal fracture
Foot & Ankle International 10 (1996) 608-614
- [5] Anderson J.G., Coetzee J.C., Hansen S.T.
Revision ankle fusion using internal compression arthrodesis with screw fixation
Foot & Ankle International 5 (1997) 300-309
- [6] Angus P., Cowell H.
Triple Arthrodesis
The Journal of Bone and Joint Surgery B. 68 (1986) 260-265
- [7] Arand M., Schwamborn M., Schilling U., Kinzl L., Gebhard F.
Ergebnisse nach Osteosynthesen intraartikulärer Kalkaneusfrakturen mit „Low contact“ Platte
Zentralblatt für Chirurgie 129 (2004) 261-269
- [8] Arlot M.E., Jiang Y., Genannt H., Zhao J., Burt-Pichart B., Roux J.
Histomorphometric and μ CT Analysis of Bone Biopsies from postmenopausal osteoporotic women treated with Strontium Ranelate
Journal of bone and mineral research 23 /2 (2008) 215-222
- [9] Arndt A., Westblade P., Winson I., Hashimoto T., Lundberg A.
Ankle and Subtalar Kinematics Measured with Intracortical Pins During the Stance Phase of Walking
Foot & Ankle International 25 (2004) 357-364
- [10] Astion D., Deland J., Otis J., Kenneally S.
Motion of the Hindfoot after Simulated Arthrodesis
The Journal of Bone & Joint Surgery A. 79 (1997) 241-246
- [11] Attarian D., McCrackin H., DeVito D.
Biomechanical characteristics of human ankle ligaments
Foot & Ankle 6 (1985) 54-58
- [12] Bauer G., Kinzl L.
Arthrodesen des oberen Sprunggelenks
Orthopädie 25 (1996) 158-165

6 Literaturverzeichnis

- [13] Bauer R., Kerschbaumer F., Poisel S.
Orthopädische Operationslehre untere Extremität (2/2)
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (1995)
- [14] Beaudoin A.J., Fiore S.M., Krause W.R., Adelaar P.D.
Effects of isolated talocalcaneal fusion on contact in the ankle and talonavicular joints
Foot & Ankle International 12(1) (1999) 19-25
- [15] Bednarz P.A., Beals T.C., Manoli A.
Subtalar distraction bone block fusion : an assessment of outcome
Foot & Ankle International 12 (1997) 785-791
- [16] Bednarz P.A., Monroe M.T., Manoli A.
Triple arthrodesis in adults using rigid internal fixation : an assessment of outcome
Foot & Ankle International 6 (1999) 356-363
- [17] Bernau A.
Long-term results following Lambrinudi arthrodesis
The Journal of Bone and Joint Surgery A. 59 (1977) 473-479
- [18] Bertolini R., Leutert G.
Atlas der Anatomie des Menschen (Bd. 1)
Georg Thieme Verlag Leipzig (1987)
- [19] Bertolini R., Leutert G., Rother P., Scheuner G., Wendler D.
Systematische Anatomie des Menschen
Verlag Volk und Gesundheit Berlin (1987)
- [20] Bertsch C., Rosenbaum D., Claes L.
Intraartikuläre und plantare Druckverteilung des Sprunggelenk-
komplexes in Abhängigkeit von der Fußstellung
Der Unfallchirurg 104 (2001) 426-433
- [21] Bier A., Braun H., Kümmel H.
Chirurgische Operationslehre
J. A. Barth Verlag Leipzig 1976 8.Auflage
- [22] Blömer W., Ungethüm M., Stuhler Th.
Vergleichende mechanische Untersuchungen verschiedener Fixateur
externe Montagen bei Sprunggelenksarthrodesen
In: Stuhler Th. (Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
New York (1994), 229-236
- [23] Böhler, L.
Die Ursachen der Pseudarthrose-Bildung und ihre Behandlung
Klinische Wochenschrift 7 (1928) 1332-1334
- [24] Bonnaire F., Cyffka R., Lein T., Hellmund R. :
Talusfrakturen
Trauma und Berufskrankheit 3 (2001) 192-200
- [25] Boobbyer G.
The long-term Results of Ankle Arthrodesis
Acta Orthop. Scand. 52 (1981) 107-110

- [26] Buch B.D., Myerson M.S., Miller S.D.
Primary subtalar arthrodesis for the treatment of comminuted calcaneal fractures
Foot & Ankle International 2 (1996) 61-70
- [27] Catanzariti A. R., Mendicino R. W., Saltrick K. R., Orsini, R. C., Dombek M. F., Lamm B. M.
Subtalar joint arthrodesis
Journal of the American Podiatry Medical Association 95 (2005) 34-41
- [28] Chahal J, Stephen D. J., Bulmer B., Daniels T., Kreder H. J.
Factors associated with outcome after subtalar arthrodesis
Journal of Orthopaedic Trauma 20 (2006) 555-61
- [29] Chandler J.T., Bonar S.K., Anderson R.B., Davis W.H.
Results of in situ subtalar arthrodesis for late sequelae of calcaneus fractures
Foot & Ankle International 1 (1999) 18-24
- [30] Charnley J.
Compression arthrodesis of the ankle and shoulder
The journal of bone and joint surgery Br (1951) 180-191
- [31] Chen Y.-J., Huang T.-J., Shih H.-N., Hsu K.-Y., Hsu R.-W.-W.
Ankle arthrodesis with cross-screw fixation
Acta orthop scand 5 (1996) 473-478
- [32] Colville M., Marder R., Zarins B.
Reconstruction of the lateral ankle ligaments A biomechanical analysis
The American Journal of Sports Medicine 20 (1992)594-600
- [33] Cracciolo A, Pearson S., Kitaoka H., Grace D.
Hindfoot arthrodesis in adult utilizing a dowel graft technique
Clinical orthopaedics and related research 257(1990)193-203
- [34] Cracciolo A.
Operative technique of the ankle and hindfoot
The foot (1988) 1205-1244
- [35] Cracciolo A.
Arthrodesis technique in post-traumatic foot disorders
Orthopäde 20(1991) 86-94
- [36] Csizy M., Buckley R., Tough S., Leighton R., Smith J., McCormack R., Pate G., Petrie D., Galpin R.
Displaced intra-articular calcaneal fractures: variables predicting late subtalar fusion
Journal of Orthopaedic Trauma 17 (2003) 106-12
- [37] Dahm D.L., Kitaoka H.B.
Subtalar arthrodesis with internal compression for post-traumatic arthritis
The journal of bone and joint surgery 1 (1998) 134-138
- [38] Davis G.
The treatment of the hollow foot
American journal of Orthopaedic Surgery 11 (1913) 231-242

6 Literaturverzeichnis

- [39] Davis R. J., Millis M. B.
Ankle arthrodesis in the management of traumatic ankle arthrosis: a long-term retrospective study
Journal of Trauma 20 (1980) 674-678
- [40] Debrunner A.M.
Orthopädie. 3. vollst. überarb. Aufl.
Hans Huber Verlag, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle (1994) 64-73, 512-519
- [41] Debrunner H.U., Hepp W.
Orthopädisches Diagnostikum. 6. überarb. und erw. Auflage
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1994) 203-22
- [42] Dekelever L., Fabry G., Mulier J.
Triple arthrodesis and Lambrinudi arthrodesis. Literature review and follow-up study.
Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 96 (1980) 23-30
- [43] Dennis D. A., Clayton M. L., Wong D. A., Mack R. P., Susman M. H.
Internal fixation compression arthrodesis of the ankle
Clinical orthopaedics and related research (1990) 212-220
- [44] Dhawan S. K., Conti S. F., Towers J., Abidi N. A., Vogt M.
The effect of pulsed electromagnetic fields on hindfoot arthrodesis: a prospective study
The Journal of Foot and Ankle Surgery 43 (2004) 93-96
- [45] Dooley P., Buckley R., Tough S., McCormack B., Pate G., Leighton R., Petrie D., Galpin B.
Bilateral calcaneal fractures: operative versus nonoperative treatment
Foot and Ankle International 25 (2004) 47-52
- [46] Easley M., Trnka H., Schon L., Myerson M.
Isolated subtalar arthrodesis
The Journal of Bone and Joint Surgery A 82 (2000) 613-24
- [47] Ehalt W.
Arthrodesen der Sprunggelenke
Wiener klin. Wschr. 24 (1960) 435-438
- [48] Eingartner C., Volkmann R., Winter E., Weller S.
Die Spanplastik bei Pseudarthrosen nach Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes
Akt. Traumatol. 24 (1994) 155-156
- [49] Eingartner C., Volkmann R., Winter E., Weller S.
Revisionsoperationen nach fehlgeschlagenen Arthrodesen des oberen Sprunggelenks
Langenbecks Arch Chir Suppl 2 (1996) 941-944
- [50] Engsborg J., Andrews J.
Kinematic analysis of the talocalcaneal/talocrural joint during running support
Medicine and Science in Sports and Exercise 19 (1987) 3:275-284

- [51] Fellmann J., Zollinger H.
Versteifungseingriffe am USG - wechselnde Konzepte im Wandel der Zeit
Orthop. 134 (1996) 341-345
- [52] Fitzgibbons T.C.
Arthroscopic ankle debridement and fusion : indications , techniques and results
Instr. Course Lect. 48 (1999) 243-248
- [53] Foltin E., Wurdinger W.
Die Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes nach Wilson
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),254-256
- [54] Fournol S.
Subtalar prosthesis. Operative technique and first results
Journal de chirurgie 129 (1992) 176-181
- [55] Frey C., Halikus N.M., VU-Rose T., Ebramzadeh E.
A review of ankle arthrodesis: predisposing factors to nonunion
Foot & Ankle International 15 (1994) 1071-1077
- [56] Gabrion A., Jarde O., Havet E., Merti P., Olory B., de Lestang M.
Ankle arthrodesis after failure of a total ankle prosthesis. Eight cases
Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur 90
(2004)
- [57] Garrel T.v., Schlenzka R., Gotzen L.
Die monolaterale Kompressionsarthrodesese des oberen Sprunggelenkes
- Technik und Ergebnisse
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),290-295
- [58] Giolito A., Grob C.
Verriegelungsarthrodesese des oberen Sprunggelenkes
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),252-253
- [59] Glick J.M., Morgan C.D., Myerson M.S., Sampson T.G., Mann J.A.
Ankle arthrodesis using an arthroscopic method : Long-term follow up of
34 cases
The journal of arthroscopic and related surgery 4 (1996) 428-434
- [60] Goebel M., Mückley T., Gerdsmeyer L., Militz M., Bühren V.
Die kombinierte Kompressionsmarknagelarthrodesese von OSG und USG
Unfallchirurg 106 (2003) 633-641
- [61] Grass R., Zwipp H.
Die Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes in der Vier-Schrauben-
Technik
Operat Orthop Traumatol 10 (1998) 134-142
- [62] Greenspan
Skelettradiologie (Orthopädie, Traumatologie, Rheumatologie,
Onkologie)
Urban- und Fischer Verlag (2003) dritte Auflage

6 Literaturverzeichnis

- [63] Grice D.S.
An extra-articular arthrodesis of the subastragalar joint for correction of paralytic flat feet in children
The Journal of Bone and Joint Surgery 34 A (1952) 927-940
- [64] Grice D.S.
Further experience with extra-articular arthrodesis of the subtalar joint
The Journal of Bone and Joint Surgery 37 A (1955) 246-259
- [65] Gross R.
A clinical study of the batchelor subtalar arthrodesis
The Journal of Bone and Joint Surgery A 58 (1976) 343-349
- [66] Gruen G.S., Mears D.C.
Arthrodesis of the ankle and subtalar joints
Clin Orthop 268 (1991) 15-20
- [67] Haaker R.
Arthrodesen und Orthesen zur Funktionsverbesserung am Fuß
Trauma und Berufskrankheiten 3 (2001) 62-65
- [68] Haddad S.L., Myerson M.S., Pell R.F., Schon L.C.
Clinical and radiographic outcome of revision surgery for failed triple arthrodesis
Foot & Ankle International 8 (1997) 489-499
- [69] Hagen R.
Ankle arthrodesis
Clin. Orthop. 202 (1986) 152-62
- [70] Hall M. C., Pennal G. F.
Primary subtalar arthrodesis in the treatment of severe fractures of the calcaneum
Journal of Bone and Joint Surgery Br 42 (1960) 336-343
- [71] Hanson T. W., Cracchiolo A.
The use of a 95 degree blade plate and a posterior approach to achieve tibiotocalcaneal arthrodesis
Foot and Ankle International 23 (2002) 704-710
- [72] Harnisch E., Rütt J.
Unsere Erfahrungen mit der Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes 1979-1990
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),265-273
- [73] Haskell A., Pfeiff C., Mann R.
Subtalar Joint Arthrodesis Using a Single Lag Screw
Foot & Ankle International 25 (2004) 774-777
- [74] Hermichen H., Hanck A., Weller S.
Spätergebnisse nach Arthrodesen im unteren Sprunggelenk
Hefte Unfallheilkunde 174 (1984) 339
- [75] Heus J.A.C., Martl R.K., Besselaar P.P., Albers G.H.R.
The influence of subtalar and triple arthrodesis on the tibiotalar joint
The journal of bone and joint surgery 4 (1997) 644-647

- [76] Hintermann B.
Die STAR-Sprungelenkprothese
Orthopäde 9 (1999) 792-803
- [77] Hintermann B., Valderrabano V., Nigg B.
Influence of Screw Type on Obtained Contact Area and Contact Force in
a Cadaveric Subtalar Arthrodesis Model
Foot & Ankle International 23 (2002) 986-991
- [78] Holz U.
Die Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes mit Zugschrauben
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),248-251
- [79] Huang, P.J., et al.
Hindfoot arthrodesis for neuropathic deformity.
Kaohsiung J Med Sci. 23 (2007) 120-127
- [80] Huefner T., Thermann H., Geerling J., Pape H.C., Pohlemann T.
Primary Subtalar Arthrodesis of Calcaneal Fractures
Foot & Ankle International 22 (2001) 9-14
- [81] Imhoff A., Baumgartner R.
Fußchirurgie
- [82] Jäger M., Wirth C.J.
Praxis der Orthopädie
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (1992)
- [83] Johansson J. E., Harrison J., Greenwood F. A
Subtalar arthrodesis for adult traumatic arthritis
Foot Ankle 2 (1982) 294-298
- [84] Johnson E., Boseker E.
Arthrodesis of the ankle.
Arch. Surg. 97 (1968) 766-73
- [85] Jung, H.G., et al.
Effect of tibiotalar joint arthrodesis on adjacent tarsal joint pressure in a
cadaver model
Foot Ankle Int, 2007. 28(1) 103-108
- [86] Keener B., Sizensky J.
The Anatomy of the Calcaneus and Surrounding Structures
Foot & Ankle Clinics 10 (2005) 413-424
- [87] Kirkpatrick J., Goldner J., Goldner R.
Revision arthrodesis for tibiotalar pseudarthrosis with fibular onlay-inlay
graft and internal screw fixation
Clin. Orthop. 268 (1991) 29-36
- [88] Kirkup J.
Arthrodeses of the hindfoot
The Foot 2 (1992) 55-56
- [89] Kitaoka H., Anderson P., Morrey B.
Revision of ankle arthrodesis with external fixation for non-union
The Journal of Bone and Joint Surgery A. 74 (1992) 1191-1200

6 Literaturverzeichnis

- [90] Kitaoka H., Luo Z., An K.
Subtalar Arthrodesis Versus Flexor Digitorum Longus Tendo Transfer for Severe Flatfoot Deformity: An in Vitro Biomechanical Analysis
Foot & Ankle International 18 (1997) 710-715
- [91] Kitaoka H.B.
Arthrodesis of the ankle : technique , complications and salvage treatment
Instr. Course Lect. 48 (1999) 255-261
- [92] Kitaoka H.B.
Salvage of nonunion following ankle arthrodesis for failed total ankle arthroplasty
Clin Orthop 268 (1991) 37-43
- [93] Kitaoka H.B., Alexander I.J., Adelaar R., Nunley J., Myerson M., Sanders M.
Clinical rating systems of the ankle-hindfoot, midfoot, hallux and lesser toes
Foot & Ankle International 15 (1994) 349-353
- [94] Kitaoka H.B., Patzer G.L.
Arthrodesis for the treatment of arthrosis of the ankle and osteonecrosis of the talus
The journal of bone and joint surgery 3 (1989) 370-379
- [95] Kjaersgaard-Anderson P., Slubjerg J, Wethelund J.,Helmig P., Madsen F.
Watson-Jones tenodesis for ankle instability A mechanical analysis in amputation specimens.
Acta Orthopaedica Scandinavica 60 (1989) 477-480
- [96] Klein P., Sommerfeld P.
Biomechanik der menschlichen Gelenke; Grundlagen Becken und untere Extremitäten
Urban- und Fischer Verlag (2004) erste Auflage
- [97] Kofoed H.
Die Entwicklung der Sprunggelenksarthroplastik
Orthopäde 9 (1999) 804-811
- [98] Krämer K.L., Maichl F.P.
Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (1993)
- [99] Kremer K., Lierse W., Platzer W., Schreiber H.W., Weller S.
Chirurgische Operationslehre (Untere Extremität)
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (1997)
- [100] Lance E.M., Paval A., Fries I., Larsen I., Patterson R.
Arthrodesis of the ankle joint
Clin. Orthop. 142 (1979) 146-58

- [101] Lang M.
Kompressions-Resektionsarthrodese mit Fixateur externe im oberen Sprunggelenk
Dissertation Tübingen (1997)
- [102] Lange M.
Die Arthrodese im unteren Sprunggelenk (Talokalcanealgelenk) zur Behandlung der Plattfüße mit Arthritis deformans.
Z. Orthop. Chir. 57 (1932) 106-117
- [103] Lange M.
Die Arthrodesen
Wien. Med. Wschr. 105 (1955) 256-266
- [104] Lange M.
Orthopädisch- chirurgische Operationslehre
2. Aufl. von J. F. Bergmann Verlag, München (1962) 88-104, 769-888
- [105] Lange M.
Lehrbuch der Orthopädie und Traumatologie
Bd. II/2. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart (1965) 311-336
- [106] Lapidus P.W.
Subtalar joint , its anatomy and mechanics
Bull. Hosp. Joint Dis. 16 (1956) 179-195
- [107] Lehnert B., Gosch C., Sims E.
A plantar approach for fixation of subtalar joint arthrodesis
The Journal of Foot and Ankle Surgery 43 (2004) 67-69
- [108] Leibner E. D., Elishoov O., Zion I., Liebergall M.
Primary subtalar arthrodesis for severe talar neck fractures: a report of three cases
Foot and Ankle Intational 27(2006) 461-464
- [109] Levine S.E., Myerson M.S., Lucas P., Schon L.C.
Salvage of Pseudarthrosis after tibiotalar arthrodesis
Foot & Ankle International 9 (1997) 580-585
- [110] Lippert H.
Die medizinische Dissertation
Urban & Schwarzenberg München Wien Baltimore (1989)
- [111] Lynch A., Bourne R., Rorabeck C.
The long term results of the ankle arthrodesis
The Journal of Bone and Joint Surgery B. 70 (1988) 113-116
- [112] M Glasgow, A Jackson, and AM Jamieson
Instability of the ankle after injury to the lateral ligament
Journal of Bone and Joint Surgery B 62 (1980) 196-200
- [113] Mahan K.T., Yu G.V., Kalish S.R., Corey S.V.
Podiatry institute ankle fusion technique
Journal of the American Podiatric Medical Association 3 (1997) 101-116

6 Literaturverzeichnis

- [114] Mann M., Parks B., Pak S., Miller S.
Tibiotalocalcaneal arthrodesis: a biomechanical analysis of the rotational stability of the Biomet Ankle Arthrodesis Nail
Foot & Ankle International 22 (2001)731-733
- [115] Mann R.
Biomechanics of the foot- Chapter 13
The foot - Chapter 13 : 257-266
- [116] Mann R. A., Rongstad K. M.
Arthrodesis of the ankle : A critical analysis
Foot & Ankle International 1 (1998) 3-9
- [117] Mann R., Van-Manen J, Wapner K., Martin J.
Ankle fusion
Clin. Orthop. 268 (1991) 49-55
- [118] Mann R.A., Beaman D.N., Horton G.A.
Isolated subtalar arthrodesis
Foot & Ankle International 8 (1998) 511-519
- [119] Markolf K., Schmalzried T., Ferkel R.
Torsional Strength of the Ankle in vitro - the Supination-External-Rotation Injury
Clinical Orthopaedics and Related Research 246 (1989) 266-272
- [120] Marsh J.L., Rattay R.E., Dulaney T.
Results of ankle arthrodesis for treatment of supramall nonunion and ankle arthrosis
Foot & Ankle International 3 (1997) 138-143
- [121] Maskill J., Bohay D., Anderson J.
Calcaneus fractures: a review article
Foot Ankle Clin 10 (2005) 463-489
- [122] McGuire M., Kyle R., Gustilo R., Premer R.
Comparative Analysis of Ankle Arthroplasty Versus Ankle Arthrodesis.
Clin. Orthop. 226 (1988) 174-181
- [123] Meyer M.S., Alvarez B.E., Njus G.O., Bennett G.L.
Triple arthrodesis : A biomechanical evaluation of screw staple fixation
Foot & Ankle International 12 (1996) 764-767
- [124] Mollowitz G.G.
Der Unfallmann
Springer Verlag Berlin Heidelberg (1993) 308-348
- [125] Monroe M.T., Beals T.C., Manoli A.
Clinical outcome of arthrodesis of the ankle using rigid internal fixation with cancellous screws
Foot & Ankle International 4 (1999) 227-231
- [126] Morrey B., Wiedemann G.
Complications and long-term results of ankle arthrodeses following trauma
The Journal of Bone and Joint Surgery A 62 (1980) 777-784

- [127] Muckley T., Eichorn S., Hoffmeier K., von Oldenburg G., Speitling A, Hoffmann G., Buhren V.
Biomechanical evaluation of primary stiffness of tibiotolocaneal fusion with intramedullary nails
Foot and Ankle International 28 (2007) 224-231.
- [128] Muckley, T., G. Hofmann, and V. Buhren
Tibiotalar arthrodesis with the tibial compression nail
Operative Orthopädie und Traumatologie 17(2005) 407-425
- [129] Mueckley T., Hofmann G.O.
Arthrodesen mit intramedullären Kraftträgern
Trauma und Berufskrankheit 7 (2005) 107-111
- [130] Mueckley T., Schutz T., Srivastava S., Goebel M., Gonschorek O., Buhren V.
Ankle arthrodesis with intramedullary compression nailing
Unfallchirurg 106 (2003) 732-740
- [131] Mueckley T., Schütz t., Srivastava S., Goebel M., Gonschorek O., Bühren V.
Die Technik der tibiotalaren Arthrodesese mit Kompressionsmarknagel
Unfallchirurg 106 (2003) 732-740
- [132] Mueckley, T., Eichorn S., von Oldenburg G., Speitling A., DiCicco J., Hofmann G., Buhren V.
Biomechanical evaluation of primary stiffness of tibiotalar arthrodesis with an intramedullary compression nail and four other fixation devices
Foot and Ankle International 27 (2006) 814-820
- [133] Müller E.J., Wick M., Muhr G.
Chirurgische Therapie bei Inkongruenzen und Arthrosen am oberen Sprunggelenk
Orthopäde 6 (1999) 529-537
- [134] Nester C.
Rearfoot complex: a review of its independent components, axis orientation and functional model
The Foot 7 (1997) 86-96
- [135] Niemy K.
Zur Behandlung der Fußdeformitäten bei ausgeprägten Lähmungen
Arch . Orthop. Unfallchir. 3 (1905) 60-64
- [136] Nigg B., Skarvan G, Frank CB, Yeadon MR
Elongation and forces of ankle ligaments in a physiological range of motion.
Foot & Ankle 11 (1990) 30-40
- [137] O'Brien T.S., Hart T.S., Shereff M.J., Stone J., Johnson J.
Open versus arthroscopic ankle arthrodesis : a comparative study
Foot & Ankle International 6 (1999) 368-374
- [138] Oznur A., Komurcu M., Marangoz S., Tasatan E., Alparslan M., Atesalp A.
A new perspective on management of open calcaneus fractures
International Orthopäedics 2007

- [139] Papa J., Myerson M., Girard P.
Salvage, with Arthrodesis, in Intractable Diabetic Neuropathic Arthropathy of the Foot and Ankle
The Journal of Bone and Joint Surgery A. 75 (1993) 1056-1066
- [140] Papa J.A., Myerson M.
Pantalar and Tibiotalocalcaneal Arthrodesis for Post-Traumatic Osteoarthritis of the Ankle and Hindfoot
The Journal of Bone and Joint Surgery A. 74 (1992) 1042-1049
- [141] Patterson B.M., Inglis A.E., Moeckel B.H.
Anterior sliding graft for tibiotalar arthrodesis
Foot & Ankle International 6 (1997) 330-334
- [142] Patterson R., Parrish F., Hathaway E.
Stabilizing operations on the foot
A Study of the Indications, Techniques Used, and End Results
Journal of Bone and Joint Surgery 32 (1950) 1-26
- [143] Phahler M., Krödel A., Tritschler A., Zenta S.
Role of internal and external fixation in unkle fusion
Arch orthop trauma surg 115 (1996) 146-148
- [144] Piazza S.
Mechanics of the Subtalar Joint and its Function During Walking
Foot & Ankle Clinics 10 (2005) 425-442
- [145] Poeze M., Verbruggen J. P., Brink P. R.
The relationship between the outcome of operatively treated calcaneal fractures and institutional fracture load. A systematic review of the literature
Journal of Bone and Joint Surgery Am 90 (2008) 1013-21
- [146] Pretterklieber M.L.
Anatomie und Kinematik der Sprunggelenke des Menschen
Radiologe 1 (1999) 1-7
- [147] Putz R., Pabst R.
Atlas der Anatomie des Menschen Band2
Rumpf, Eigeweide, untere Extremitäten
Urban und Fischer Verlag (2000) 262-388
- [148] Randolph, T., H. Vogler
Nonunions and delayed unions
Journal of Foot Surgery 24 (1985) 62-67
- [149] Rehart S., Peters A., Kerschbaumer F.
Arthrodesen am unteren Sprunggelenk beim Erwachsenen
Orthopäde 28 (1999) 770-777
- [150] Rehn J., Lies A.
Die Pathogenese der Pseudarthrose, ihre Diagnostik und Therapie.
Unfallheilkunde 84 (1981) 1-13

- [151] Rosenbaum D., Becker H., Wilke H., Claes L.
Tenodeses destroy the kinematic coupling of the ankle joint complex
A three-dimensional in vitro analysis of joint movement
Journal of Bone and Joint Surgery Br 80 (1998) 162-168
- [152] Rosenbaum D., Bauer G., Augat P., Claes L.
Calcaneal fractures cause a lateral load shift in Chopart joint contact
stress and plantar pressure pattern in vitro
Journal of Biomechanics 29 (1996) 1435 - 1443
- [153] Rosenbaum D., Bertsch C., Claes L.
Effects of ligament injuries and reconstruction procedures on joint
contact stress in the ankle and chopart joints
Efort-European federation of National Associations of Orthopaedics and
Traumatology
- [154] Rosenbaum D., Bertsch C., Claes L.
Tenodeses do not fully restore ankle joint loading characteristics: a
biomechanical in vitro investigation in the hind foot
Clinical Biomechanics 12 (1997) 202-209
- [155] Rosenfeld J., Parks B., Schon L.
Biomechanical Investigation of Optimal Fixation of Isolated Talonavicular
Joint Fusion
The American Journal of Orthopaedics 2005, September: 445-448
- [156] Ross S.D., Matta J.
Internal compression arthrodesis of the ankle
Clin. Orthop. 199 (1985) 54-60
- [157] Rowan R. Davey K.J.
Ankle arthrodesis using an anterior AO T-plate
Bone Joint Surg. Br. 1 (1999) 113-116
- [158] Rüter A., Trentz O., Wagner M.
Unfallchirurgie
Urban & Schwarzenberg Verlag München Wien Baltimore (1995)
- [159] Rzesacz E.H., Culemann U., Illgner A., Reilmann H.
Der homologe Talusersatz nach Talektomie bei Infekt und septischer
Talusnekrose
Unfallchirurg 100 (1997) 497-501
- [160] Salathe E., Arangio G.
A Biomechanical Model of the Foot: The Role of Muscles, Tendons, and
Ligaments
Journal of Biomechanical Engineering 124 (2002) 281-287
- [161] Sammarco V. J., Magur E. G., Sammarco G. J., Bagwe, M. R.
Arthrodesis of the subtalar and talonavicular joints for correction of
symptomatic hindfoot malalignment
Foot Ankle Int 27 (2006)661-666
- [162] Sammmarco J., Tablante E.
Subtalar Arthrodesis
Clinical Orthopaedics and Related Research 349 (1998) 73-80

6 Literaturverzeichnis

- [163] Sangeorzan B.J., Wagner U.A., Harrington R.M, Tencer A.F.
Contact characteristics of the subtalar joint after a simulated calcaneus fracture
Journal Orthop Res 10 (1992) 544-551
- [164] Sawbones Europe Ab., Sawbones Catalogue 2004 Europe: 70-72
- [165] Schiebler T.H., Schmidt W.
Anatomie
Springer Verlag Berlin Heidelberg (1991)
- [166] Schmidt R., Benesch S., Bertsch C., Neller S., Gerngroß H., Claes L.
Der Einfluss anatomischer Bandreparationen auf den Sprunggelenkkomplex: eine in-vitro Untersuchung
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 4 (2003) 136-141
- [167] Schnettler R., Börner M.
Die Arthrodesse im oberen Sprunggelenk - Ursachen, Technik, Ergebnisse
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),274-27
- [168] Schramm C.A., Hein S.C., Cooper P.S.
Triple arthrodesis
Aorn Journal 1 (1996) 31-52
- [169] Schulze W., Richter J., Russe O., Ingelfinger P., Muhr G.
Surgical treatment of talus fractures: a retrospective study of 80 cases followed for 1-15 years
Acta Orthopaedica Scandinavica 73 (2002) 344-51
- [170] Scranton Jr. P.
Use of Internal Compression in Arthrodesis of the Ankle
The Journal of Bone and Joint Surgery A. 67 (1985) 550-555
- [171] Scranton Jr. P., Fu F., Brown T.
Ankle arthrodesis
Clin. Orthop. 151 (1980) 234-243
- [172] Scranton Jr., P.
An Overview of Ankle Arthrodesis
Clin. Orthop. 268 (1991) 96-101
- [173] Seiler H.
Biomechanik des oberen Sprunggelenkes
Orthopäde 15 (1986) 15-22
- [174] Seiler H.
Das obere Sprunggelenk - Biomechanik und funktionelle Anatomie
Orthopäde 6 (1999) 460-468
- [175] Seymour N., Evans D.
A modification of the Grice subtalar arthrodesis
The Journal of Bone and Joint Surgery B. 50 (1968) 372-375

- [176] Siegler S., Chen J., Schneck C.
The threedimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joint
Journal of Biomechanical Engineering 110 (1988) 364-373
- [177] Soldner E., Börner M.
Die Arthrodesese im unteren Sprunggelenk nach Fersenbeinfrakturen
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),296-299
- [178] Song S.K., Kang C.H., Min B.W., Sohn G.J.
Preoperative and postoperative evaluation of intraarticular fractures of the calcaneus
based on computed tomography scanning
Journal of orthopedic trauma 6 (1997) 435-440
- [179] Stürmer K.
Pathophysiologie der gestörten Knochenheilung
Orthopäde. 25 (1996) 386-393
- [180] Takakura Y., Tanaka Y., Sugimoto K., Akiyama K., Tamai S.
Long-term results of arthrodesis for osteoarthritis of the ankle
Clin. Orthop. 4 (1999) 178-185
- [181] Thermann H., Hüfner T., Roehler A., Tscherne H.
Schraubenarthrodesese des oberen Sprunggelenkes
Orthopädie 25 (1996) 166-176
- [182] Thermann H., Hüfner T., Schrott E., Held C., v. Glinski S., Tscherne H.
Long-term Results of Subtalar Fusion After Operative Versus Nonoperative Treatment of Os Calcis Fractures
Foot & Ankle International 20 (1999) 408-416
- [183] Thermann H., Hüfner T., Schrott H.-E., Held C., Tscherne H.
Die subtalare Fusion nach konservativ oder operativ behandelter intraartikulärer Kalkaneusfraktur
Unfallchirurg 1 (1999) 13-22
- [184] Thomann K.-D.
Die künstliche Gelenkversteifung - Zur Geschichte eines therapeutischen Verfahrens
In:Stuhler Th.(Hrsg.): Arthrodesesen, Thieme Verlag Stuttgart
NewYork(1994),2-21
- [185] Thomas J., Moeini R., Soileau R.
The effects on subtalar contact and pressure following talonavicular and midtarsal joint arthrodesis
The Journal of Foot & Ankle Surgery 39 (200) 78-88
- [186] Thomas P.
Placement of screws in subtalar arthrodesis: a simplified technique
Foot & Ankle International 19 (1998)416-417
- [187] Thomas R. H., Daniels T. R.
Primary fusion as salvage following talar neck fracture: a case report
Foot and Ankle International 24 (2003) 368-71

6 Literaturverzeichnis

- [188] Tiemann A., David A., Jakob M., Muhr G.
Die Korrekturarthrodese bei isolierten posttraumat. Fehlstellungen im Subtalargelenk
Chirurg 69 (1998) 866-871
- [189] Trieb K., Lack W.
Die minimalinvasive Arthrodese des oberen Sprunggelenks mittels spongiosagefüllter Titanschraubzylinder
Orthop u. Grenzgebiete 1 (1999) 79-82
- [190] Upmeyer M., Labitzke R.
Die Seilzuggurtungsarthrodese am Fuß
In:Stuhler Th.(Hrsg): Arthrodesen, Thieme Stuttgart
NewYork(1994),278-281
- [191] Vecsei V, Nonnemann H., Klemm K., Kempf I.
Heilungskomplikationen und Infektionen. Sonderausgabe aus Knochenbruchheilung. Empfehlung des Gerhard-Küntschers-Kreises.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1995) 139-46
- [192] Viladot A.
Biomechanics of the subtalar Joint
The Foot 2 (1992) 83-88
- [193] Wang C.-L., Cheng C.-K., Chen C.-W., Lu C.-M., Hang Y.-S., Liu T.-K.
Contact areas and pressure distributions in the subtalar joint
Journal of Biomechanics 28 (1995) 269 - 279
- [194] Wayne J.S., Lawhorn K.W., Davis K.E., Prakash K.
The effect of tibiotalar fixation on foot biomechanics
Foot & Ankle International 12 (1997) 792-797
- [195] Weber M., Schwer E.H., Siebert C.H.
Fokussanierung einer chronisch sequestrierten Talusosteomyelitis durch die TCNC-Arthrodese
Unfallchirurg 5 (1999) 402-405
- [196] Weinstabl R., Nau Th.
Neue therapeutische Möglichkeiten nach Sprunggelenksverletzungen
Radiologe 1 (1999) 8-15
- [197] Wilke H.
Möglichkeiten und Grenzen der biomechanischen In-vitro-Testung von Wirbelsäulenimplantate
Habilitationsschrift Medizinische Fakultät der Universität Ulm 1996
- [198] Willard D.
Arthrodosis in lateral deformities of paralytic feet
American journal of Orthopaedic Surgery 14 (1916) 323-328
- [199] Wilson F., Gardner F., Lamotte P., Williams J.
Triple Arthrodosis
A Study of the factors affecting fusion after three hundred and one procedures
Journal of Bone and Joint Surgery 47 (1965) 340-348

- [200] Winson I. G., Robinson D. E., Allen P. E.
Arthroscopic ankle arthrodesis
Journal of Bone and Joint Surgery Br 87 (2005) 343-347
- [201] Wirth C.J., Zichner L.
Orthopädie und orthopädische Chirurgie Fuß
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (2002)
- [202] Witt A.N.
Die Behandlung von Pseudarthrosen
Walter de Gruyter Verlag, Berlin (1952)
- [203] Wright D., Desai S., Henderson W.
Action of the Subtalar and Ankle - Joint Complex During the Stance
Phase of Walking
The Journal of Bone & Joint Surgery 46 (1964) 361-464
- [204] Wülker N., Flamme C.
Rückfußarthrosen
Orthopäde 25 (1996) 177-186
- [205] Wülker N., Flamme C.H., Müller A., Wirth C.J.
10-Jahres Verläufe nach Arthrodesen der Rückfußgelenke und des
oberen Sprunggelenks
Orthop. 135 (1997) 509-515
- [206] Wülker N., Stepheus M., Cracchiolo A.
Operationsatlas Fuß und Sprunggelenk
Enke Verlag Stuttgart (1998) 245-262 u. 333-344
- [207] Wülker N., Stukenborg C., Savory K., Alfke D.
Hindfoot Motion after Isolated and Combined Arthrodeses:
Measurements in Anatomic Specimens
Foot & Ankle International 21 (2000) 921-927
- [208] Zwipp H.
Die antero-laterale Instabilität des oberen Sprunggelenkes. Eigene
experimentell-klinische Untersuchungen
Hefte Unfallheilkunde 177 (1986) 28-59
- [209] Zwipp H.
Chirurgie des Fußes
Springer Verlag Wien New York (1994)
- [210] Zwipp H., Grass R., Rammelt S., Dahlen C.
Arthrodesen – Pseudarthrosen am Sprunggelenk
Chirurg 70 (1999) 1216-1224 [84]

7 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1:	Anatomie des Fußes [18].....	9
Abbildung 2:	Topographie der Gelenkachsen und Fußstabilisatoren [209].....	12
Abbildung 3:	Talusmodell (1124-2) in Ansicht von cranial	24
Abbildung 4:	Talusmodell (1124-2) in Ansicht von medial	24
Abbildung 5:	Calcaneusmodell (1123-3) in lateraler Ansicht	24
Abbildung 6:	Calcaneusmodell (1123-3) in frontaler Ansicht	24
Abbildung 7:	Versuchsaufbau Inversion / Eversion ausgerichtet nach der Bewegungsachse des USG.....	27
Abbildung 8:	Versuchsaufbau Innen-/Aussenrotation ausgerichtet über dem Rotationszentrum des USG	28
Abbildung 9:	Zebris – Messsystem im Versuchsaufbau	29
Abbildung 10:	Mikro-CT-Auswertung der Kadaverknochen.....	30
Abbildung 11:	Calcaneus-Boden-Winkel [62], [96]	32
Abbildung 12:	Neigungswinkel USG-Achse in der Sagittalebene [96]	33
Abbildung 13:	Neigungswinkel USG-Achse in der Horizontalebene [81].....	33
Abbildung 14:	Rotationszentrum USG [96].....	34
Abbildung 15:	parallele ASNIS-Schrauben gleichläufig in a.p. Stellung	35
Abbildung 16:	parallele ASNIS-Schrauben gegenläufig in a.p. Stellung.....	36
Abbildung 17:	gekreuzte ASNIS-Schrauben in a.p. Stellung	37
Abbildung 18:	parallele ASNIS - und BISS – Schraube in a.p. Stellung	38
Abbildung 19:	Calcaneus in Epoxidharzform im Schraubstock	39
Abbildung 20:	Calcaneus mit Einspannung in Seitenansicht.....	40

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 21:	Talus und Calcaneus mit Kirschnerdrähten fixiert.....	40
Abbildung 22:	Talus und Calcaneus mit Kirschnerdrähten in Seitenansicht.....	41
Abbildung 23:	USG mit Steinmanpin fixiert	42
Abbildung 24:	USG mit Tibiazielbügel zur genauen Bohrung	42
Abbildung 25:	USG mit Tibiazielbügel beidseits zur genauen Bohrung	42
Abbildung 26:	Bohrung von unten in Calcaneus mittels Bohrer und Zielbügel	42
Abbildung 27:	Ansicht von oben auf USG in Epoxidharzform unter Bohrung mit Hilfe von Zielbügel	43
Abbildung 28:	In Epoxidharz eingebettetes USG nach Reinigung	44
Abbildung 29:	USG mit Führungsdrähten zur Einbringung der Schrauben.....	44
Abbildung 30:	USG in Frontalansicht bei der Einbringung einer Schraube über Führungsdraht	44
Abbildung 31:	USG mit erster eingebrachter Schraube	44
Abbildung 32:	USG mit zweiter eingebrachter Schraube	44
Abbildung 33:	USG mit Anzugsdrehmoment der Schrauben 5Nm (1)	45
Abbildung 34:	USG mit Anzugsdrehmoment der Schrauben 5Nm (2)	45
Abbildung 35:	Drehmomentschraubenzieher mit 5 Nm (3)	45
Abbildung 36:	USG mit zwei parallel eingebrachten Schrauben	45
Abbildung 37:	USG mit zwei gegen-läufig eingebrachten Schrauben.....	45
Abbildung 38:	Vergleich der Primärsteifigkeiten in Pronation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	54
Abbildung 39:	Vergleich der Spaltbewegung in Pronation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	55

Abbildung 40: Vergleich der Primärsteifigkeiten in Supination für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	56
Abbildung 41: Vergleich der Spaltbewegung in Supination für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	58
Abbildung 42: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Innenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	58
Abbildung 43: Vergleich der Spaltbewegung bei Innenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	59
Abbildung 44: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Aussenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	61
Abbildung 45: Vergleich der Spaltbewegung bei Aussenrotation für 6,5mm und 8,0mm Zugschrauben mit Anzugsdrehmoment 5Nm. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	61
Abbildung 46: Überblick der Ergebnisse der Untersuchung der Sawbone - Knochen mit Schraubendurchmesser 6,5 mm (vier Versuchsgruppen, je n=6 Einzelmessungen)	63
Abbildung 47: Überblick der Ergebnisse der Untersuchung der Sawbone - Knochen mit Schraubendurchmesser 8,0 mm (vier Versuchsgruppen, je n=6 Einzelmessungen)	66
Abbildung 48: Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Innenrotation für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW ± SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	68

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 49:	Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Aussenrotation für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	68
Abbildung 50:	Vergleich der Primärsteifigkeiten in Pronation für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	69
Abbildung 51:	Vergleich der Primärsteifigkeiten in Supination für 8,0mm Zugschrauben mit 5Nm und 10Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	70
Abbildung 52:	Vergleich der Primärsteifigkeiten bei Aussenrotation für 6,5mm und 8,0mm, richtig bemessen mit zu kurzen Zugschrauben (5Nm Anzugsdrehmoment). Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	71
Abbildung 53:	Vergleich der Primärsteifigkeiten in Supination für 6,5mm und 8,0mm, richtig bemessen mit zu kurzen Zugschrauben (5Nm Anzugsdrehmoment). Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	72
Abbildung 54:	Überblick der Ergebnisse der Kadaverknochen mit dem Schraubendurchmesser 6,5 mm	73
Abbildung 55:	Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen in Pronation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	74
Abbildung 56:	Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen in Pronation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	75
Abbildung 57:	Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen in Supination für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	76

Abbildung 58:	Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen in Supination für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen.....	76
Abbildung 59:	Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen bei Innenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	77
Abbildung 60:	Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen bei Innenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	78
Abbildung 61:	Vergleich der Primärsteifigkeiten von Kunst- und Kadaverknochen bei Aussenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	79
Abbildung 62:	Vergleich der Spaltbewegung von Kunst- und Kadaverknochen bei Aussenrotation für 6,5mm Zugschrauben mit 5Nm Anzugsdrehmoment. Darstellung MW \pm SD, jeweils n=6 Einzelmessungen	79
Abbildung 63:	ASNIS-Schraube	86
Abbildung 64:	Biss-Schraube	86

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Indikationen für Arthrodesen am unteren Sprunggelenk.....	13
Tabelle 2:	Vorteile für isolierte Arthrodesen am USG.....	16
Tabelle 3:	Nachteile und Komplikationen bei der operativen Versteifung des Sprunggelenks	16
Tabelle 4:	Durchgeführte Hauptversuche Sawbone - Knochen.....	47
Tabelle 5:	Durchgeführte Kadaverknochenversuche.....	49
Tabelle 6:	Student-T-Test der Sawbone-Versuchsgruppen	51

9 Verzeichnis der Abkürzungen und Synonyme

USG	unteres Sprunggelenk
OSG	oberes Sprunggelenk
Lig.	Ligamentum
z.B.	zum Beispiel
usw.	und so weiter
Aufl.	Auflage
Bd.	Band
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
mm	Millimeter
cm	Zentimeter
d.h.	das heißt
ebd.	ebendieser, ebenda
engl.	Englisch
et al.	et al (lat.), und andere
etc.	et cetera (lat.), und weiteres
evtl.	eventuell
f	folgende
ff	fortfolgende
F&E	Forschung und Entwicklung
ggf.	gegebenenfalls

9 Verzeichnis der Abkürzungen und Synonyme

Hrsg.	Herausgeber
http	hypertext transfer protocol
i.d.R.	in der Regel
konst.	Konstant
kont.	kontinuierlich
Nr.	Nummer
S.	Seite
sog.	so genannte, so genannter, so genanntes
u.a.	und andere(s), unter anderem, unter anderen
Verl.	Verlag
vgl.	vergleiche
www	world wide web
z.T.	zum Teil
Nm	Newtonmeter
N	Newton
sec	Sekunde
deg	Grad

10 Danksagung

Mein Dank gilt Prof. Dr. med. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz für die freundliche Betreuung der Arbeit.

Des Weiteren möchte ich mich bei Prof. Dr. Peter Augat für die Unterstützung während der Doktorarbeit, insbesondere im praktischen Teil, sehr herzlich bedanken. Ebenso richtet sich der Dank an sein Team und dabei besonders an seine Mitarbeiter Dr.med.Michael Maier und Dipl. Ing. Rainer Penzkofer, die mir bei Fragen stets mit Rat und Tat zur Seite standen.

Ferner bedanke ich mich bei Prof. Dr. med. Dr. hc. Reinhard Putz für die Bereitstellung der Humanpräparate aus der Anatomischen Anstalt der LMU München.

Besonders herzlich bedanke ich mich bei meiner Familie, besonders bei meiner Mutter und bei meinem Freund Sebastian Weig, die mich während meiner Doktorarbeit stets unterstützten und mir viel Geduld und Ermutigungen entgegenbrachten.

Im Februar 2009

Susanne Lochner

