

AUS DER ABTEILUNG FÜR UNFALLCHIRURGIE
LEITER: PROF. DR. MICHAEL NERLICH
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

BIOMECHANISCHE ANALYSE EINES BIONISCHEN PLATTENDESIGNS ZUR
VERSORGUNG VON KALKANEUSFRAKTUREN

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Maximilian Kerschbaum

2013

AUS DER ABTEILUNG FÜR UNFALLCHIRURGIE
LEITER: PROF. DR. MICHAEL NERLICH
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

BIOMECHANISCHE ANALYSE EINES BIONISCHEN PLATTENDESIGNS ZUR
VERSORGUNG VON KALKANEUSFRAKTUREN

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Maximilian Kerschbaum

2013

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Bernd Kinner

2. Berichterstatter: PD Dr. Ernst Sendtner

Tag der mündlichen Prüfung: 30.05.2014

1	Einleitung	1
1.1	Epidemiologie und Ätiologie der Fersenbeinfraktur	1
1.2	Pathomechanismus der Fersenbeinfraktur	3
1.3	Diagnostik der Fersenbeinfraktur	6
1.3.1	Klinik	6
1.3.2	Radiologische Untersuchungen	8
1.3.2.1	Konventionelles Röntgen	8
1.3.2.2	Computertomographie	11
1.4	Klassifikation der Fersenbeinfraktur	13
1.5	Therapie und Prognose	14
1.5.1	Konservative Therapie	14
1.5.1.1	Konservativ-funktionelle Therapie	15
1.5.1.2	Konservativ-immobilisierende Therapie	15
1.5.2	Operative Therapie	17
1.5.2.1	Minimal invasive Osteosynthese	18
1.5.2.2	Offene Reposition und Osteosynthese	22
1.5.2.2.1	Medialer Zugang (McReynolds-Zugang)	22
1.5.2.2.2	Sustentakulärer Zugang	22
1.5.2.2.3	Lateraler Zugang (Palmer-Zugang)	23
1.5.2.2.4	Ausgedehnt lateraler Zugang (Seattle-Zugang)	24
1.5.3	Notfallversorgung	28
1.5.4	Komplikationen	28
1.5.5	Ergebnisse der operativen Versorgung	30
1.6	Fragestellung der Arbeit	31
2	Material und Methode	33
2.1	Material	33
2.1.1	Kalkaneusmodelle	33
2.1.2	Osteosyntheseplatten	34
2.1.3	Testmaschine und Testsoftware	37
2.2	Methodik	37
2.2.1	Anbringen der Kalkaneusplatten	37
2.2.2	Versuchsaufbau	40
2.2.3	Testsetup	42
2.2.4	Statistische Auswertung	43

3	Ergebnisse	44
3.1	Absolvierte Zykluszahl	44
3.2	Versagensursache	46
3.3	Maximal axiale Kraft	48
3.4	Absolvierte Laststufe	50
3.5	Axiale Auslenkung	51
3.6	Auslenkungszunahme	53
4	Diskussion	54
5	Zusammenfassung	65
6	Literaturverzeichnis	67
7	Anhang	77
7.1	Anlagen	77
7.2	Lebenslauf	106
7.3	Danksagung	110

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
CT	Computertomografie
DGUV	Deutsche gesetzliche Unfallversicherung
d. h.	das heißt
Hz	Hertz
K-Draht	Kirschner-Draht
kg	Kilogramm
Lig.	Ligamentum
M	Medartis®
max.	Maximum
min.	Minimum
mm	Millimeter
M./Mm.	Musculus/Musculi
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
MRT	Magnetresonanztomografie
N	Newton
OP	Operation
ORIF	Offene Reposition und interne Fixation
S	Synthes®
s.o.	siehe oben
s.u.	siehe unten
sog.	sogenannt
Tab.	Tabelle
z. B.	zum Beispiel
3D	Dreidimensional

1 Einleitung

„Ordinarily speaking, the man who breaks his heel bone is “done”, so far as his industrial future is concerned”

[Cotton & Henderson 1916]

Schon im Jahre 1916 erkannte Cotton, welch enorme Tragweite die Diagnose Fersenbeinbruch auf das Leben des Betroffenen haben kann. Zitate bedeutender Chirurgen veranschaulichen die Schwierigkeiten der Therapie und die oftmals schlechten Ergebnisse einer Kalkaneusfraktur. So beschrieb Conn 1935 die Kalkaneusfraktur als „a serious and disabling injury in which the end results are incredibly bad“ [Conn 1935]. Die Rekonstruktion der komplexen Anatomie des Fersenbeins und die funktionelle Wiederherstellung der beteiligten Gelenke stellt für die Fußchirurgie auch heute noch eine große Herausforderung dar, welche oftmals nur unbefriedigend gelöst werden kann.

1.1 Epidemiologie und Ätiologie der Fersenbeinfraktur

Mit ca. 2% aller Frakturen ist die Kalkaneusfraktur ein eher seltener Bruch des menschlichen Skeletts. Dennoch stellt sie mit 60% bis 75% die häufigste Fraktur im Bereich der Fußwurzelknochen dar [Släitis et al. 1979; Eastwood et al. 1993; Zwipp 1994; Juliano & Nguyen 2001]. Von einer Fersenbeinfraktur sind überwiegend Männer betroffen. Die Literatur spricht von ca. 70% bis 90% männlichen Patienten [Zwipp et al. 1993; Kundel et al. 1996; Rammelt et al. 2003; Westphal et al. 2004; Zwipp et al. 2004b; Mitchel et al. 2009]. Angaben über das Durchschnittsalter der Patienten variieren in der Literatur zwischen 40 Jahren und 50 Jahren [Släitis et al. 1979; Eastwood et al. 1993; Kinner et al. 2002; Westphal et al. 2004; Zwipp et al. 2004b]. 70% der Patienten mit einer Fersenbeinfraktur weisen zusätzliche, assoziierte Verletzungen, z.B. Kompressionsfrakturen der Wirbelsäule oder weitere Verletzungen der unteren Extremität auf [Släitis et al. 1979; Mitchel et al. 2009]. Der Anteil an polytraumatisierten Patienten liegt bei ca. einem Viertel bis einem Drittel [Zwipp et al.

1993; Rammelt et al. 2003; Zwipp et al. 2004b]. Während Kundel 1996 nur 4% offene Kalkaneusfrakturen beobachtete, spricht die Mehrzahl der Autoren von über 9% offen frakturierter Fersenbeinbrüche [Zwipp et al. 1993; Kundel et al. 1996; Rammelt et al. 2003; Zwipp et al. 2004b]. Bei ca. 6% bis 20% der Patienten werden bilaterale Kalkaneusfrakturen beschrieben [Parmar et al. 1993; Rammelt et al. 2003; Zwipp et al. 2004b; Zeman et al. 2013]. Bei 80% bis 90% der Fälle handelt es sich um eine intraartikuläre Fraktur, es sind also eine oder mehrere Gelenkflächen betroffen [Släitis et al. 1979; Kundel et al. 1996; Rammelt et al. 2003]. Dabei ist meist auch die posteriore Gelenkfacette mitfrakturiert [Zwipp et al. 2004b]. Angaben über die Beteiligung des Articulatio calcaneocuboidea im Rahmen einer Kalkaneusfraktur schwanken in der Literatur erheblich. Einige Autoren beschreiben eine Mitbeteiligung in ca. einem Drittel der Fälle, während andere Autoren über eine Beteiligung des Calcaneocuboidalgelenks bei über 70% der Fälle berichten [Stephenson 1987; Hutchinson & Huebner 1994; Ebraheim et al. 1996; Linsenmaier et al. 2003; Zwipp et al. 2004b; Kinner et al. 2010]. Die anteriore Gelenkfacette der Articulatio talocalcanearis ist in 8% der Fälle mitfrakturiert [Zwipp 1994].

Während laut Zwipp 1993 bei über der Hälfte aller Patienten der Verkehrsunfall als Hauptursache für eine Frakturierung des Kalkaneus galt, beschreiben andere Studien den Sturz aus großer Höhe als wichtigsten ätiologischen Faktor bei der Entstehung einer Fersenbeinfraktur [Stephenson 1987; Zwipp et al. 1993; Kundel et al. 1996; Rammelt et al. 2003; Mitchel et al. 2009]. So hat Rammelt 2003 unter 348 Patienten bei 82% den Sturz aus großer Höhe, bei 13% einen Verkehrsunfall und bei 5% eine Sportverletzung als Ursache identifiziert [Rammelt et al. 2003]. Ähnliche ätiologische Verteilungsmuster werden auch in aktuellen Arbeiten beschrieben [Mitchel et al. 2009; Zeman et al. 2013]

Diese epidemiologischen Kennzahlen spiegeln sich auch in der Arbeitsunfallstatistik der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) wider. Von ca. 6600 gemeldeten Kalkaneusfrakturen im Zeitraum 2009 bis 2011 sind nur ca. 370 Straßenverkehrsunfälle als Ursache gemeldet worden, während der Großteil der Frakturen auf eine Sturzfolge zurückzuführen war. Unter den gemeldeten Patienten befanden sich mehr als 80% Männer. Die Altersverteilung der Patienten zeigte eine Häufung im Alter zwischen 40 und 60 Jahren. Weniger als 3% der gemeldeten Fersenbeinbrüche sind offen frakturiert gewesen (siehe Anhang Anlage 1).

1.2 Pathomechanismus der Fersenbeinfraktur

Allen ätiologischen Faktoren ist eine axial wirkende Kraft gemein, welche über die Tibia auf den Talus übertragen wird [Essex-Lopresti 1952]. Aufgrund der enormen Zahl an pathoanatomischen Varianten einer Kalkaneusfraktur werden in der Literatur verschiedene Hypothesen zum Frakturmekanismus diskutiert [Palmer 1948; Essex-Lopresti 1952; Warrick & Bremner 1953; Thoren 1964; Soeur & Remy 1975; Burdeaux 1983; Stephenson 1987; Carr et al. 1989].

Palmer erklärt die Entstehung der Primärfraktur durch eine schlagartige Bewegung des Tuber calcanei zum Zeitpunkt der Kraftwirkung nach kranial, während die Gelenkregion weiterhin bodenwärts gedrückt wird. Dadurch kommt es zu einer primären Frakturierung vom medialen zum lateralen Aspekt des Kalkaneus [Palmer 1948]. Die genaue Lage der primären Frakturlinie - und so auch die Abmessungen der einzelnen Fragmente - sind von der Fußposition zum Zeitpunkt der Gewalteinwirkung abhängig. Befindet sich der Fuß in einer Valgusstellung, verläuft die Frakturlinie eher lateral und ein großes superomediales Fragment resultiert. Ist der Fuß zum Zeitpunkt der Kraftwirkung in einer Varusstellung, resultiert eine eher medial verlaufende Frakturlinie, wodurch ein isoliertes Sustentakulum tragendes Fragment entstehen kann [Palmer 1948; Warrick & Bremner 1953; Thoren 1964; Stephenson 1987; Wuelker & Zwipp 1996].

Essex-Lopresti stellte 1952 eine andere Hypothese für den Entstehungsmechanismus einer Fersenbeinfraktur auf [Essex-Lopresti 1952]. Da die Belastungssachse des Talus medial von der des Kalkaneus liegt, wird das Subtalargelenk zum Zeitpunkt der Gewalteinwirkung aufgrund des entstehenden Drehmoments am unteren Sprunggelenk in Eversionsstellung gedrückt [Essex-Lopresti 1952]. Der Processus fibularis des Talus schlägt dabei wie ein Meißel in den Kalkaneus ein und verursacht so exakt im Winkel nach Gissane die Primärfraktur, welche sich entgegen der Meinung von Palmer, von lateral nach medial fortsetzt [Essex-Lopresti 1952; Burdeaux 1983; Sanders 1992; Zwipp 1994].

Den oben genannten pathomechanistischen Hypothesen ist gemein, dass es sich bei den wirkenden Kräften, welche bei der Entstehung der Primärfraktur eine Rolle spielen, um Kombinationen aus Kompressions- und Scherkräften handelt, weshalb die initial entstehende Fraktur als Abscherfraktur zu klassifizieren ist [Palmer 1948; Essex-

Lopresti 1952; Warrick & Bremner 1953; Thoren 1964; Soeur & Remy 1975]. In der ersten Phase der Gewalteinwirkung entsteht so ein superomediales, Sustentakulum tragendes, vorderes Hauptfragment und ein hinteres posterolaterales Fragment, welches die posteriore Facette beinhaltet [Warrick & Bremner 1953; Zwipp 1994]. Das Sustentakulum tragende Hauptfragment bleibt dabei immer im festen Verbund mit dem Talus und wird daher von McReynolds als Schlüsselfragment bezeichnet [McReynolds 1982]. Aktuelle Untersuchungen konnten die Hypothese McReynolds jedoch widerlegen, indem sie Dislokationen genau dieses Fragments nachgewiesen haben [Berberian et al. 2013].

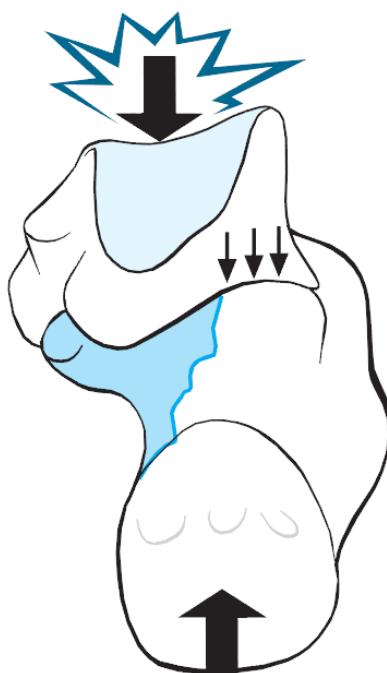


Abb. 1: Primärfrakturmechanismus der klassischen intraartikulären Kalkaneusfraktur

[Imhoff et al. 2004]

Laut Essex-Lopresti entstehen Sekundärfrakturen, wenn die Kompressionsenergie nach der primären Frakturierung noch nicht verbraucht ist. Er unterscheidet dabei zwei verschiedene Bruchtypen, die sogenannte „tongue type fracture“ und die „joint depression fracture“ [Essex-Lopresti 1952].

Bei der Tongue-Type-Fraktur verläuft die sekundäre Frakturlinie horizontal bis in das dorsale Tuber hinein [Essex-Lopresti 1952]. Es resultiert ein langes, kraniales Facettenfragment [Zwipp 1994; Stephenson 1987]. Bei diesem Frakturtyp werden

komplexe Rückfußdeformitäten bis hin zu einem verstrichenen oder negativen Böhler-Winkel beobachtet [Rammelt & Zwipp 2004].

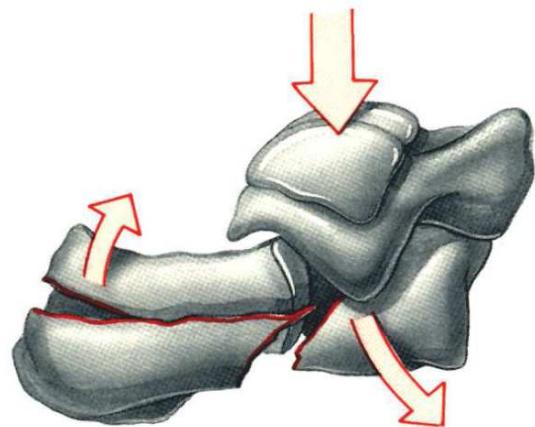


Abb. 2: Kalkaneusfraktur vom „Tongue“ – Typ

[Beck et al. 1990]

Der häufiger beobachtete Frakturtyp wird von Essex-Lopresti als „Joint-Depression-Fraktur“ bezeichnet. Dieser Typ ist durch eine Impaktierung der posterioren Facette gekennzeichnet. Die sekundäre Frakturlinie verläuft dabei direkt hinter der Gelenkfläche in das Tuber, welches jedoch nur minimal mitfrakturiert wird. Trotz des schwer zerstörten Subtalargelenks, kann der Böhler-Winkel physiologische Werte aufweisen [Essex-Lopresti 1952; Zwipp 1994].

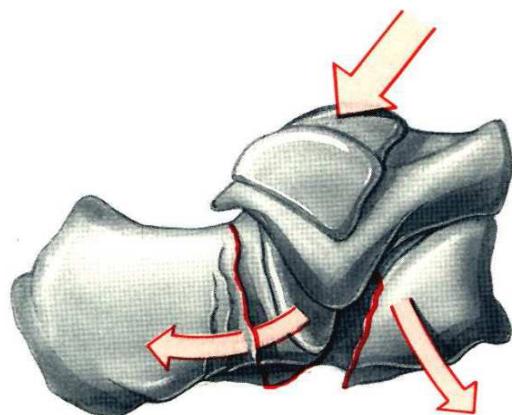


Abb. 3: Kalkaneusfraktur vom „Joint-depression“ – Typ

[Beck et al. 1990]

Neben der klassisch intraartikulären Fraktur, verursacht durch eine axiale Krafteinwirkung, gibt es noch verschiedene seltene Frakturentitäten des Fersenbeins. So kann es bei einer Gewalteinwirkung auf den Vorfuß zu einer kompensatorischen Anspannung des Musculus triceps surae kommen und daraus ein knöcherner Achillessehnenausriss resultieren. Durch den Zug des M. triceps surae am Tuber calcanei klappt dieses wie ein Entenschnabel auf, weshalb dieser Frakturtyp als „Entenschnabelbruch“ bezeichnet wird [Zwipp 1994]. Diesen Pathomechanismus findet man vor allem bei Jugendlichen mit einem noch elastisch verformbaren Kalkaneus oder bei Erwachsenen mit neuropathischen oder metabolischen Vorerkrankungen [Zwipp et al. 2005b].

Supinationstraumata sind ebenfalls mögliche Ursachen einer Fersenbeinfraktur. Dabei kann es zu einem knöchernen Ausriss des Ligamentum bifurcatum am superomedialen Aspekt des Processus anterior kommen, was zu einer extra- oder intraartikulären Fersenbeinfraktur führen kann [Rammelt & Zwipp 2004]. Durch ein Abduktionstrauma des Vorfußes kann eine transkalkaneare Chopart-Luxation entstehen. Dadurch kann die kalkaneare Gelenkfläche des Calcaneocuboidalgelenks frakturiert werden [Zwipp 1994].

1.3 Diagnostik

„Neuerliche bildgebende Verfahren, wie das Computertomogramm, haben uns neue Erkenntnisse komplexer Frakturen, wie z.B. der intraartikulären Fersenbeinbrüche geschenkt und dazu beigetragen, dass innovative operative Wege in der Fersenbeinchirurgie gegangen werden können.“.

[Zwipp 1994]

1.3.1 Klinik

Trotz der großen Vielfalt an apparativ diagnostischen Möglichkeiten der modernen Unfallchirurgie spielen Anamnese und klinische Untersuchung eines Patienten auch heute noch eine entscheidende Rolle bei der Diagnostik einer Fersenbeinfraktur. Häufig liefert erst die klinische Untersuchung den entscheidenden Hinweis auf eine

Frakturierung des Kalkaneus - insbesondere bei polytraumatisierten Patienten -, welcher durch den Einsatz weiterer diagnostischer Hilfsmittel nachverfolgt und präzisiert werden kann. Zudem erhält man mittels der klinischen Untersuchung wertvolle Informationen über den Weichteilzustand des Fußes, welche für das weitere Procedere unverzichtbar sind [Zwipp et al. 2005b].

Typische klinische Zeichen einer Kalkaneusfraktur sind starke Schmerzen, Schwellung und ein Hämatom des Rückfußes bzw. der Knöchelregion. Palpatorisch findet man ein weiches Fersenbeinpolster und oftmals eine seitliche Vorwölbung des Fersenbeins, einen sogenannten „lateral bulge“. Der Patient berichtet anamnestisch, dass er das betroffene Bein nicht belasten kann bzw. die Belastung mit starken Schmerzen verbunden ist. In der klinischen Untersuchung lässt sich eine Bewegungseinschränkung des Subtalargelenkes sowohl bei Pronation als auch bei Supination feststellen. Häufig werden Rückfußdeformitäten in Form einer Varusstellung beobachtet. Eine kontinuierliche Überwachung der Weichteile ist für das weitere Management einer Fersenbeinfraktur von großer Bedeutung, um traumatisch bedingte Hautveränderungen, wie z.B. Spannungsblasen oder Hautnekrosen, rechtzeitig erkennen und therapieren zu können [Rammelt & Zwipp 2004]. Durch die regelmäßige Prüfung der peripheren Durchblutung, Motorik und Sensibilität können schwerwiegende Komplikationen der Fraktur schon früh diagnostiziert werden. Klagt ein Patient über zunehmend starke, brennende Schmerzen im Fuß, Schmerzen bei passiver Dorsalextension oder über Parästhesien, muss eine kompartimentale Druckmessung am medialen Fußrand oder auf Höhe des Sustentakulums erfolgen, um ein Kompartmentsyndrom auszuschließen [Myerson 2000; Andermahr et al. 2001]. Ein Kompartmentsyndrom tritt bei ca. 10% aller Kalkaneusfrakturen auf [Andermahr et al. 2001]. Richman konnte 1986 in einer Untersuchung an Leichenfüßen das zentrale Kompartiment als Hauptlokalisation eines Kompartmentsyndroms bei einer Fersenbeinfraktur identifizieren [Richman & Barre 1986]. Dieses osteofibröse Kompartiment enthält neben dem Musculus quadratus plantae den lateralen und den medialen Nervus plantaris [Myerson 2000; Rammelt & Zwipp 2004]. Ausgehend vom sustentakulären Fragment kommt es zu Einblutungen aus dem Knochen oder den medialen Kalkaneusgefäßen mit einer konsekutiven Druckerhöhung im genannten Kompartement [Andermahr et al. 2001]. Eine Studie zeigte unter 98 intraartikulären Kalkaneusfrakturen bei 13% einen intrakompartimentalen Druck von über 30mmHg [Saxby et al. 1992]. Durch den erhöhten Druck kommt es sowohl zu einer Kompression des medialen und lateralen

Nervus plantaris als auch der intrakompartimentalen Gefäße zwischen dem Musculus plantaris und dem Musculus flexor digitorum brevis [Andermahr et al. 2001]. Um Langzeitschäden, wie z.B. Krallenzehen, verursacht durch eine Ischämie der Muskulatur oder durch Nervenschädigungen, zu vermeiden, muss ggf. eine Dermatofasziotomie zur Druckentlastung dieser Strukturen durchgeführt werden [Rammelt & Zwipp 2004].

1.3.2 Radiologische Untersuchungen

Neben der Anamnese und der klinischen Untersuchung sind konventionelle Röntgenaufnahmen ein initiales Diagnostikum der Fersenbeinfraktur. Zusätzlich zu den Aufnahmen des Kalkaneus sollten sowohl der Mittel- und Vorfuß als auch das obere Sprunggelenk röntgenologisch untersucht werden [Zwipp et al. 2005b]. Aufgrund häufiger Begleitverletzungen der Wirbelsäule sollte, neben der klinischen Begutachtung, zusätzlich die Lendenwirbelsäule radiologisch abgeklärt werden [Släitis et al. 1979; Sanders 2000]. Bei einer intraartikulären Fraktur des Fersenbeins ist eine Computertomographie indiziert. Diese kann die genaue Pathoanatomie und eventuelle Gelenkbeteiligungen besser darstellen und ermöglicht so eine optimale Therapieplanung [Zwipp 1994; Sanders 2000]. Die Magnetresonanztomographie hat in der Routinediagnostik einer Kalkaneusfraktur eine untergeordnete Rolle. Lediglich bei speziellen Fragestellungen kann die MRT als Ergänzung zur Computertomographie dienen [Rammelt & Zwipp 2004].

1.3.2.1 Konventionelles Röntgen

Die konventionelle Röntgendiagnostik sollte immer mindestens die drei Standardebenen enthalten: Kalkaneus lateral, axial und Fuß dorsoplantar [Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b]. Zusätzlich haben sich Spezialaufnahmen, wie z.B. die Aufnahmen nach Broden, als hilfreich erwiesen [Zwipp 1994].

Die laterale Röntgenebene lässt eine Gesamtbeurteilung über die Anatomie bzw. Pathoanatomie des Rückfußes zu. Dargestellt werden neben dem Talus, dem Corpus calcanei und dem Processus anterior auch das obere Sprunggelenk, das Subtalargelenk, das Chopartgelenk und das Calcaneocuboidalgelenk [Rammelt & Zwipp 2004].

Intraartikuläre Kalkaneusfrakturen gehen oft mit einer Höhenminderung der posterioren Facette einher, was gleichzeitig eine Abnahme des Tubergelenkwinkels nach Böhler (Norm 25° - 40°) und eine Zunahme des Gissane-Winkels (Norm 120° - 145°) bedingt [Böhler 1929; Essex-Lopresti 1952; Koval & Sanders 1993]. Diesen Zusammenhang findet man jedoch nur bei einer Trennung der komprimierten Gelenkfacette vom Sustentakulum tali. Liegt lediglich eine Frakturierung des lateralen Aspekts der posterioren Gelenkfläche vor, kann der Tubergelenkwinkel normale Werte aufweisen [Koval & Sanders 1993]. Der Böhler-Winkel dient zusätzlich als Beurteilungsparameter des Erfolges der Rekonstruktion der Rückfußanatomie, weshalb präoperativ der kontralaterale Fuß ebenfalls röntgenologisch untersucht werden sollte, um einen individuellen Tubergelenkwinkel als Repositionsziel definieren zu können [Rammelt & Zwipp 2004]. Zusätzlich stellt die laterale Röntgenaufnahme des Kalkaneus die Grundlage der Klassifikation nach Essex-Lopresti dar [Koval & Sanders 1993; Sanders 2000].

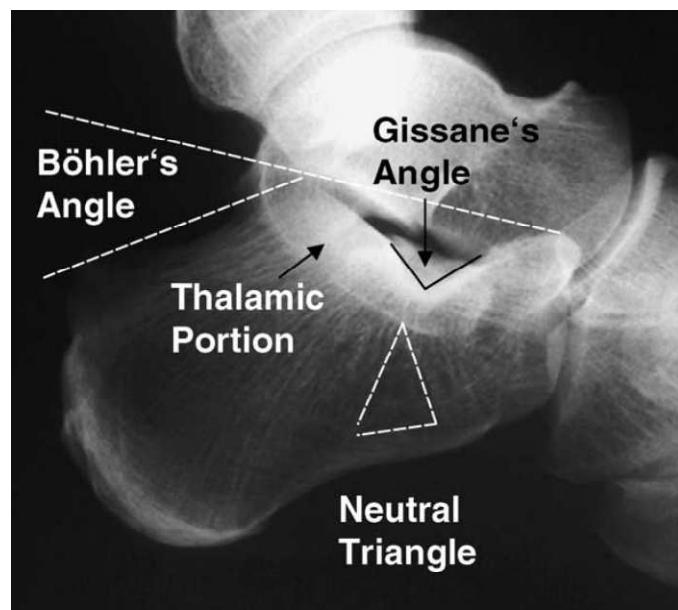


Abb. 4: Röntgenologische Darstellung der Rückfußanatomie im lateralen Strahlengang
[Rammelt & Zwipp 2004]

Mittels des axialen Strahlengangs können neben der Darstellung der Gelenkoberflächen auch Höhenminderungen und eine Verbreiterung des Fersenbeins, Achsenfehlstellungen im Sinne von Varus- oder Valgus-Deformitäten und der Zustand des Tuber calcanei beurteilt werden. In der Akutphase ergeben sich aufgrund der Schmerzsymptomatik

jedoch häufig Probleme beim Erstellen der Aufnahmen in dieser Röntgenebene [Koval & Sanders 1993; Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004].

Eine Frakturbeteiligung des Calcaneocuboidalgelenks kann am besten mit Hilfe eines dorsoplantaren oder schrägen Strahlengangs evaluiert werden [Rammelt & Zwipp 2004]. Aufgrund der niedrigen Informationsausbeute und der Etablierung moderner Schnittbildtechniken ist das konventionelle Röntgen zur Calcaneocuboidalgelenksdiagnostik jedoch eher sekundär [Sanders 1992].

Um eine subtalare Gelenkbeteiligung zu beurteilen, bieten sich die Aufnahmen nach Broden an. Dabei wird der Strahlengang auf den lateralen Malleolus des normalflektierten und um 40° innenrotierten Fuß zentriert. Anschließend werden Aufnahmen in 10° -, 20° -, 30° - und 40° -Winkelstellungen der Röntgenröhre erstellt. Dadurch können sowohl die hinteren Aspekte als auch die weiter vorne gelegenen Gelenkflächenanteile der posterioren Facette geprüft werden [Broden 1949; Burdeaux 1983; Zwipp 1994]. Die Aufnahmetechnik nach Broden hat durch die Computertomographie in der präoperativen Phase an Stellenwert verloren, ist aber dennoch in der intraoperativen Schadensanalyse und Rekonstruktionsbeurteilung ein häufig eingesetztes Diagnostikum [Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004].

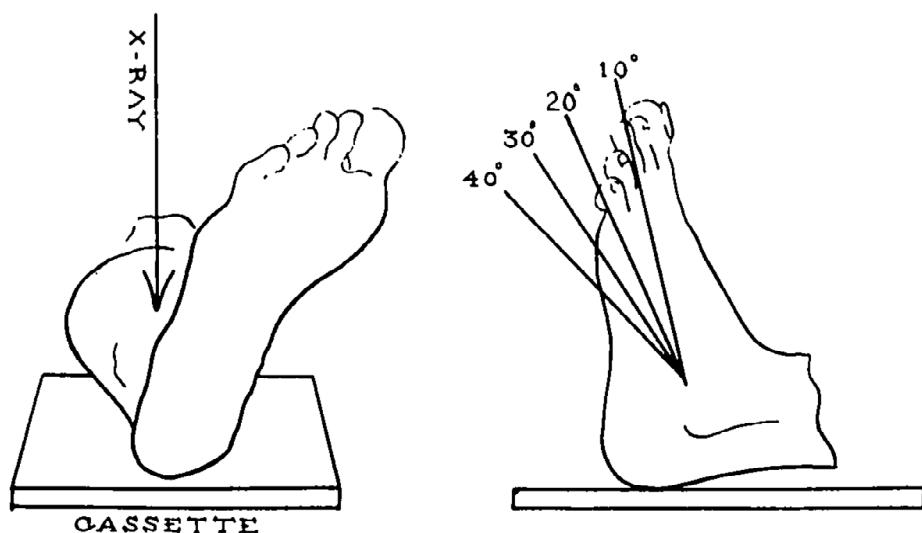


Abb. 5: Aufnahmetechnik nach Broden

[Bordeaux 1983]

1.3.2.2 Computertomographie

Die komplexe Rückfußanatomie und die diversen pathoanatomischen Varianten, in denen eine Kalkaneusfraktur vorkommen kann, machen eine ausreichende Beurteilung mittels konventioneller Röntgenaufnahmen häufig unmöglich [Sanders 2000]. Durch den Einsatz und die Weiterentwicklung der Computertomographie können wesentlich mehr Informationen über die Anatomie des Rückfußes, inklusive der Weichteilstrukturen, generiert werden [Solomon et al. 1986b]. Zahlreiche Studien belegen die Überlegenheit der Computertomographie gegenüber der konventionellen Röntgendiagnostik, um genauere Einblicke in die Frakturanatomie zu gewinnen und dementsprechend eine bessere Therapieplanung und präzisere Aussagen über die Prognose machen zu können [Guyer et al. 1985; Heger et al. 1985; Martinez et al. 1985; Pablot et al. 1985; Gilmer et al. 1986; Solomon et al. 1986a; Heuchemer et al. 1988; Janzen et al. 1992; Miric & Patterson 1998]. Der zusätzliche Informationsgehalt der Computertomographie über die Weichteilsituation ermöglicht es außerdem, Langzeitkomplikationen, wie z.B. Peronealsehnenabnormalitäten, welche der konventionellen Röntgendiagnostik verborgen bleiben, durch ein frühzeitiges Erkennen und Therapieren zu verhindern [Rosenberg et al. 1987; Heuchemer et al. 1988]. All diese Vorteile haben die Computertomographie als obligates Diagnostikum der Kalkaneusfraktur etabliert, insbesondere in Hinblick auf die präoperative Planungsphase von intraartikulären oder stark dislozierten Frakturen [Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b]. Thermann bezeichnet die Computertomographie bei einer Fersenbeinfraktur sogar als „Grundlage jeder chirurgischen Therapie“ [Thermann et al. 1999].

Zu den Standardorientierungen der Computertomographie des Kalkaneus zählen die coronaren und die axialen (transversalen) Schichtungen [Smith & Staple 1983; Zwipp 1994; Ebraheim et al. 2000; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b].

Mittels der coronaren Schichtung können genaue Informationen über den Zustand der hinteren Gelenkfacette, des Sustentakulum tali und der Fersenbeinkontur gewonnen werden. Zusätzlich können der Zustand und der Verlauf von Sehnen der Peronealamuskulatur und des M. flexor hallucis longus beurteilt werden [Solomon et al. 1986b; Sanders 2000]. Dadurch ist es möglich, die Pathoanatomie der posterioren Gelenkfacette mit der genauen Anzahl und Lokalisation der Fragmente zu evaluieren. Außerdem kann sowohl das Corpus calcanei auf das Vorliegen von Verbreiterungen,

Kompressionen und lateralnen Vorwölbungen untersucht werden als auch eine mögliche Dislokation des tuberositären Fragments in eine Varusstellung ausgeschlossen werden [Sanders 2000]. Mittels der coronaren Schichtung können die Peronealsehnen auf das Vorliegen eines möglichen Impingements untersucht werden [Rosenberg et al. 1987; Heuchemer et al. 1988].

Die axiale (transversale) Schichtung erlaubt Einblicke in die Anatomie des Calcaneocuboidalgelenks, den anteroinferioren Aspekt der hinteren Gelenkfläche und des Sustentakulum tali [Solomon et al. 1986b; Ebraheim et al. 2000; Sanders 2000]. Dadurch können Frakturen des Processus anterior, mit oder ohne Beteiligung des Calcaneocuboidalgelenks, und Frakturen der posterioren Gelenkfacette oder des Sustentakulum tali diagnostiziert und beurteilt werden [Sanders 2000].

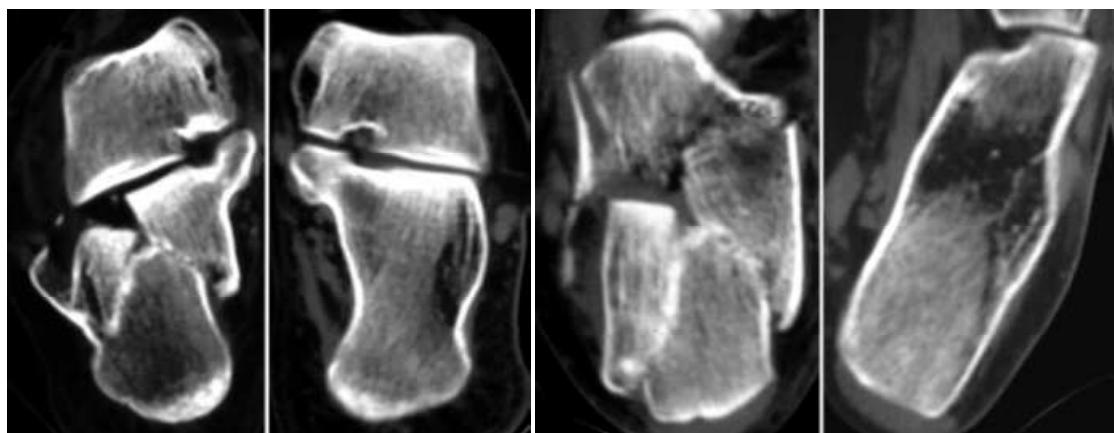


Abb. 6: Computertomographie einer Kalkaneusfraktur in coronarer und axialer Schichtung

[Sanders 2000]

Aktuelle Studien beschäftigen sich mit modernen diagnostischen Verfahren, wie z.B. der 3D-Rekonstruktion des frakturierten Kalkaneus und intraoperativer dreidimensionaler Darstellung der knöchernen Strukturen des Rückfußes. Während ältere Studien keinen Vorteil in diesen Verfahren nachweisen konnten, bestätigen aktuelle Untersuchungen einen diagnostischen Nutzen dieser Methodik [Adler et al. 1988; Vannier et al. 1991; Freund et al. 1999; Euler et al. 2001; Kotsianos et al. 2001; Richter et al. 2005a; Rüggerdt et al. 2006; Atesok et al. 2007; Geerling et al. 2009; Rüggerdt et al. 2009; Roll et al. 2011].

1.3 Klassifikation der Fersenbeinfraktur

„An ideal fracture classification should guide treatment, give an estimate of the prognosis, and allow the surgeon to accurately compare fractures after treatment.“

[Myerson 2000]

Ein Klassifikationssystem für Frakturen dient der Verarbeitung riesiger Informationsmengen, welche der Medizin dank moderner diagnostischer Verfahren zur Verfügung stehen, um diese als Entscheidungsgrundlage für das weitere therapeutische Procedere nutzen zu können. So ist es möglich, die individuelle Pathologie des Patienten zu objektivieren, um dadurch eine Vergleichbarkeit mit den Erfahrungen ähnlicher Fälle zu erlangen. Nur so kann ein Patient vom aktuellen Wissensstand der Medizin und im Gegenzug die Wissenschaft von den Erfahrungen mit dem einzelnen Patienten profitieren. Eine Frakturklassifikation bedarf folgender Voraussetzungen, um die oben genannten Leistungen erbringen zu können:

- „einfache Anwendung
- Vermittlung von Entscheidungskriterien für das therapeutische Management
- Vorhersage für das zu erwartende Langzeitergebnis
- wissenschaftliche Basis für den Vergleich verschiedener Behandlungskonzepte“ [Thermann et al. 1999]

Aufgrund der komplexen dreidimensionalen Anatomie des Kalkaneus, den zahlreichen verschiedenen Frakturpathoanatomien und dem großen Informationsgehalt moderner Schnittbildtechniken, ist es ausgesprochen schwierig, ein Klassifikationssystem zu finden, das die oben genannten Gütekriterien in Gänze erfüllen kann [Wuelker & Zwipp 1996]. Dies könnte ein Grund sein, weshalb die Medizingeschichte eine Vielzahl an Klassifikationen für Fersenbeinfrakturen hervorgebracht hat. Im Anhang werden die historisch und klinisch relevantesten Klassifikationssysteme kurz vorgestellt (siehe Anhang Anlage 2).

1.5 Therapie und Prognose

“If it looks normal, it works normal”.

[S.T. Hansen in Zwipp 1994]

Der Traumatologe und Orthopäde S.T. Hansen beschreibt in diesem Satz kurz und einfach das Prinzip der modernen Fußchirurgie [Zwipp 1994]. Dabei macht er die Abhängigkeit der funktionellen Ergebnisse einer Therapie vom Verständnis der Anatomie bzw. der Pathoanatomie des Fußes deutlich. Durch die stetige Weiterentwicklung der Diagnostik veränderten sich in der Vergangenheit häufig die Therapiekonzepte zur Behandlung von Fersenbeinbrüchen. Im Wesentlichen lassen sich aus der historischen Entwicklung drei Phasen ableiten. Die konservative Phase am Ende des 19. Jahrhunderts bestand mangels radiologischer Diagnostik aus einer Fußhochlagerung und feuchten Verbänden. Mit Entwicklung der Röntgendiagnostik und dem daraus entstandenen Informationszugewinn etablierten sich zu Beginn des 20. Jahrhunderts erstmals semioperative Behandlungsstrategien. Anfang der Achtzigerjahre begann die operative Phase mit dem Ziel der Rekonstruktion sowohl der äußeren Form des Kalkaneus als auch der Gelenkfacetten und einer anschließenden stabilen Osteosynthese, um so eine frühe Mobilisation des Patienten zu erzielen. Dadurch war es erstmals möglich, Fersenbeinfrakturen analog den Prinzipien anderer Knochenbrüche zu therapieren. Dieses Therapieregime konnte sich, nicht zuletzt durch genauere Einblicke in die Frakturpathologie mittels der Anwendung innovativer radiologischer Diagnostika, wie z.B. der Computertomographie, entwickeln [Zwipp 1994]. Im Folgenden werden die wichtigsten Therapiestrategien und Indikationen zur Behandlung einer Kalkaneusfraktur vorgestellt.

1.5.1 Konservative Therapie

Die konservative Therapie verspricht nach heutigem Stand der Wissenschaft nur bei wenigen Verletzungsentitäten und einem ausgewählten Patientengut einen vergleichbaren oder besseren Therapieerfolg gegenüber der operativen Versorgung einer Fersenbeinfraktur. Indikationen für ein konservatives Therapieregime sind extraartikuläre Frakturen ohne funktionell relevante Fehlstellungen, nicht oder nur

minimal dislozierte intraartikuläre Frakturen und das Vorhandensein von lokalen oder systemischen Kontraindikationen, welche eine Operation verbieten [Sanders 1992; Crosby & Fitzgibbons 1993; Zwipp 1994; Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b].

1.5.1.1 Konservativ-funktionelle Therapie

Die konservativ-funktionelle Behandlung verzichtet auf die Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse des frakturierten Kalkaneus. Behandlungsziel ist eine spontane Reposition der Gelenkflächen, Verbesserung der lymphovaskulären Zirkulation, Vermeidung zusätzlicher Traumatisierung durch Repositionsmanöver, frühe Mobilisation, Erhaltung der Gelenkbeweglichkeit und die Anpassung an die neue Fußform durch orthopädische Schuhe bzw. Einlagen [Stockenhuber et al. 1991]. Nach initial abschwellenden Maßnahmen wie Ruhigstellung, Kühlung, Hochlagerung sowie Antiphlogistikagabe beginnt bereits am dritten bis vierten posttraumatischen Tag die aktive krankengymnastische Beübung des betroffenen Beins. Anschließend können die Patienten entweder mit 20kg teilbelasten oder durch die Anpassung eines Tibiakopfentlastungsstiefels bereits nach 8 bis 10 Tagen eine Vollbelastung des Beines erreichen. Durch wiederholte Röntgenaufnahmen wird der Heilungsfortschritt der Fraktur überwacht. Nach einer Entlastungszeit von ca. 6 bis 12 Wochen kann das betroffene Bein wieder voll belastet werden und die veränderte Rückfußanatomie durch orthopädischen Einlagen und Schuhwerk den Gegebenheiten angepasst werden [Stockenhuber et al. 1991; Zwipp 1994; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b].

1.5.1.2 Konservativ-immobilisierende Therapie

Ziel der konservativ-immobilisierenden Therapie ist eine Wiederherstellung der Rückfußanatomie und der Erhalt der physiologischen Gelenkfunktion durch Repositionsmanöver, Retention bis zur knöchernen Frakturheilung und eine anschließende Rehabilitation [Stockenhuber et al. 1991]. Indiziert ist dieses therapeutische Vorgehen bei jüngeren Patienten mit dislozierten intraartikulären Frakturen, relevanten Rückfußimpaktierungen oder Achsenfehlstellungen, bei gleichzeitigem Vorliegen einer Kontraindikation für ein operatives Vorgehen [Zwipp

1994; Rammelt & Zwipp 2004]. Omoto und Nakamura haben 2001 eine Methodik beschrieben, mit deren Hilfe man dislozierte Frakturen manuell reponieren kann, sofern das Calcaneofibularband und die lateralen Talocalcanealbänder intakt sind [Omoto & Nakamura 2001; Rammelt & Zwipp 2004]. Der Patient wird auf den Bauch gelagert und entweder regional oder allgemein anästhesiert. Sein Oberschenkel wird durch eine zweite Person fixiert. Das Knie des betroffenen Beines wird 90° flektiert und der Rückfuß vom Operateur klammerartig umgriffen. Durch eine starke axiale Kraftausübung und eine ruckartige Bewegung des Rückfußes in Varus- und Valgusrichtung werden die Fragmente gelockert und anschließend das impaktierte Tuber wieder aufgerichtet.

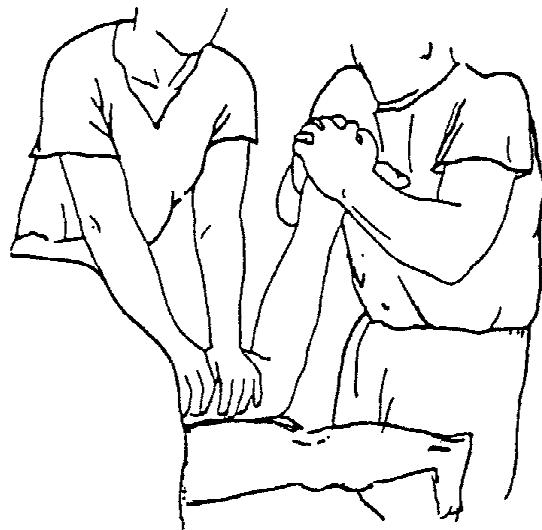


Abb. 7: Manuelles Repositionsmanöver nach Omoto

[Omoto & Nakamura 2001]

Nach der Evaluierung des Repositionsergebnisses mittels eines Bildwandlers, wird unter kontinuierlichem axialem Zug am Rückfuß ein Unterschenkelspaltgips angelegt. Nach 8 bis 10 Tagen kann das betroffene Bein teilbelastet werden und nach 3 bis 6 Wochen ein Unterschenkelgehgips angelegt werden. Vollbelastung ohne Gipsverband kann nach sechs bis zwölf Wochen wieder aufgenommen werden [Zwipp 1994; Omoto & Nakamura 2001; Rammelt & Zwipp 2004]. Je früher das Manöver nach Omoto durchgeführt wird, desto bessere Repositionsergebnisse werden in der Literatur beschrieben [Zwipp 1994; Rammelt & Zwipp 2004]. Aufgrund des extremen

Schwellungszustandes des betroffenen Beines kann die Reposition jedoch häufig erst nach 8 bis 10 Tagen durchgeführt werden, weshalb Zwipp bei dieser Methode eher unbefriedigende Ergebnisse beschreibt [Zwipp 1994].

1.5.2 Operative Therapie

Bis heute herrscht eine kontroverse Diskussion bezüglich der genauen Indikationsstellung für ein operatives Vorgehen bei Kalkaneusfrakturen. Die meisten Autoren sehen eine operative Therapie bei dislozierten extraartikulären Frakturen mit einer relevanten Rückfußfehlstellung und bei dislozierten intraartikulären Frakturen mit einer Gelenkstufenbildung als indiziert, sofern keine lokalen oder systemischen Kontraindikationen vorliegen [Benirschke & Sangeorzan 1993; Bèzes et al. 1993; Crosby & Fitzgibbons 1993; Letournel 1993; Sanders et al. 1993; Zwipp et al. 1993; Zwipp 1994; Crosby & Fitzgibbons 1996; Boack et al. 1998; Rammelt et al. 2003; Zwipp et al. 2005b]. Ab einer Gelenkstufenbildung von 1mm bis 2mm konnte experimentell eine ungünstige Kraftverteilung im Subtalargelenk nachgewiesen werden, was in klinischen Studien durch ein funktionell schlechteres Outcome bestätigt wurde [Sangeorzan et al. 1995; Boack et al. 1998; Mulcahy et al. 1998; Buckley et al. 2002; Zwipp et al. 2004b]. Während Zwipp schon ab einer Gelenkstufenbildung von 1mm die operative Wiederherstellung der Gelenkkongruenz empfiehlt, sehen andere Autoren erst ab 2mm oder 3mm eine Operationsindikation als gegeben [Sanders et al. 1993; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2004b]. Extraartikuläre Fersenbeinfrakturen sollen laut Zwipp bei einer relevanten Abweichung der normalen Kalkaneusanatomie in Form von Verbreiterungen, Verschmälerungen oder Achsenfehlstellungen ($> 10^\circ$ valgus / $> 5^\circ$ varus) operativ therapiert werden [Zwipp et al. 2004b]. Zu den systemischen Kontraindikationen einer Operation zählen neurovaskuläre Erkrankungen, wie z.B. eine peripher arterielle Verschlusskrankheit, ein insulinpflichtiger Diabetes mellitus, immundepressive Erkrankungen, Erkrankungen mit einer generell schlechten Prognose und eine unzureichende Compliance des Patienten. Zusätzlich sind Drogen- und Alkoholsucht, sowie nach Sanders auch das Rauchen Kontraindikationen für ein operatives Vorgehen [Zwipp 1994; Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004]. Eine aktuelle Studie stellte diese Faktoren ebenfalls als unabhängige Risikofaktoren zur Entstehung von Weichteilkomplikationen bei einem operativen Vorgehen heraus [Ding et al. 2013]. Während Zwipp ein biologisches Alter von 60 Jahren oder mehr als

Kontraindikation zur Operation ansieht, setzen andere Autoren keine klare Altersgrenze, sondern stellen den Gesamtzustand des Patienten in den Mittelpunkt der Therapieentscheidung [Zwipp 1994; Rammelt & Zwipp 2004]. Gefährdete Weichteilverhältnisse, z.B. Blasenbildung, ein massives Ödem oder eine superinfizierte Wunde, stellen lokale Kontraindikationen dar und sollten konservativ therapiert werden [Sanders 1992; Sandes 2000; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b].

1.5.2.1 Minimal invasive Osteosynthese

Zahlreiche Studien konnten Weichteilkomplikationen als häufige und prognostisch ungünstige Komplikationen der offenen Reposition und Osteosynthese einer Kalkaneusfraktur identifizieren [Stephenson 1987; Benirschke & Sangeorzan 1993; Zwipp et al. 1993; Abidi et al. 1998; Folk et al. 1999; Harvey et al. 2001; Rammelt et al. 2004; Zwipp et al. 2004b; Ding et al. 2013]. Obwohl minimal invasive Verfahren in der Lage sind, die Inzidenz von weichteilassoziierten Komplikationen zu reduzieren, besteht dennoch die Gefahr, dass mittels dieses Versorgungsverfahrens nur unzureichende Repositionsergebnisse erzielt werden können. Dies gilt insbesondere für komplexe Frakturtypen [Poigenfürst & Buch 1988; Rammelt & Zwipp 2004; Ene et al. 2013]. Demgegenüber können Patienten mit einfachen Frakturpathologien, wie Sanders-Typ-2-Frakturen, von einer minimal invasiven Versorgung profitieren [Tornetta 1998; Levine & Helfet 2001; Gavlik et al. 2002; Stein et al. 2003; Rammelt et al. 2004; Ding et al. 2013]. Zudem spielen minimal invasive Osteosyntheseverfahren eine große Rolle in der Versorgung von polytraumatisierten Patienten, Patienten in einem schlechten Allgemeinzustand und bei Patienten mit kritischen lokalen Weichteilverhältnissen [Zwipp 1994; Levine & Helfet 2001; Heier et al. 2003; Rammelt & Zwipp 2004]. Bei lokalen oder systemischen Kontraindikationen, die ein offenes Vorgehen verbieten, stellen minimal invasive Versorgungsmethoden eine wichtige Therapieoption dar [Levine & Helfet 2001; Rammelt & Zwipp 2004]. Einige Autoren favorisieren diese Osteosynthesemethode als generelle Versorgungsart von Fersenbeinbrüchen, um Komplikationen und Kosten zu minimieren und beobachteten dabei insgesamt gute Ergebnisse [Folk et al. 1999; Fröhlich et al. 1999; Stehlík & Stulík 2002]. Aktuelle Studien sehen minimal invasive Verfahren für immer mehr Frakturtypen indiziert und konnten eine signifikante Weichteilkomplikationsreduktion bei gleichzeitig guten Langzeitergebnissen

nachweisen [Abdelgard 2012; Ene et al. 2013; Kline et al. 2013; Lamichhane & Mahara 2013]. Derzeit werden neue minimalinvasive Therapieverfahren, beispielsweise die Ballon-Kalkaneoplastie, in klinischen Studien evaluiert [Jacquot & Atchabahian 2011; Jacquot et al. 2013].

Prinzipiell stehen zwei verschiedene minimal invasive Therapiestrategien zur Reposition einer Kalkaneusfraktur zur Verfügung:

- Reposition durch manuelle Traktion
- Reposition durch Hebelkraftausübung mittels eines perkutan eingebrachten Pins [Westheus 1934; Westheus 1935; Rammelt & Zwipp 2004]

Traktionsverfahren wurden schon früh als Therapieoption zur Versorgung von Fersenbeinfrakturen verwendet. **Böhler** versorgte Kalkaneusfrakturen mittels einer speziellen Apparatur, die es ihm ermöglichte, eine axiale Zugkraft auf den fixierten Fuß auszuüben. Häufig stabilisierte er die Fraktur zusätzlich mit eingebrachten Drähten und einer Transfixation des Subtalar- und Calcaneocuboidalgelenks [Böhler 1957; Rammelt et al. 2004]. **Forgon** verwendete ein Dreipunkt-Distraktionssystem im Tuber calcanei, in der Trochlea tali und dem Cuboid, wodurch die Fragmente einzeln manipuliert werden können. Um die zusammengestauchte posteriore Facette wieder aufzurichten, verwendete er von lateral eingebrachte Kirschner-Drähte. Eine Verbreiterung des Fersenbeins korrigierte er durch das Anlegen einer Zwinge. Nach Wiederherstellung der Rückfußanatomie fixierte er die Fragmente durch perkutan eingebrachte Schrauben. Dabei verzichtete er auf eine Transfixation des Subtalar- und Calcaneocuboidalgelenks [Forgon 1992; Rammelt et al. 2004]. Die Behandlung von 265 Fersenbeinfrakturen mittels dieses Therapiekonzeptes lieferte in 89% gute bis sehr gute Ergebnisse [Forgon 1992; Rammelt & Zwipp 2004].

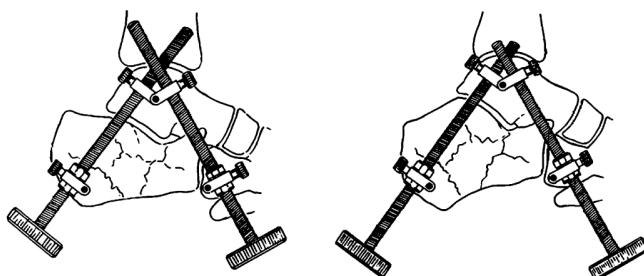


Abb. 8: Dreipunkt-Distraktionssystem nach Forgon

[Rammelt et al. 2004]

Fröhlich modifizierte das Therapiekonzept Forgons, indem er mittels eines vereinfachten Distraktors einen Linearzug zwischen Tuber calcanei und Talus erzeugte [Fröhlich et al. 1999]. **Stehlik und Stulik** entwickelten eine Kombination aus den beiden grundsätzlichen Therapiestrategien. Zum einen verwendeten sie perkutan eingebrachte Steinmann-Nägel oder ein Elevatorium zur Fragmentreposition, zum anderen benutzten sie indirekte Verfahren, wie Kompression oder Traktion, um die anatomischen Verhältnisse wiederherzustellen. Die endgültige Fragmentfixation erfolgt nach dem Therapiekonzept von Stehlik und Stulik mittels K-Drähten ohne Transfixation der Gelenke. Die Autoren konnten bei 160 Fersenbeinfrakturen in 72% gute bis sehr gute Ergebnisse beobachten [Stehlik & Stulik 2002; Rammelt et al. 2004]. Prinzipiell sollte auf eine Transfixation des Subtalar- oder Calcaneocuboidalgelenks bis auf wenige Ausnahmen, wie z.B. bei extrem instabilen Frakturen, welche aufgrund von Kontraindikation nicht operativ versorgt werden können, verzichtet werden [Rammelt et al. 2004]. In der Literatur sind schlechte Ergebnisse einer routinemäßigen Transfixation belegt [Buch et al. 1989].

Die zweite große Therapiestrategie wurde erstmals 1934 von **Westhues** beschrieben und später von Gissane und Essex-Lopresti popularisiert [Essex-Lopresti 1952; Rammelt & Zwipp 2004]. Er verwendete einen Pin im Tuber calcanei, um die Fragmente in alle Ebenen des Raumes manipulieren zu können und immobilisierte diesen Pin anschließend mit einem Gipsverband [Westhues 1934; Westheus 1935]. Bei dieser Behandlungsmethode konnten gute Ergebnisse bei speziellen Frakturtypen, wie der Sanders-2c-Fraktur nachgewiesen werden, bei der die posteriore Facette als Ganze disloziert vorliegt [Sanders et al. 1993; Rammelt et al. 2004]. **Tornetta III** benutzte erstmals zur Fragmentstabilisation Steinmann-Pins, erkannte jedoch später einen Vorteil in perkutan platzierten Schrauben, welche weniger Spannungen und Schmerzen im Narbengebiet hinterlassen [Tornetta 1998; Rammelt & Zwipp 2004].

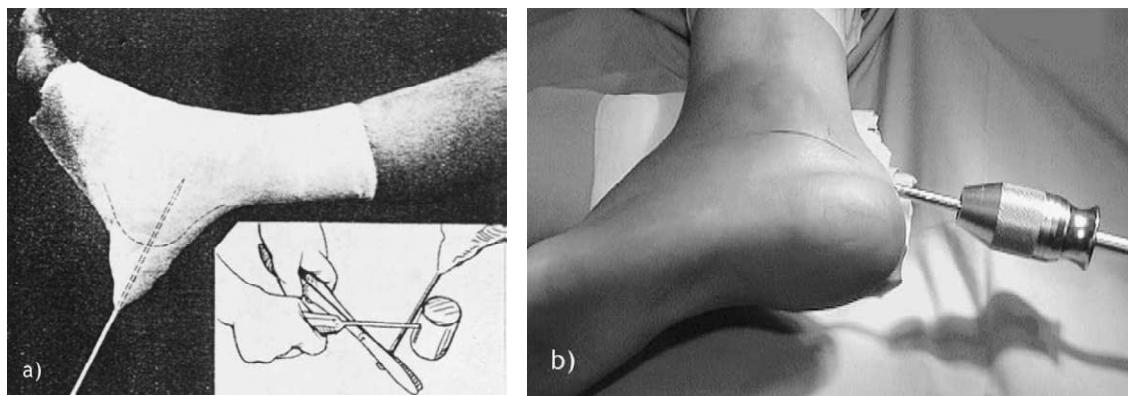


Abb. 9: a) Reposition nach Westhues, b) Reposition mittels einer Schanz-Schraube

[Rammelt et al. 2004]

Gavlik konnte durch die Kombination von minimal invasiven Therapiemethoden mit einer gleichzeitig durchgeföhrten Subtalararthroskopie die anatomische Wiederherstellung der posterioren Facette unter direkter Sicht prüfen [Gavlik et al. 2002; Rammelt et al. 2004]. Dabei wird eine Schanz-Schraube in das Tuber calcanei eingebracht, um die Fragmente manipulieren zu können. Zusätzliche K-Drähte oder ein Elevatorium ermöglichen die korrekte Reposition von lateralen und intermediären Fragmenten der posterioren Facette. Anschließend wird die Fraktur mittels perkutan eingebrachten Schrauben endgültig fixiert und unter Durchleuchtung das Ergebnis evaluiert [Gavlik et al. 2002]. Die Subtalararthroskopie konnte das Versorgungsspektrum minimal invasiver Verfahren auf Sanders Typ 2a- und 2b-, sowie einigen Fällen von Typ-3-Frakturen erweitern, ohne eine inadäquate Frakturreduktion zu riskieren [Rammelt & Zwipp 2004]. Mit diesem Verfahren konnten exzellente 1-Jahres-Ergebnisse beobachtet werden [Rammelt et al. 2002]. Die postoperative Rehabilitation hat das Ziel der frühen Mobilisation des Patienten. Am ersten postoperativen Tag beginnt die passive und aktive Beübung des Sprung-, Subtalar- und Chopartgelenks, um den Bewegungsumfang erhalten zu können. Der Patient darf das betroffene Bein initial nur teilbelasten. Je nach Frakturtyp kann nach ca. 6 bis 12 Wochen das Bein wieder vollbelastet werden. Falls die Fraktur nicht mehr mittels einer internen Fixation versorgt wird, können die K-Drähte und externen Fixateure nach 10 bis 12 Wochen entfernt werden [Rammelt & Zwipp 2004].

1.5.2.2 Offene Reposition und Osteosynthese

Die offene Reposition und Osteosynthese von Kalkaneusfrakturen hat zum einen das Ziel die grundlegende Anatomie des Fersenbeins und die frakturierten Gelenkfacetten anatomisch korrekt zu rekonstruieren, zum anderen sollen die Patienten anschließend wieder schnell mobilisiert werden. Letzteres wird durch eine stabile Osteosynthese und den Verzicht auf eine Transfixation der Gelenke erreicht [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2004b]. Für die offene Reposition und Osteosynthese stehen verschiedene Zugangswege und Operationsmethoden zur Verfügung.

1.5.2.2.1 Medialer Zugang (McReynolds-Zugang)

Mittels des medialen Zugangs können das Sustentakulum tali und die mediale Wand des Kalkaneus exponiert werden [McReynolds 1982; Zwipp et al. 2004b]. Jedoch ermöglicht dieser Zugang lediglich eine indirekte Reposition der Hauptfragmente und erlaubt keine Kontrolle der Gelenkkongruität der posterioren Facette [Rammelt & Zwipp 2004]. Deshalb wird der genannte Zugang vorwiegend bei einfachen 2-Fragment-Frakturen oder extraartikulären Frakturen und bei einer vorwiegend medial gelegenen Frakturpathologie verwendet [Zwipp 1994; Zwipp et al. 2004b]. Burdeaux nutzte den medialen Zugang als Standardzugang bei der Versorgung von Kalkaneusfrakturen, benötigte aber bei einigen Frakturtypen eine zusätzliche laterale Inzision, um eine suffiziente Gelenkrekonstruktion durchführen zu können [Burdeaux 1983, Burdeaux 1997; Rammelt & Zwipp 2004]. Die Hautinzision wird auf halber Höhe zwischen dem Malleolus medialis und der Fußsohle in horizontaler Richtung angelegt. Nach der Exposition des Sustentakulum tali und der medialen Kalkaneuswand erfolgt die indirekte Reposition der Fraktur durch Manipulation am sustentakulären Fragment [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2004b]. Nach der temporären Frakturfixation mit K-Drähten wird die definitive Osteosynthese mit einem kleinen H-Plättchen durchgeführt [Zwipp 1994; Burdeaux 1983]. Während Burdeaux bei der Anwendung des medialen Zugangs über gute Resultate berichtet, beobachteten andere Autoren eine hohe Inzidenz an nervalen Schäden nach der operativen Versorgung einer Fersenbeinfraktur mittels dieses Zugangs [Burdeaux 1997; Paley & Hall 1993].

1.5.2.2.2 Sustentakulärer Zugang

Ein sustentakulärer Zugang bietet zum einen Vorteile bei der Versorgung von isolierten Frakturen des Sustentakulum tali, zum anderen als zusätzlicher Zugang neben dem

ausgedehnt lateralen Vorgehen, um komplexe intraartikuläre Frakturen mit Beteiligung des Sustentakulum tali und der medialen Gelenkfacette anatomisch rekonstruieren zu können [Rammelt & Zwipp 2004]. Um die Fraktur zu exponieren, wird im ersten Schritt eine ca. 3cm bis 5cm lange, horizontal verlaufende Hautinzision direkt über dem Sustentakulum tali durchgeführt und anschließend die benachbarten Sehnen aus dem Operationsitus gehalten. Nach der Reposition der Fraktur wird diese mittels einer 3,5mm Kompressionsschraubenosteosynthese fixiert [Zwipp et al. 2004b]. Aufgrund des kleineren Zugangstraumas wird bei dieser Operationstechnik eine niedrigere Inzidenz an Nervenschäden und Sehnenirritationen als beim medialen Zugang beschrieben [Rammelt & Zwipp 2004].

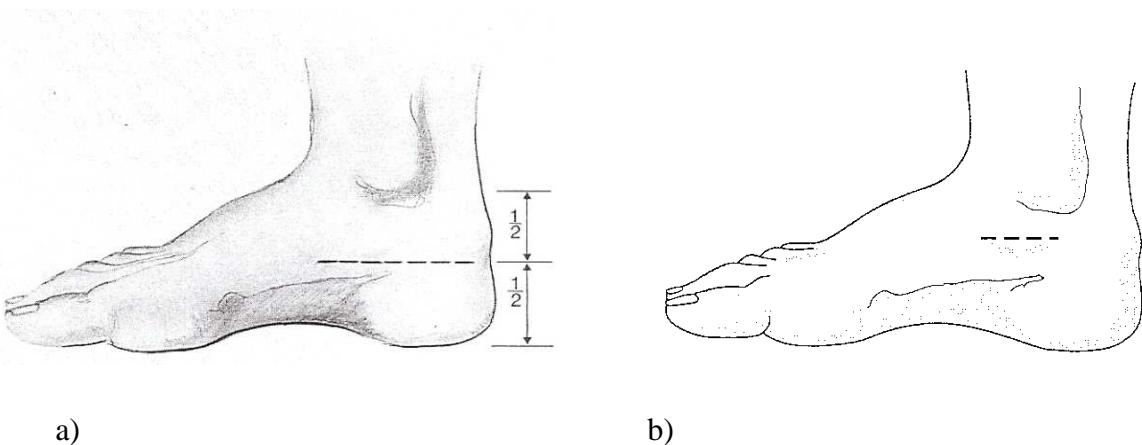


Abb. 10: a) medialer Zugang nach McReynolds; b) sustentakulärer Zugang

[Zwipp 1994]

1.5.2.2.3 Lateraler Zugang (Palmer-Zugang)

In seltenen Fällen, wie z.B. einer schweren Luxationsfraktur, ist es für die Versorgung notwendig, den lateralen Malleolus zusätzlich darzustellen [Zwipp et al. 2005b]. Dabei wird die Inzision kranialer als beim Seattle Zugang (s.u.) über der distalen Fibula platziert [Zwipp et al. 2004b]. Häufig wird dieser Zugang mit dem medialen Vorgehen nach McReynolds (s.o.) kombiniert, um schwere Trümmerfrakturen mit einer zusätzlichen Pathologie am medialen Kalkaneusaspekt zu therapieren [Stephenson 1987; Johnson & Gebhardt 1993; Zwipp 1994; Zwipp et al. 2005b]. Jedoch konnte Stephenson bei diesem bilateralen Vorgehen bei über einem Viertel der Patienten Wundrandnekrosen beobachten [Stephenson 1987].

1.5.2.2.4 Ausgedehnt lateraler Zugang (Seattle-Zugang)

Viele Autoren favorisieren den ausgedehnt lateralnen Zugang bei der Versorgung von disloziert intraartikulären Kalkaneusfrakturen mit Beteiligung der posterioren Facette [Benirschke & Sangeorzan 1993; Letournel 1993; Sanders et al. 1993; Zwipp et al. 1993; Boack et al. 1998; Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004].

Die Hautinzision verläuft L-förmig oberhalb der Ferse [Letournel 1993; Zwipp et al. 2004b]. Der Schnitt wird dabei zwischen dem Außenknöchel und der hinteren bzw. unteren Fußkante platziert, jedoch nicht genau auf halbem Abstand, sondern etwas versetzt in Richtung Achillessehne bzw. Planta pedis, um die Gefäße und den Nervus suralis zu schonen [Ishikawa et al. 1993; Freeman et al. 1998; Zwipp et al. 2004b].

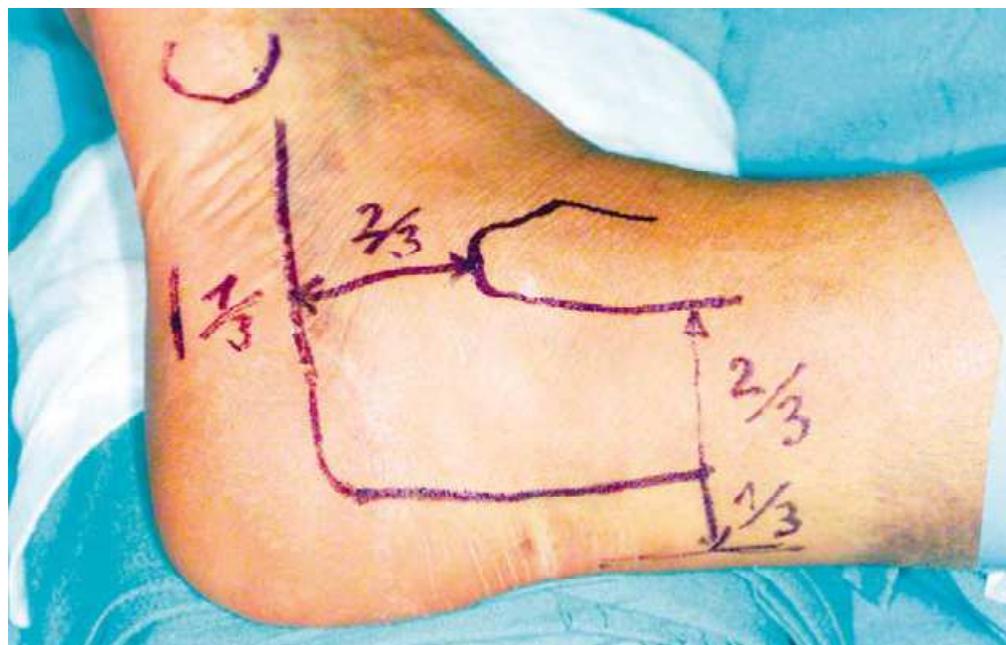


Abb. 11: Ausgedehnt lateraler Zugang

[Zwipp et al. 2004b]

Um die Fraktur zu exponieren, wird der gesamte Weichteillappen epiperiostal Richtung Subtalargelenk nach kranial freipäpariert. Das Lig. fibulocalcaneare und das Retinaculum distale am Tuberculum peroneale werden vom Knochen mobilisiert und zusammen mit dem Haut-Weichteil-Faszien-Lappen durch K-Drähte aus dem OP-Situs gehalten [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b].

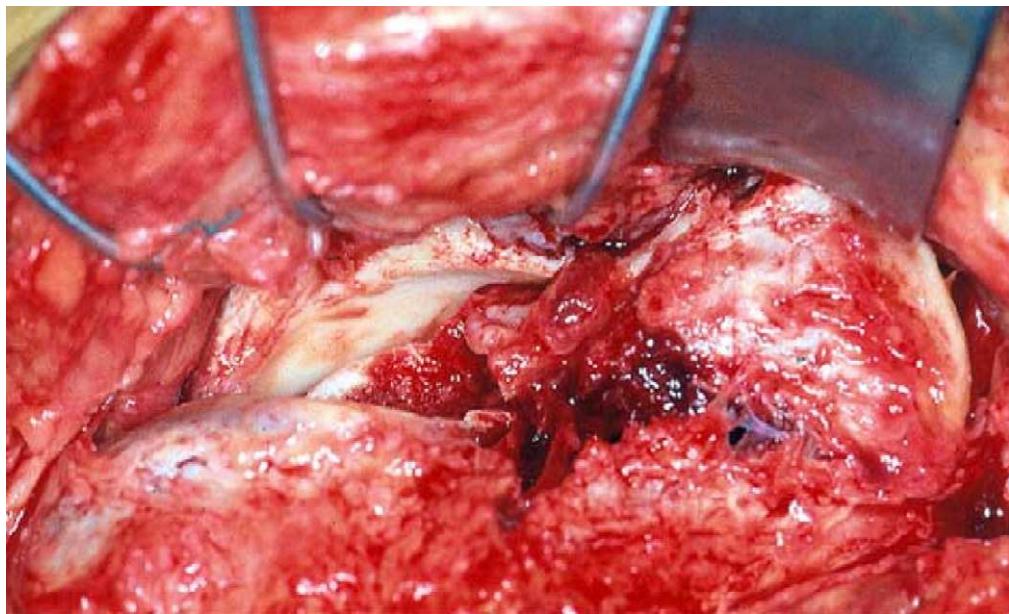


Abb. 12: Exposition der Fraktur

[Rammelt & Zwipp 2004]

Anschließend kann mit der Reposition der Fragmente und der Wiederherstellung der Gelenkflächen begonnen werden. Die Reposition verläuft ausgehend vom medialen Aspekt des Kalkaneus in lateraler Richtung [Rammelt & Zwipp 2004]. Dabei wird zuerst das sustentakuläre Fragment, welches häufig in einer Varusstellung vorliegt, reponiert und anschließend temporär mit K-Drähten fixiert [Zwipp et al. 2005b]. Anschließend kann das posteriore Facettenfragment gehoben und an das bereits reponierte mediale Fragment assoziiert und fixiert werden. Um die Rekonstruktion der posterioren Facette zu vervollständigen, wird das laterale Facettenfragment an den bereits wiederhergestellten Gelenkblock angelagert. Erst nach der Wiederherstellung der Gelenkportion des Kalkaneus erfolgt die Reposition und achsengerechte Feinjustierung des tuberalen Fragments [Zwipp et al. 2005b]. Dabei ermöglicht eine in das Tuber eingebrachte Schanz-Schraube ein modifiziertes Westhues-Manöver, mit dessen Hilfe das tuberale Fragment in alle Richtungen manipuliert und so reponiert werden kann [Zwipp et al. 1993; Rammelt & Zwipp 2004]. Dieses Verfahren kann auch bereits zu Beginn der Reposition angewendet werden, um eine bessere Sicht auf die subtalaren Fragmente zu erlangen [Rammelt & Zwipp 2004]. Zuletzt wird das Processus anterior Fragment an den Tuber-Gelenkblock reponiert [Zwipp et al. 1993; Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b]. Durch das Wiederaufrichten des

impaktierten Gelenkbereichs verbleibt häufig ein großer Defekt im Knochen zurück [Rammelt & Zwipp 2004]. Ob man diese Defektzone mittels einer autologen Spongiosaplastik oder Knochenersatzstoffen ausfüllen sollte, wird kontrovers diskutiert. Einige Autoren sehen keinen Vorteil in der Defektfüllung [Stephenson 1987; Letournel 1993; O'Farrell et al. 1993; Sanders et al. 1993; Geel & Flemister 2001], während andere dieses Verfahren bei sehr großen und instabilen Defekten verwenden [Benirschke & Sangeorzan 1993; Leung et al. 1993; Zwipp 1994]. Eine prospektive Studie konnte keinen Vorteil einer Defektfüllung mittels einer Spongiosaplastik nachweisen [Longino & Buckley 2001]. Werden winkelstabile Implantate verwendet, scheint eine Defektfüllung aufgrund der primären Stabilität der Osteosynthese, überflüssig zu sein [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005b; Zhang et al. 2011].

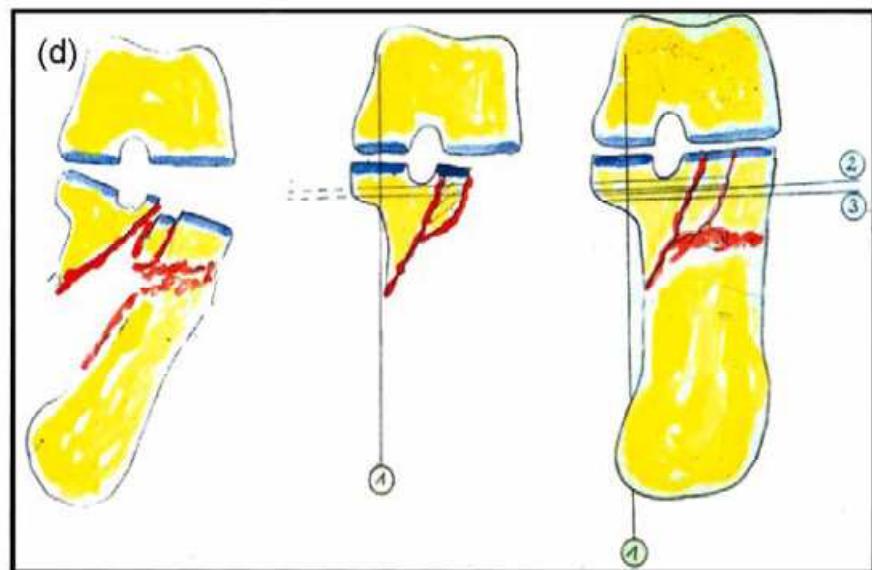


Abb. 13: Repositionsmanöver von medial nach lateral

[Rammelt & Zwipp 2004]

Nach der Rekonstruktion des Kalkaneus und der temporären Fixation mit K-Drähten müssen das Repositionsergebnis und die Gelenkkongruität evaluiert werden [Rammelt & Zwipp 2004]. Dazu sind in der Literatur verschiedene Methoden beschrieben. Neben der intraoperativen Kontrolle mittels Broden-Aufnahmen werden von einigen Autoren die intraoperative oder zeitnahe postoperative Anfertigung einer Computertomographie bevorzugt [Sanders et al. 1993; Mayr et al. 1999; Rammelt & Zwipp 2004]. Durch die Entwicklung moderner Durchleuchtungsverfahren kann man intraoperativ die Anatomie

dreidimensional darstellen und so die Kongruität der Gelenkflächen prüfen [Adler et al. 1988; Vannier et al. 1991; Freund et al. 1999; Euler et al. 2001; Kotsianos et al. 2001; Richter et al. 2005a; Rüggerdt et al. 2006; Atesok et al. 2007; Geerling et al. 2009; Rüggerdt et al. 2009]. Daneben erwies sich die intraoperative Arthroskopie als schnelle und gute Methode, die betroffenen Gelenkflächen zu evaluieren [Gavlik et al. 2002; Rammelt et al. 2002]. Werden dabei übriggebliebene Gelenkstufen gefunden, können diese nachreponiert werden und die subtalare Gelenkkongruenz wiederhergestellt werden [Rammelt et al. 2002; Rammelt & Zwipp 2004]. Die intraoperative Arthroskopie noch vor der definitiven Osteosynthese birgt jedoch die Gefahr, die Fragmente durch die Rückfußmanipulation von der temporären Fixation zu lösen und zu dislozieren [Zwipp et al. 2005b].

Die Retention der Fraktur wird durch die definitive Fixation der Fragmente mittels einer Plattenosteosynthese gewährleistet. Diese erfolgt durch die Anbringung einer der Anatomie angepassten Platte an die rekonstruierte laterale Wand des Kalkaneus. Es steht eine Vielzahl verschiedener Plattendesigns unterschiedlicher Hersteller für die Plattenosteosynthese des Fersenbeins zur Verfügung [Rammelt & Zwipp 2004]. Diese unterscheiden sich zum einen in ihrer Architektur und zum anderen in ihrem Stabilitätskonzept. Bei einigen Osteosynthesekonzepten ist die Schrauben-Platten-Verbindung nicht winkelstabil, bei anderen uniaxial oder polyaxial winkelstabil. Unabhängig von der Art des Zuganges verfolgt die postoperative Nachsorge das Ziel einer frühen Mobilisation des Patienten. Bereits am zweiten postoperativen Tag beginnt der Patient mit der aktiven und passiven Beübung des oberen Sprunggelenks, des Subtalar- und Chopartgelenks. Je nach Schwere der Fraktur darf der Patient das Bein die ersten sechs bis zwölf Wochen nur teilbelasten, um anschließend wieder eine Vollbelastung zu erreichen. Gegebenenfalls ist die Anpassung einer Entlastungssorthese bzw. eines Rückfußentlastungsschuhes oder eine Einlagenversorgung notwendig. Sportliche Aktivitäten und Schwerstarbeit können nach vier bis sechs Monaten wieder aufgenommen werden. Eine Metallentfernung nach einem Jahr ist optional und kann zusammen mit einer Arthroskopie durchgeführt werden. Die Arthroskopie dient der Evaluation des Subtalargelenks und der nicht selten notwendigen Adhäsolyse [Zwipp 1994; Rammelt et al. 2002; Rammelt & Zwipp 2004].

1.5.3 Notfallversorgung

Eine notfallmäßige Operation ist bei sämtlichen offenen Fersenbeinbrüchen sowie bei geschlossenen Frakturen mit gleichzeitigem Kompartmentsyndrom indiziert. Zusätzlich besteht eine Notfallindikation bei inkarzerierten Weichteilverhältnissen, verursacht durch scharfkantige Fragmente [Zwipp et al. 2004b]. Bei der Zeitpunktbestimmung für eine offene Reposition und Osteosynthese spielen der Weichteilzustand und der Allgemeinzustand des Patienten eine große Rolle [Rammelt & Zwipp 2004]. Offene Frakturen werden initial mit einem Wunddebridement und minimal invasiven Verfahren, wie z.B. einer temporären K-Draht Fixation oder einem Fixateur externe, versorgt [Rammelt & Zwipp 2004]. Nach 48 bis 72 Stunden folgt eine „second look“ Operation, bei der abhängig vom Weichteil- und Allgemeinzustand des Patienten die definitive Osteosynthese geplant wird. Bei Patienten mit geschlossenen Frakturen und einem schlechten Zustand der Weichteile erfolgt zunächst die Versorgung mittels minimal invasiver Methoden, um die Komplikationen der offenen Reposition und Osteosynthese zu minimieren. Wird bei einem Patienten ein Kompartmentsyndrom diagnostiziert, muss eine zeitnahe Dermatofasziotomie durchgeführt werden [Manoli & Weber 1990; Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004]. Handelt es sich um einen polytraumatisierten Patienten, wird dieser zunächst mit minimal invasiven Verfahren versorgt, während bei Patienten mit gutem Allgemeinzustand direkt die definitive Versorgung der Fraktur mittels einer offenen Reposition und Osteosynthese erfolgen kann [Rammelt & Zwipp 2004].

1.5.4 Komplikationen

Zahlreiche Studien identifizierten die oberflächliche aseptische Wundrandnekrose als häufigste postoperative Komplikation einer Kalkaneusfraktur. Diese konnte bei der Verwendung des ausgedehnt lateralen Zugangs in 2% bis 10% und bei einem bilateralen Vorgehen in bis zu 27% der Fälle beobachtet werden [Stephenson 1987; Benirschke & Sangeorzan 1993; Zwipp 1994]. Bis tieferes Epithelgewebe den Schaden ersetzt hat, sollte die Wunde trocken behandelt und der Fuß immobilisiert werden [Zwipp 1994; Rammelt & Zwipp 2004]. Die zweithäufigste Komplikation ist ein postoperatives Hämatom, welches in ca. 5% der Fälle auftritt [Zwipp 1994; Rammelt et al. 2003]. Falls initiales Hochlagern und Kühlen des Fußes nicht zur schnellen Besserung führten, sollte

das Hämatom operativ entlastet werden, um Hautnekrosen und eine Abszedierung zu vermeiden [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2005a]. Tiefe Weichteilkomplikationen können in 1,3% bis 7% der operativ versorgten Kalkaneusfrakturen beobachtet werden [Benirschke & Sangeorzan 1993; Bèzes et al. 1993; Zwipp et al. 1993; Zwipp 1994; Harvey et al. 2001; Rammelt et al. 2003]. Über besonders hohe Infektionsinzidenzen wird bei offenen Frakturen sowie bei verspätet (nach dem 14. posttraumatischen Tag) behandelten Kalkaneusfrakturen berichtet [Rammelt et al. 2003]. Beim Vorliegen einer tiefen Infektion sollte ein radikales Debridement erfolgen und lokal oder systemisch antimikrobiell behandelt werden. Häufig muss die Osteosyntheseplatte entfernt und die Fraktur mittels Schrauben fixiert werden. Eine partielle oder totale Kalkanektomie ist bei einer chronischen Osteomyelitis häufig unausweichlich [Rammelt & Zwipp 2004]. Iatrogen herbeigeführte Nervenläsionen betreffen häufig den lateral gelegenen Nervus suralis sowie den Nervus tibialis posterior, was zu Hypästhesien im zu versorgenden Gebiet führen kann [Paley & Hall 1993; Harvey et al. 2001; Rammelt & Zwipp 2004]. Eine in ca. 0,7% bis 1,6% der Fälle auftretende seltene, aber therapiebedürftige Komplikation, ist eine postoperative Pseudarthrose [Zwipp 1994; Gehr et al. 2000; Rammelt & Zwipp 2004]. In diesen Fällen sind eine operative Revision mit Knochenanfrischung sowie eine autologe Spongiosaplastik indiziert. Anschließend fixiert eine Schraubenkompressionsosteosynthese die Fraktur [Zwipp 1994; Gehr et al. 2000; Zwipp et al. 2005a].

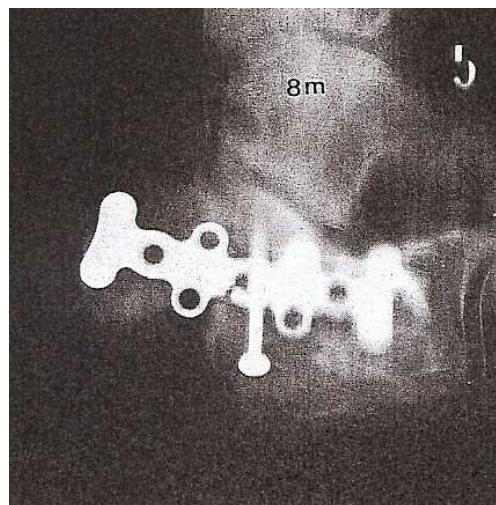


Abb. 14: Pseudarthrose nach Plattenbruch

[Zwipp 1994]

Neben den genannten postoperativen Akutkomplikationen, welche die Prognose der operativen Therapie maßgeblich bestimmen, wird die Prognose einer konservativen Versorgungsmethode durch das Auftreten von Langzeitkomplikationen determiniert [Zwipp 1994]. Wichtigste Ursachen für das Auftreten von Beschwerden nach einer Kalkaneusfraktur sind die hohen posttraumatischen Arthroseinzidenzen im Subtalar- und oberen Sprunggelenk, Peronealsehnenproblematiken, Rückfußfehlstellungen und funktionelle Defizite der betroffenen Gelenke [Zwipp 1994].

1.5.5 Ergebnisse der operativen Versorgung

Trotz vieler Studien, die sich mit den Ergebnissen unterschiedlicher Therapieverfahren beschäftigen, ist es aufgrund der kleinen Patientenkollektive, den fehlenden Kontrollgruppen, der Verwendung verschiedener Klassifikationssysteme und verschiedener Outcome-Scores schwierig, generelle Schlüsse über die Qualität einzelner Versorgungsverfahren zu ziehen [Rammelt & Zwipp 2004]. Größere klinische Studien berichten in 60% bis 85% der Fälle über gute bis sehr gute Ergebnisse der offenen Reposition und Osteosynthese [Bèzes et al. 1993; Letournel 1993; Sanders et al. 1993; Zwipp et al. 1993; Rammelt et al. 2003]. Während eine prospektiv randomisierte Studie und einige retrospektive Untersuchungen, die offene Reposition und interne Fixation (ORIF) gegenüber nicht operativen Behandlungsmethoden als überlegen sehen [Leung et al. 1993; O'Farrell et al. 1993; Crosby & Fitzgibbons 1996; Thordarson & Krieger 1996; Catani et al. 1999], erkennen andere retrospektive Studien keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Therapiestrategien [Buckley & Meek 1992; Parmar et al. 1993; Kundel et al. 1996]. Eine im Jahr 2000 durchgeführte Metaanalyse konnte aufgrund der schwierigen Vergleichbarkeit der untersuchten Studien keine statistisch signifikante Überlegenheit der operativen gegenüber der nicht operativen Therapie feststellen, berichtet aber dennoch über tendenziell bessere Ergebnisse des operativen Therapieregimes [Randle et al. 2000]. Eine aktuelle Metaanalyse zeigte signifikant bessere Langzeitergebnisse eines operativen gegenüber eines nichtoperativen Behandlungsregimes [Jiang et al. 2012]. In einer großen, prospektiv randomisierten Multicenter-Studie konnten aus dem Patientenkollektiv Gruppen identifiziert werden, bei denen eine Osteosynthese erfolgversprechend ist. Dazu zählen junge Patienten (< 29 Jahre), Patienten mit wenig dislozierten Frakturen und einem Böhler-Winkel > 0°, eine annähernd anatomische Reposition der Fraktur nach der Operation (Gelenkstufe <

2mm), sowie Patienten mit geringer Arbeitsbelastung und fehlender Unfallrente [Buckley et al. 2002]. Bei bilateralen Fersenbeinfrakturen konnte ein signifikant schlechteres Operationsoutcome als bei unilateralen Frakturen nachgewiesen werden [Zeman et al. 2013].

1.6 Fragestellung der Arbeit

In der Vergangenheit haben sich viele Studien mit der operativen Therapie von Fersenbeinfrakturen beschäftigt [Benirschke & Sangeorzan 1993; Bèzes et al. 1993; Crosby & Fitzgibbons 1993; Letournel 1993; Sanders et al. 1993; Zwipp et al. 1993; Zwipp 1994; Crosby & Fitzgibbons 1996; Boack et al. 1998; Rammelt et al. 2003; Zwipp et al. 2005b]. Viele Autoren favorisierten dabei den ausgedehnt lateralnen Zugang zur offenen Reposition und Osteosynthese bei komplexen Kalkaneusfrakturen [Benirschke & Sangeorzan 1993; Letournel 1993; Sanders et al. 1993; Zwipp et al. 1993; Boack et al. 1998; Sanders 2000; Rammelt & Zwipp 2004]. Dabei stabilisiert eine von lateral eingebaute Platte den frakturierten Kalkaneus. Um einerseits optimale Bedingungen für die Frakturheilung zu schaffen und andererseits die Patienten früh mobilisieren zu können, spielt die biomechanische Stabilität des Fixateur interne eine entscheidende Rolle [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2004b]. Obwohl es von großer Bedeutung ist, die Fragmente durch ein stabiles Implantat zu fixieren, gibt es nur wenige Studien, welche die biomechanischen Eigenschaften von Kalkaneusosteosynthesesystemen unter reproduzierbaren und vergleichbaren Bedingungen untersucht haben. Einige Autoren verwendeten als Frakturmodelle Leichenkalkanei, wodurch jedoch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse geschmälert wird [Bailey et al. 1997; Carr et al. 1997; Lin et al. 1998; Wang et al. 1998; Badet et al. 1999; Redfern et al. 2006; Khazen et al. 2007; Stoffel et al. 2007; Smerek et al. 2008; Chen et al. 2009; Nelson et al. 2010; Blake et al. 2011; Illert et al. 2011; Wang et al. 2012]. Lediglich Richter analysierte die Biomechanik verschiedener Osteosynthesekonzepte anhand artifizieller Kalkanei [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006].

Diese Arbeit hat zum Ziel, die biomechanischen Eigenschaften von zwei verschiedenen Plattenosteosynthesen zu untersuchen. Beide Platten verfolgen unterschiedliche Stabilitätskonzepte, nicht nur bezüglich des Verblockungsmechanismus, sondern auch

was das Stegdesign betrifft (s.u.). Dazu wurde ein neuartiger Versuchsaufbau entwickelt, welcher die Untersuchung der Implantate unter annähernd physiologischen und dennoch reproduzierbaren und vergleichbaren Bedingungen ermöglichte. Jeweils sechs Plattenosteosynthesen der beiden Hersteller wurden an artifiziellen Kunststoffkalkanei auf folgende (Null-) Hypothesen geprüft:

- Das bionische Plattendesign kann gegenüber einer konventionellen Plattenarchitektur mit mehr Kraftzyklen bis zum Versagen der Osteosynthese belastet werden.
- Auf die bionische Plattenarchitektur kann gegenüber dem konventionellen System eine höhere axiale Kraft bis zum Versagen der Osteosynthese wirken, selbst über einen längeren Zeitraum.
- Im Vergleich zur konventionellen Osteosynthese bietet das bionische Plattendesign unter zyklischer Krafteinwirkung einen höheren Steifegrad und somit weniger Fragmentdislokation.
- Nach längerer zyklischer Belastung zeigt die bionische Osteosynthese weniger plastische Verformung als der konventionelle Fixateur interne.

2 Material und Methodik

2.1 Material

2.1.1 Kalkaneusmodelle

Um die Osteosyntheseplatten unter möglichst physiologischen und zugleich reproduzierbaren Bedingungen zu testen, wurden für die Versuchsreihen Modelle humaner Kalkanei verwendet. Die Modelle wurden aus Feinpolyamid gefertigt. Dieser Kunststoff zeichnet sich zum einen durch eine hohe mechanische Festigkeit aus und zum anderen durch seine konstanten Materialeigenschaften während der zyklischen Belastung (siehe Anhang Anlage 3). Um im Versuchsaufbau die biomechanischen Verhältnisse, ähnlich denen unter physiologischen Bedingungen, simulieren zu können, wurden die Kunststoffmodelle nach dem anatomischen Vorbild humaner Kalkanei hergestellt. Die Nachbildungen des Sustentakulum tali mit der darauf angebrachten Facies articularis talaris media und des Corpus calcanei mit der hinteren Gelenkfacette ermöglichen annähernd physiologische Kraftverhältnisse der subtalaren Gelenkfläche. Für das Tuber calcanei und den gesamten Corpus diente ebenfalls das humane Fersenbein als Vorbild. Eine Erhebung am Bohrloch des posterioren Facettenfragments verhinderte die Kompression der Osteosyntheseplatte am Modell beim Einbringen der subthalamischen Kortikalisschraube. Die kalkaneare Gelenkfläche des Calcaneocuboidalgelenks wurde durch eine Lasche ersetzt, welche für die Imitation des Articulatio calcaneocuboidea in Form eines Scharniers benötigt wurde. Die Frakturpathologie wurde in Anlehnung an Richter und Lin gewählt [Lin et al. 1998; Richter et al. 2006]. Die Pathoanatomie dieser Fraktur entspricht einem intraartikulären Frakturtyp mit insgesamt sechs Fragmenten. Unter Anwendung der Sanders Klassifikation wird dieses Frakturmuster als 2b-Fraktur eingestuft [Sanders et al. 1993]. Folgende Nomenklatur wird für die jeweiligen Fragmente verwendet: (siehe Abb. 15):

- Sustentakuläres Fragment
- Tuber-Fragment
- Processus-anterior-Fragment
- Posteriore Facettenfragment
- Unteres zentrales Fragment
- Oberes zentrales Fragment

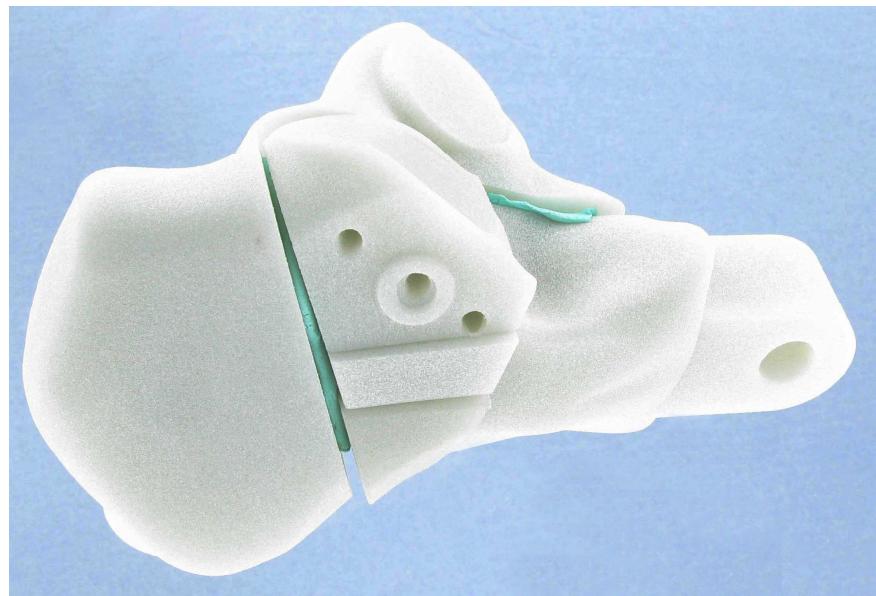


Abb. 15: Frakturmodell des Kalkaneus in Anlehnung an Richter (Ansicht von lateral)

Um diesen Frakturtyp zu erzeugen, wurden die einzelnen Fragmente getrennt voneinander hergestellt. Anschließend konnten diese mittels einer Schablone reponiert und durch die Osteosynthese endgültig stabilisiert werden. Erst dadurch kompletierte sich die Anatomie des artifiziellen Fersenbeinmodells. Entgegen diesem Verfahren wurde in früheren Arbeiten die Frakturpathologie durch eine nachträgliche Osteotomie der Kalkanei erzeugt [Lin et al. 1998; Richter et al. 2006; Smerek et al. 2008].

2.1.2 Osteosyntheseplatten

In getrennten Versuchsreihen wurden zwei verschiedene Konzepte von winkelstabilen Osteosyntheseplatten vergleichend experimentell auf Materialermüdung und Belastbarkeit geprüft. Zum einen eine Kalkaneus-Platte der Firma Medartis®, zum anderen eine Platte der Firma Synthes®.

Die Kalkaneus-Verriegelungsplatte der Firma Synthes® ist Bestandteil des Synthes Locking Compression Plate Systems. Diese Platte ist eine klinisch etablierte, winkelstabile Osteosynthese zur Versorgung von Fersenbeinfrakturen. Die Platte besitzt 15 Verriegelungslöcher, welche mit 3,5mm-Verriegelungsschrauben oder 2,7mm- bzw. 3,5mm-Standard-Kortikalisschrauben besetzt werden können. Die Winkelstabilität wird zum einen durch ein Verriegelungsgewinde in den Schraubenlöchern und zum anderen

durch gewindetragende Schraubenköpfe erreicht. Die Schrauben können dadurch unidirektional winkelstabil, d.h. exakt im rechten Winkel zur Platte, verblockt werden. Zusätzlich besitzt die Osteosynthese zwei biegbare Zungen, welche der Pathoanatomie des Kalkaneus angepasst werden können und so der Abstützung des Processus anterior und möglicher Fußsohlenfragmente dient. Die Platte ist aus Titan gefertigt und hat eine Dicke von 1,3mm bzw. 2mm.

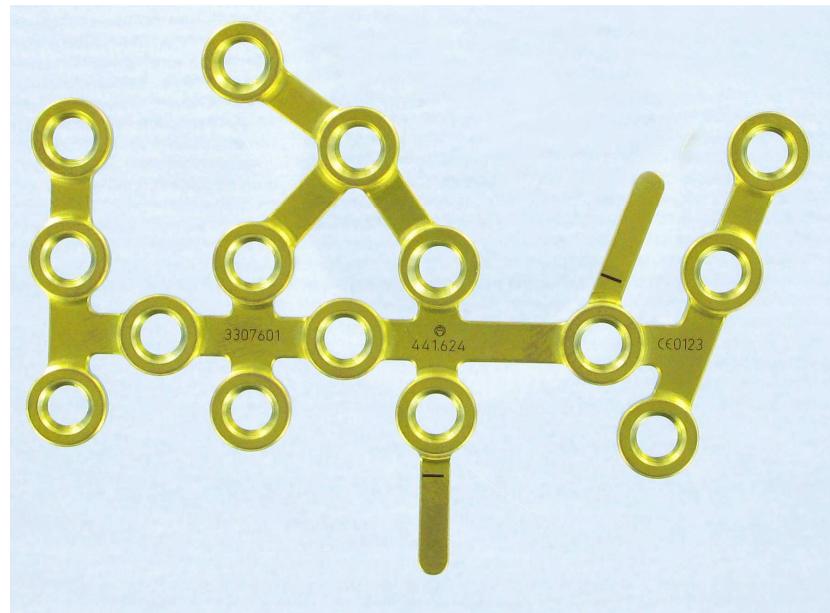


Abb. 16: Kalkaneus-Verriegelungsplatte der Firma Synthes®

Die Kalkaneus-Platte der Firma Medartis® verfolgt biomechanisch ein anderes Plattenkonzept, mit welchem eine Kalkaneusfraktur optimal stabilisiert werden soll. Das Plattenkonzept basiert auf dem mikroarchitektonischen Aufbau eines menschlichen Fersenbeins. Das bionische Plattenkonzept der Osteosynthese imitiert dabei die Trabekelstruktur des humanen Kalkaneus. Entlang der trabekulär angeordneten Spongiosa verlaufen die Hauptkraftvektoren, welche physiologisch auf den Knochen wirken. Somit stellt der Verlauf der Trabekel ein Abbild der Hauptbelastungsregion des Fersenbeins in vivo dar [Zwipp 1994; Gefen & Seliktar 2004].

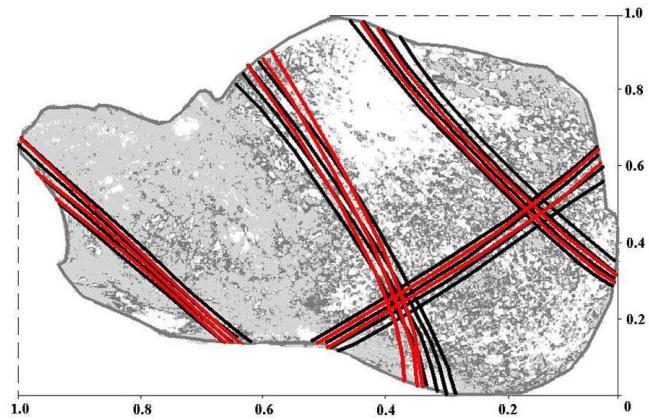
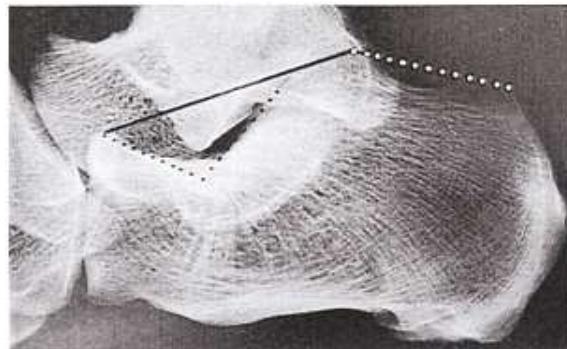


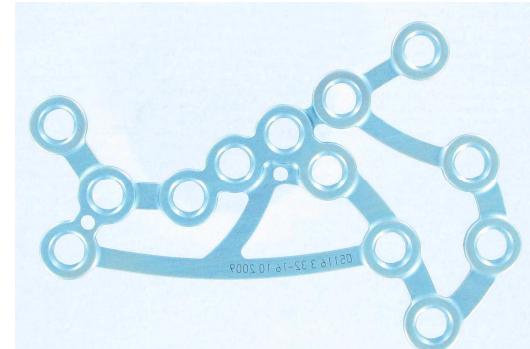
Abb. 17: Trabekelstruktur des Kalkaneus

[Gefen & Seliktar 2004]

Die Architektur der Platte greift die natürlichen Stresslinien in ihrem Design auf, um so ihre Stabilität durch einen trabekelorientierten Kraftfluss in den Stegen zu maximieren (siehe Abb. 18). So kann die Kraft der Hauptbelastungszonen optimal vom frakturierten Fersenbein auf den Fixateur interne übertragen werden.



a)



b)

Abb. 18: a) Trabekelstruktur des Kalkaneus [Zwipp 1994]; b) trabekelorientierte Plattenarchitektur der Medartisplatte

Die Platte besitzt 13 Schraubenlöcher für multidirektionale Verblockungsschrauben und Kortikalisschrauben mit einem Durchmesser von 3,5mm. Das multidirektionale Verblockungskonzept der Platte erlaubt einen Einbringungswinkel von + / -15°. Zwei

der 13 Löcher sind an biegbaren Laschen angebracht, welche an das Tuber calcanei und den Processus anterior angepasst werden können. Außerdem befinden sich 2mm-K-Draht-Löcher in der Platte, um die Fragmente nach exakter Reposition temporär mittels Kirschner-Drähten an der Platte zu fixieren. Die Platte hat eine Dicke von 1,4mm / 2mm und ist aus Titan gefertigt.

2.1.3 Testmaschine und Testsoftware

Die axiale Belastung des artifiziellen Frakturmodells erfolgte über eine Prüfmaschine der Firma Zwick/Roell® (Modell LTM 1000). Diese wurde mit der Prüfsoftware testXpert II betrieben. Die Prüfkomponenten erlaubten eine klar definierte Belastung der artifiziellen Frakturmodelle unter konstanten und reproduzierbaren Bedingungen. Vorab wurden sämtliche relevante Parameter definiert, um die einzelnen Versuchsreihen unter vergleichbaren Bedingungen testen zu können. Neben der präzisen zyklischen Belastung der Modelle war es ebenso wichtig, die biomechanische Reaktion des Versuchsaufbaus auf die Belastung zu messen. Die Testmaschine erlaubte eine parallele Messung der biomechanisch relevanten Parameter, die anschließend mittels der Testsoftware gespeichert und weiterverarbeitet werden konnten.

2.2 Methodik

2.2.1 Anbringen der Kalkaneusplatten

Das Anbringen der Testplatten am Frakturmodell nahm sich die klinischen Standards der operativen Versorgung einer Fersenbeinfraktur zum Vorbild. Dazu wurde die Osteosynthesetechnik, die von Zwipp, Sanders und Gregory beschrieben wurde, angewendet [Zwipp 1994; Sanders & Gregory 1995; Zwipp et al. 2004b]. Sämtliche Schrauben und Werkzeuge wurden vom jeweiligen Hersteller verwendet. Erster Schritt der Osteosynthese war die exakte anatomische Reposition der einzelnen Fragmente. Um in allen Versuchsreihen identische Repositionsergebnisse zu erhalten, wurde für diesen Schritt eine eigens dafür angefertigte Schablone verwendet. Nach der Reposition wurde das Frakturmodell durch die jeweilige Osteosynthese stabilisiert. Bei beiden Systemen wurde primär eine 3,5mm Kortikalisschraube zur Zugschraubenfixation des sustentakulären Fragments angebracht. In früheren experimentellen Untersuchungen

beobachtete man einen signifikanten Zugewinn an Stabilität für das sustentakuläre Fragment, wenn die subthalamische Schraube in Verbund zur Osteosyntheseplatte angebracht wurde und nicht unabhängig davon das genannte Fragment fixierte [Lin et al. 1998]. Deshalb wurde bei beiden Osteosynthesesystemen die sustentakuläre Zugschraube von lateral durch ein Schraubenloch in das Frakturmodell eingeschraubt. Um der subthalamischen Gelenkfläche noch mehr Stabilität zu verleihen, folgten nach dieser ersten Fixation des zentralen Gelenkanteils noch weitere winkelstabile Schrauben. Bei der Medartisplatte erlaubte es die Polyaxialität des Systems, zwei weitere Verblockungsschrauben subthalamisch in das Sustentakulum tali einzubringen. Anschließend folgten zwei polyaxiale Schrauben zur Fixierung des Processus anterior und zwei weitere zur Fixierung des tuberalen Fragments (siehe Abb. 19).

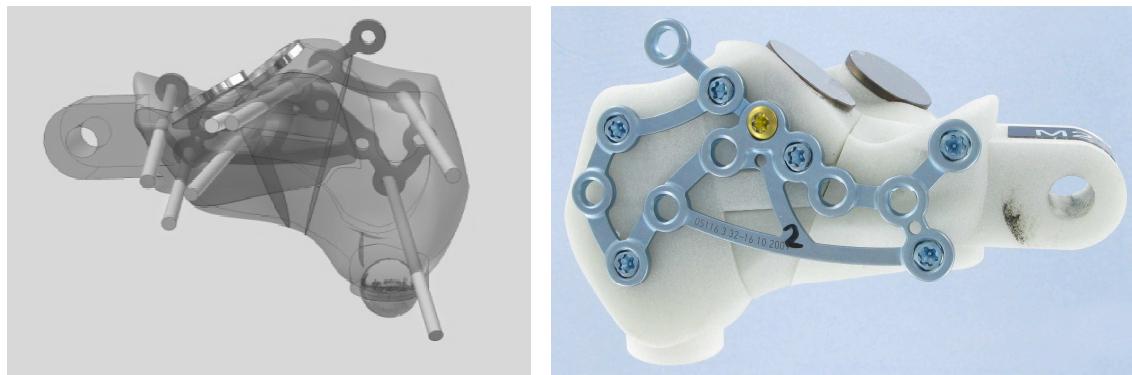


Abb. 19: Schraubenbelegung der Medartis-Platte in dem Standardverfahren nach Zwipp, Sanders und Gregory

Bei der Synthesplatte wurde nach der oben beschrieben Zugschraubenfixation mittels einer Kortikalisschraube das sustentakuläre Fragment zusätzlich durch eine Verblockungsschraube stabilisiert. Aufgrund der Unidirektionalität und dem daraus resultierenden Einbringungswinkel der Verblockungsschrauben konnten keine weiteren Schrauben subthalamisch verwendet werden. Drei Verblockungsschrauben wurden am Processus anterior angebracht und zwei weitere in das Tuber calcanei eingeschraubt (siehe Abb. 20).

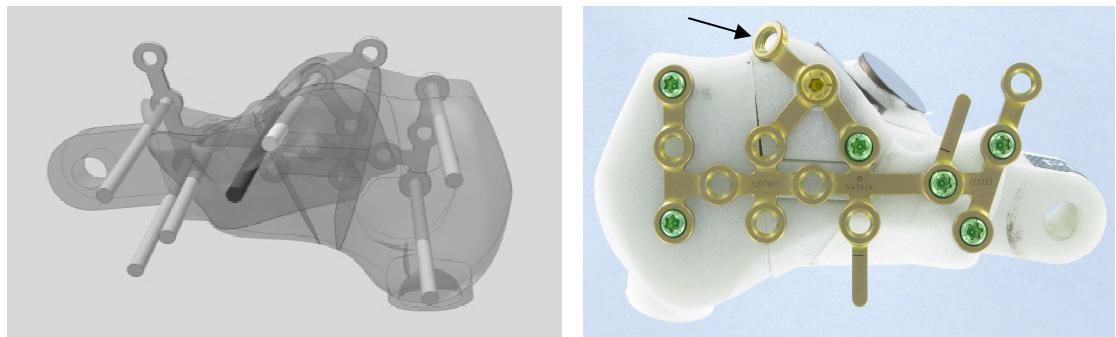


Abb. 20: Schraubenbelegung der Synthes-Platte in Standardverfahren nach Zwipp, Sanders und Gregory;

Pfeil: Angebogene tuberale Lasche der Synthes-Osteosynthese

Um eine optimale Stabilität der Schrauben am Frakturmodell zu erreichen, wurden sämtliche Schrauben bikortikal angebracht. Aus Vorversuchen war bekannt, dass die unbesetzte tuberale Lasche der Synthes-Platte den Versuchsaufbau beeinflusst, weshalb diese zur Seite gebogen wurde (siehe Abb. 20).

Alle Platten wurden mit einem Millimeter Abstand zum Knochenmodell angebracht. Um ein Anpressen der Platte am Modell durch das Einbringen der sustentakulären Zugschraube zu vermeiden, wurde um das Bohrloch der entsprechenden Schraube eine Erhebung angebracht. Die winkelstabilen Schrauben an den anderen Positionen wurden in einem Millimeter Abstand vom Kalkaneusmodell verblockt. Dadurch wurden Worst-Case-Bedingungen für den Fixateur interne simuliert. Die Probe konnte dadurch keine Stabilität durch den Anpressdruck der Platte an das Modell gewinnen, sondern allein durch das Schrauben-Platten Konstrukt. So konnte sowohl die Verblockung als auch die Platte an sich auf ihre biomechanischen Eigenschaften getestet werden.

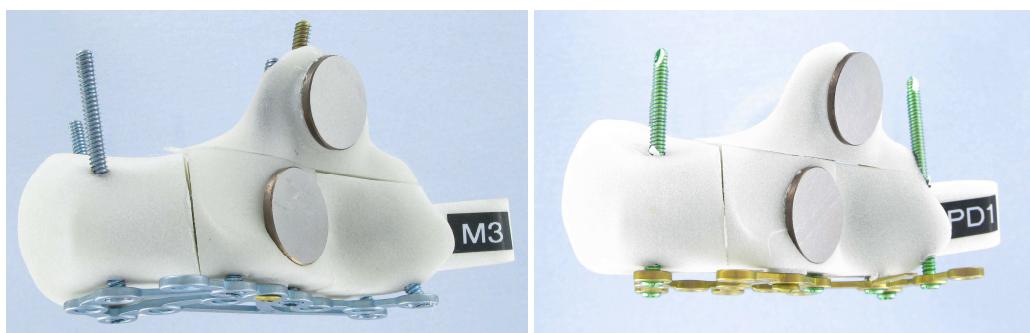
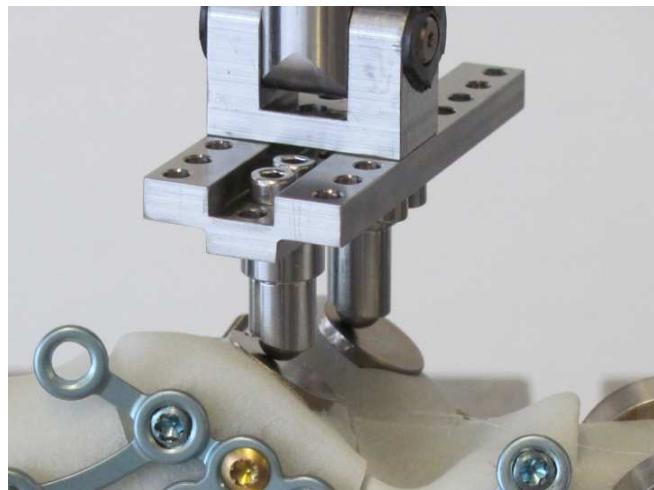


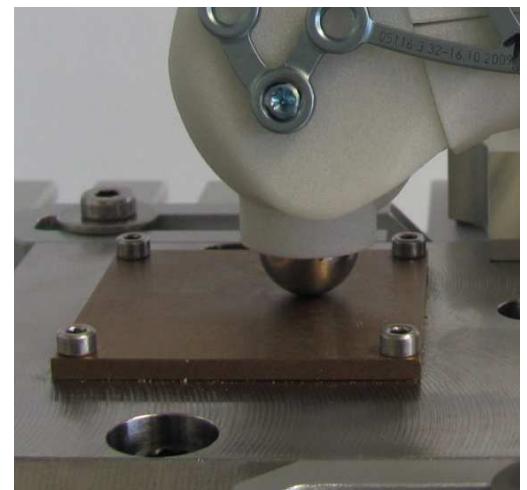
Abb. 21: Plattenosteosynthese mit einem Millimeter Abstand zum Modell

2.2.2 Versuchsaufbau:

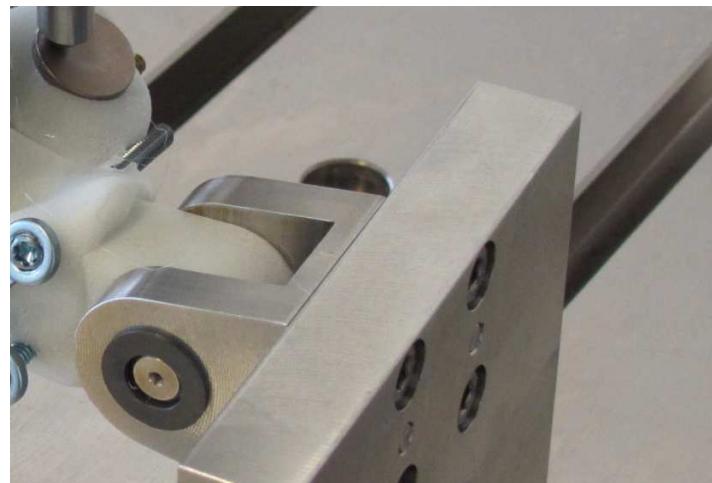
Ein neu entwickelter Versuchsaufbau ermöglichte es, exakt definierte Kräfte auf das Frakturmodell, unter nahezu physiologischen Bedingungen, einleiten zu können. Dazu musste neben der nachgebildeten Anatomie des Rückfußes auch die komplexe Biomechanik der beteiligten Gelenke simuliert werden. In vivo wird die axiale Kraft über die Tibia auf den Talus übertragen [Essex-Lopresti 1952]. Über das Articulatio talo-calcanea wird die Kraft vom Talus auf das Fersenbein weitergegeben. Die Kraftausleitung aus dem Kalkaneus erfolgt einerseits über das Tuber calcanei und anderseits über eine gelenkige Verbindung zum Würfelbein. Um diese biomechanische Situation in vitro simulieren zu können, mussten sowohl die Krafteinleitung durch das Articulatio talo-calcanea als auch die Kraftausleitung durch das Clacaneocuboidalgelenk und das Tuber calcanei im Versuchsaufbau nachgestellt werden. Die von der Prüfmaschine erzeugte axiale Kraft wirkte über ein uniaxial bewegliches Joch und wurde dann über zwei Lagerkugeln auf die Gelenkfacetten des artifiziellen Kalkaneus weitergegeben. Die Gelenkfacetten des Kunststoffmodells wurden dazu mit Metall verstärkt, um eine gleichmäßige Krafteinleitung in das Modell zu erreichen. Die Kraftausleitung erfolgte ebenfalls über eine Lagerkugel am Tuber calcanei. Das Calcaneocuboidalgelenk wurde im Modell durch ein Scharniergegenstück ersetzt, welches die Bewegung in der Sagittalebene ermöglichte.



a)



b)



c)

Abb. 22: Versuchsaufbau: a) artifizielles Subtalargelenk; b) Kraftausleitung am Tuber calcanei; c) artifizielles Calcaneocuboidalgelenk

Die Lagerkugeln an den Stellen der Kraftaufnahme und Kraftausleitung verminderten das Auftreten von Scherkräften, welche das biomechanische Verhalten des Frakturmodells beeinflussen und so die Ergebnisse verfälschen würden. Sämtliche Bauteile, welche für den Versuchsaufbau benötigt wurden, waren aus Metall gefertigt worden.

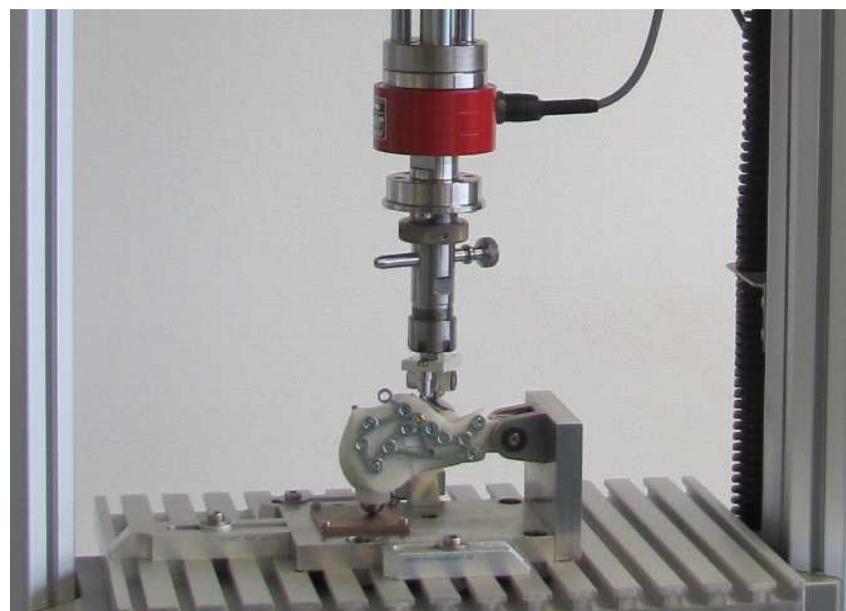


Abb. 23: Versuchsaufbau gesamt

2.2.3 Testsetup

Es wurden jeweils sechs Platten der beiden Hersteller biomechanisch getestet. Die statistisch optimale Stichprobenzahl konnte durch eine a priori durchgeföhrten Poweranalyse unter Zuhilfenahme der Daten aus Vorversuchen berechnet werden. Jede Osteosynthese wurde mit dem gleichem Testsetup untersucht. Dazu wurden zuvor verschiedene biomechanische Parameter definiert, mit welchen die Versuche durchgeföhr wurden. Der erste Kraftblock bestand aus 50000 Zyklen, anschließend folgten Blöcke mit jeweils 10000 Zyklen. Die Kraft wurde dabei sinusförmig in das Frakturmodell eingeleitet, wobei die minimale Kraft zehn Prozent der maximalen Kraft eines jeden Zyklus entsprach. Nach Beendigung eines jeden Kraftblockes wurde die axial wirkende Kraft um 50N erhöht. Gestartet wurde jede Versuchsreihe mit einer axialen Kraft von 100N. Sämtliche Blöcke wurden mit einer Frequenz von fünf Hertz betrieben. Parallel zu den Versuchen wurde das Verhalten der Fersenbeinmodelle unter Belastung untersucht. Dabei wurden die Parameter Kraft, Zykluszahl und axiale Auslenkung gemessen. Mittels einer programmierbaren Kamera wurden alle neun Sekunden Aufnahmen des Versuchsaufbaus angefertigt, um die Ursache und den Zeitpunkt des Versagens genauer feststellen zu können. Vor Versuchsbeginn wurden Kriterien festgelegt, deren Auftreten ein Versagen der Osteosynthese definierte. Diese Versagenskriterien lauten wie folgt:

- Maximale axiale Auslenkung größer zehn Millimeter
- Materialbruch der Platte
- Versagen der Schrauben

Tabelle 1: Testsetup

Block	Zykluszahl	Axiale Krafteinleitung
1	50000	10N-100N
2	60000	15N-150N
3	70000	20N-200N
4	80000	25N-250N
5	90000	30N-300N
6	100000	35N-350N
7	120000	40N-400N

2.2.4 Statistische Auswertung

Der Rohdatensatz wurde primär durch die Software testExpert II gespeichert. Die Anfertigung einer deskriptiven und explorativen Statistik erfolgte mit Hilfe des „Statistical Package for Social Science“ (SPSS) Version 18.0. Dabei wurde die Korrelation zwischen verschiedenen Parametern mittels t-Tests auf Signifikanz geprüft. Den Berechnungen wurde jeweils ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ zugrunde gelegt. Die a priori Poweranalyse wurde mit Hilfe von G*Power Version 3.1.7 durchgeführt.

3 Ergebnisse

Im Folgenden werden alle relevanten Ergebnisse aus den Versuchen dargestellt. Die Proben der Firma Medartis® werden mit dem Buchstaben M und der entsprechenden Probennummer abgekürzt, die Proben der Firma Synthes® mit dem Buchstaben S und der entsprechenden Probennummer.

3.1 Absolvierte Zykluszahl

Die absolvierte Zykluszahl ist definiert als die Anzahl an durchlaufenen Kraftzyklen, mit welchen das osteosynthetisierte Frakturmodell solange axial belastet werden konnte, bis eines der vorher definierten Versagenskriterien erfüllt wurde. Der Zeitpunkt des Versagens wurde zum einen mittels der Testsoftware und zum anderen durch das Auswerten der automatisch aufgezeichneten Fotos des Versuchsaufbaus registriert. Die Kalkaneusplatten der Firma Synthes® absolvierten im Mittel 53100 Zyklen bis zum Versagen der Osteosynthesen, während die Platten der Firma Medartis® im Mittel 89250 Zyklen durchliefen (siehe Abb. 24). Die explorativ statistische Auswertung der Ergebnisse zeigte signifikante Unterschiede bezüglich der erreichten Zykluszahl bis zum Eintreten eines der vorher definierten Versagenskriterien ($p < 0,001$).

Tabelle 2: Zykluszahl bis zum Versagen der Osteosynthese

	Zykluszahl	
	Synthes®	Medartis®
Probe 1	51000	88200
Probe 2	52500	89100
Probe 3	56400	87300
Probe 4	53100	84000
Probe 5	54300	86700
Probe 6	51600	100200
Min	51000	84000
Max	56400	100200
Mittelwert	53100	89250
Median	52800	87750

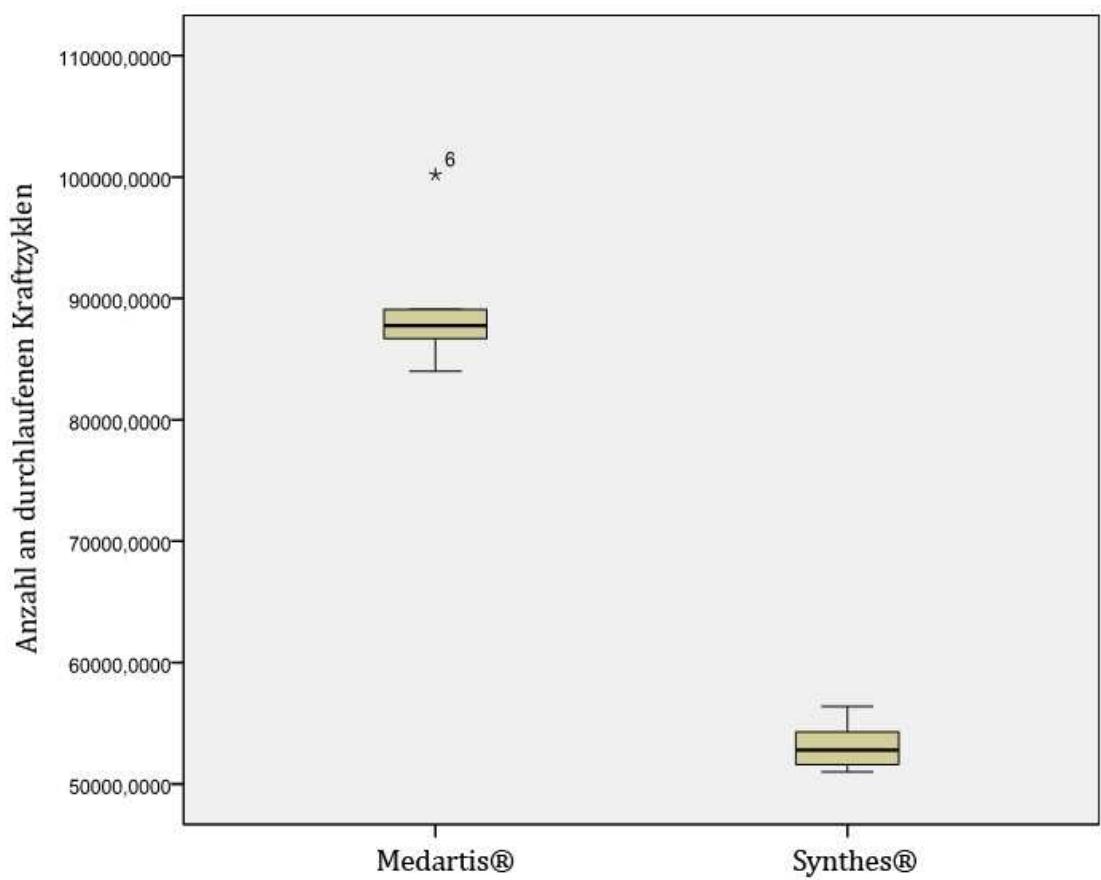


Abb. 24: Anzahl der Kraftzyklen bis zum Versagen der verschiedenen Osteosynthesen

3.2 Versagensursache

Die Analyse der Versagensursache wurde jeweils nach den Versuchen visuell vorgenommen. Dabei wurde unter anderem auf einen Materialbruch der Platten bzw. der Schrauben und auf Materialdeformationen oder Versagen der Platten-Schrauben-Einheit geachtet. Um eine Unterscheidung zwischen der primären Ursache des Versagens und eventuell sekundär aufgetretenen Materialbrüchen oder Deformitäten treffen zu können, wurden zusätzlich die automatisch aufgezeichneten Fotos ausgewertet. Die Auswertung ergab für beide Osteosynthesesysteme eindeutige Versagensursachen. Für sämtliche Kalkaneusplatten der Firma Medartis® traf das Versagenskriterium des Plattenbruchs zu. Dabei frakturierte bei allen Osteosynthesen der obere Steg des tuberalen Anteils der Platte.

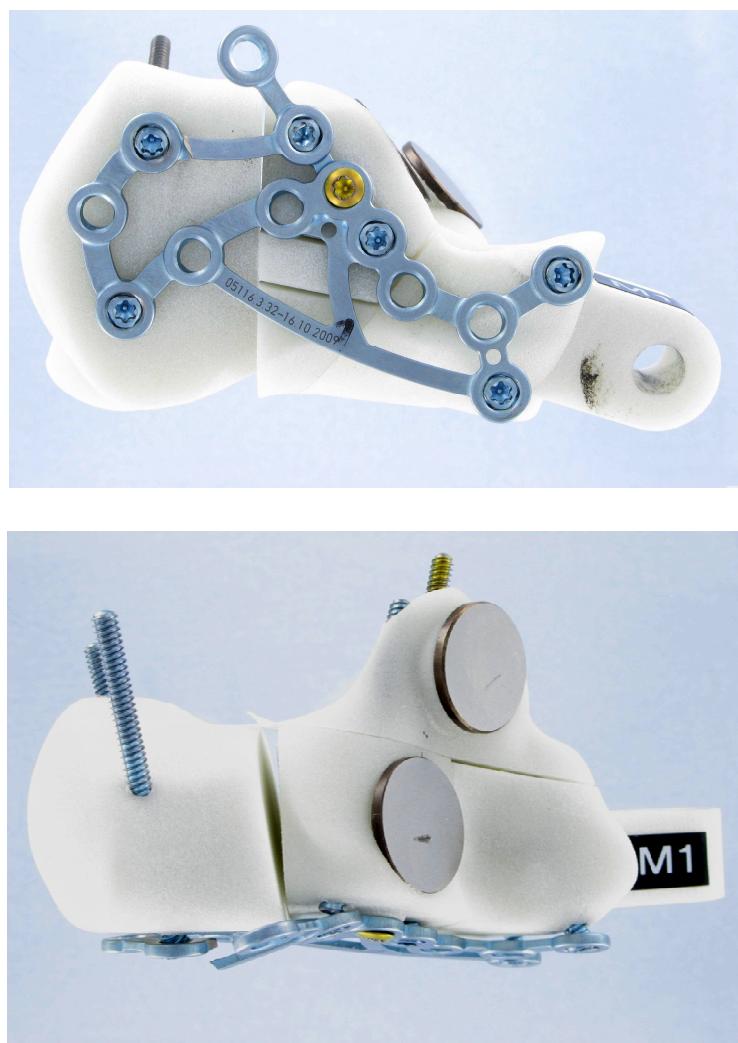


Abb. 25: Bruch des tuberalen Stegs der Medartis-Osteosynthese

Sekundär traten Brüche der benachbarten winkelstabilen Schrauben und weitere Stegbrüche auf. Da aber bereits beim Bruch der Kalkaneusplatte eines der Versagenskriterien erfüllt war, wurde dieser als Endpunkt der Messung gewählt.

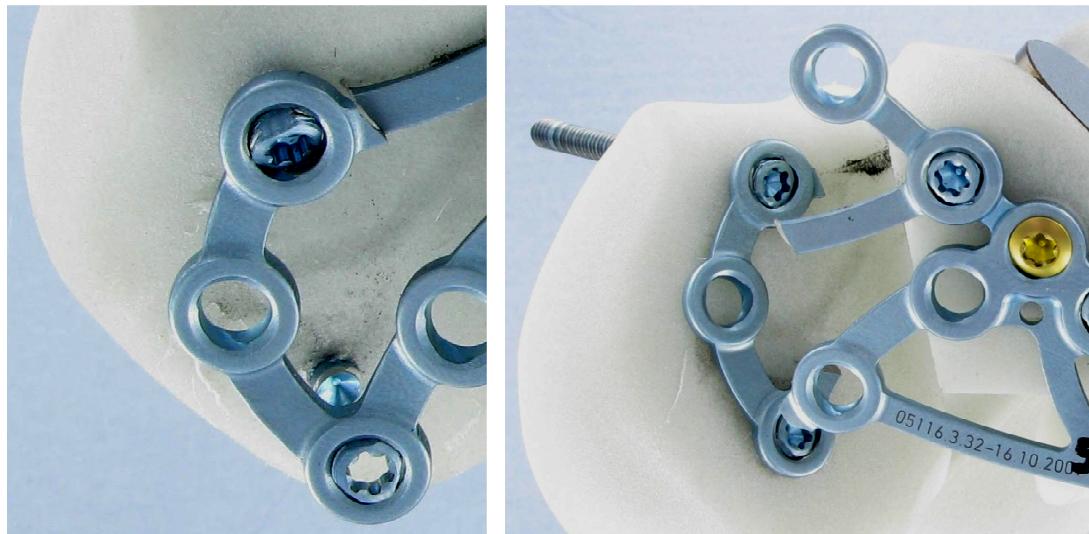


Abb. 26: Sekundäre Materialbrüche der Medartis-Osteosynthese

Die Osteosyntheseplatten der Firma Synthes® versagten alle aufgrund des Endpunktikriteriums einer maximal axialen Auslenkung größer 10mm. Diese Auslenkung resultierte aus einer zunehmenden Instabilität des Fixateur interne. Dabei destabilisierte sich der Hauptsteg, welcher den tuberalen Anteil mit den zentralen Gelenkfacetten tragenden Komponenten der Platte verbindet. In der Folge entwickelte sich eine Instabilität am tuberozentralen Fragmentübergang. Diese unphysiologische Gelenkverbindung führte unter Belastung zu einer Rotationsbewegung der beiden Fragmentanteile zueinander. Die Gelenkregion konnte dadurch bis zum Erreichen des Endpunktikriteriums immer weiter in das Frakturmodell impaktieren.

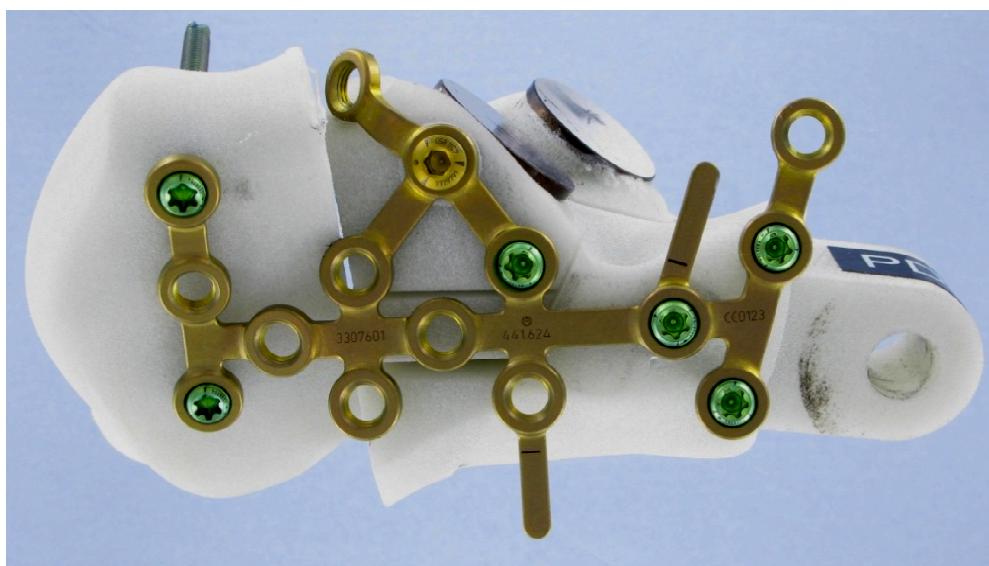
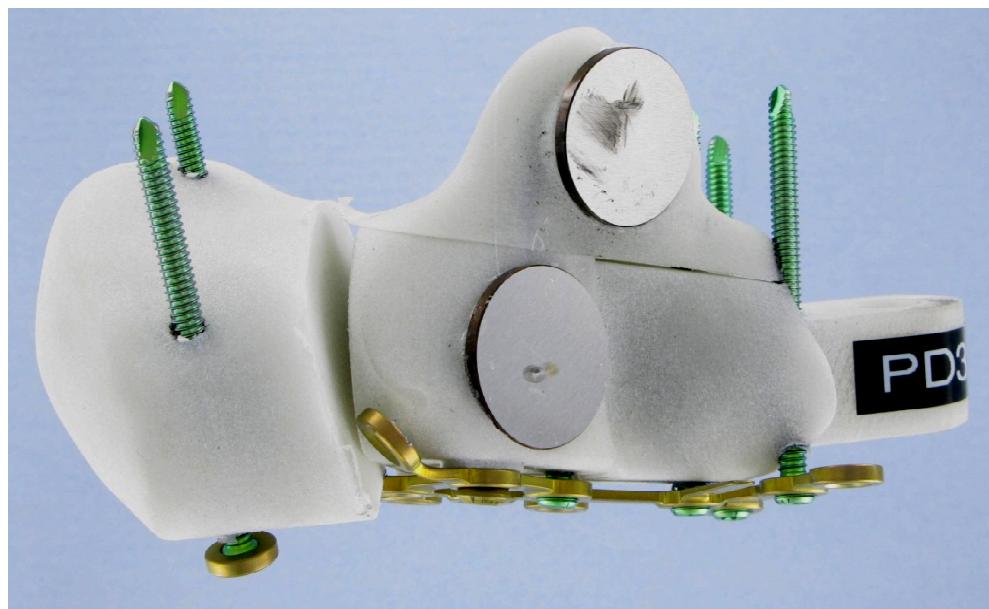


Abb. 27: Rotation und Impression der Gelenkflächen gegenüber dem Tuber calcanei bei der Synthes-Osteosynthese

3.3 Maximal axiale Kraft

Im vorher definierten Testsetup wurde neben der Zykluszahl auch die axiale Kraft, mit welcher die Frakturmodelle getestet wurden, festgelegt. Begonnen wurde mit einer maximalen axialen Kraft von 100N. Nach absolvierten 50000 Zyklen wurde die Krafteinleitung alle 10000 Zyklen um 50N erhöht. Neben diesen festgelegten Zielgrößen wurde parallel zu den Versuchen auch die tatsächliche Kraft, welche auf die artifiziellen Fersenbeine wirkte, gemessen. Wie aus der Abbildung 28 ersichtlich ist,

konnte mit der Platte der Firma Medartis® ein wesentlich höheres Kraftniveau erreicht werden als mit der Synthesplatte.

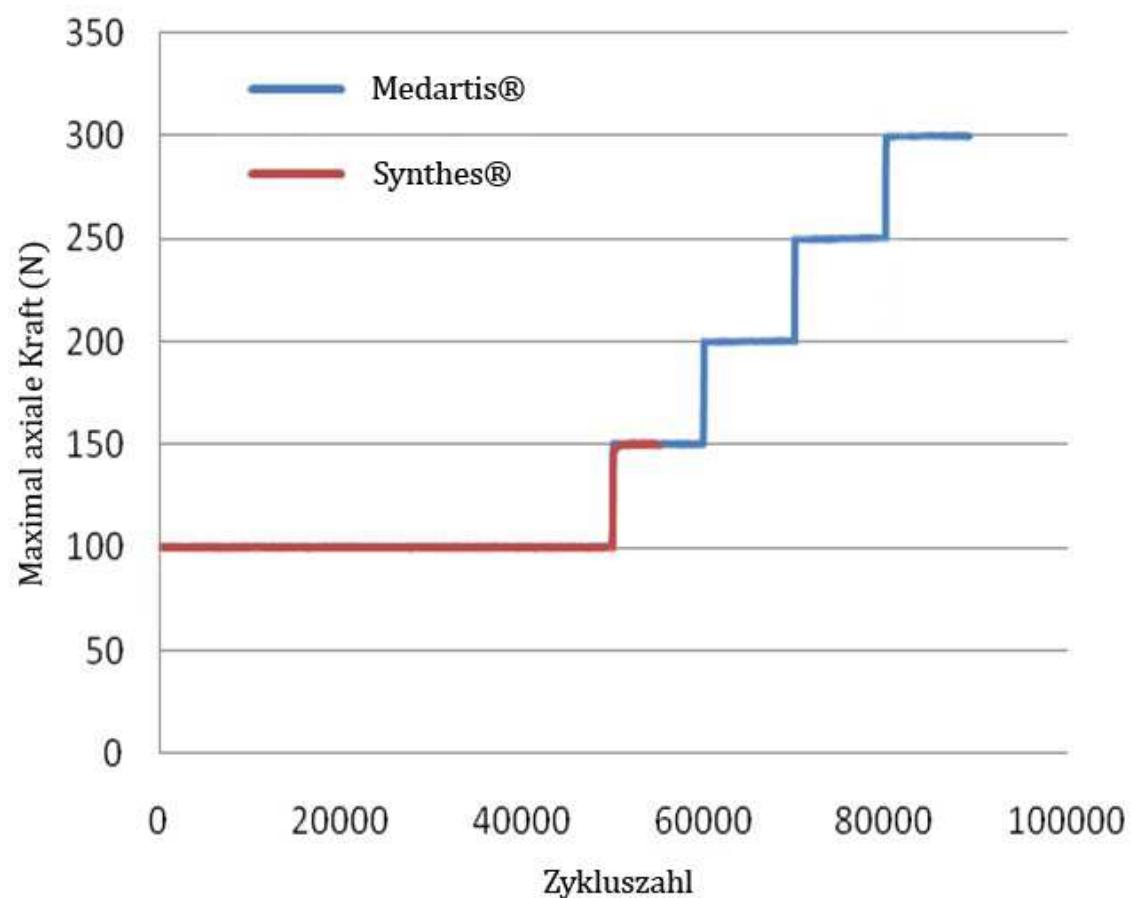


Abb. 28: Maximal axiale Kraft (Mittelwerte) unter zyklischer Belastung

3.4 Absolvierte Laststufe

Die durchlaufene Laststufe stellt den Kraftblock dar, welcher noch vollständig von der Probe absolviert wurde, ohne dass die Osteosynthese versagte. Im Vergleich zum Kraftniveaumittelwert betont der Laststufenvergleich die Vollständigkeit eines Blocks und gibt Auskunft über die axiale Kraft, die über einen längeren Zeitraum von den Platten toleriert wurde, ohne dass diese versagt haben. Die statistische Auswertung der Ergebnisse zeigt, dass mit der Osteosynthese der Firma Medartis® im Vergleich zur Synthesplatte eine signifikant höhere Laststufe absolviert werden konnte. ($p < 0,001$)

Tabelle 3: Absolvierte Laststufe (deskriptive Statistik)

	Laststufe (N)	
	Synthes®	Medartis®
Probe 1	100	250
Probe 2	100	250
Probe 3	100	250
Probe 4	100	250
Probe 5	100	250
Probe 6	100	350
Min	100	250
Max	100	350
Mittelwert	100	266
Median	100	250

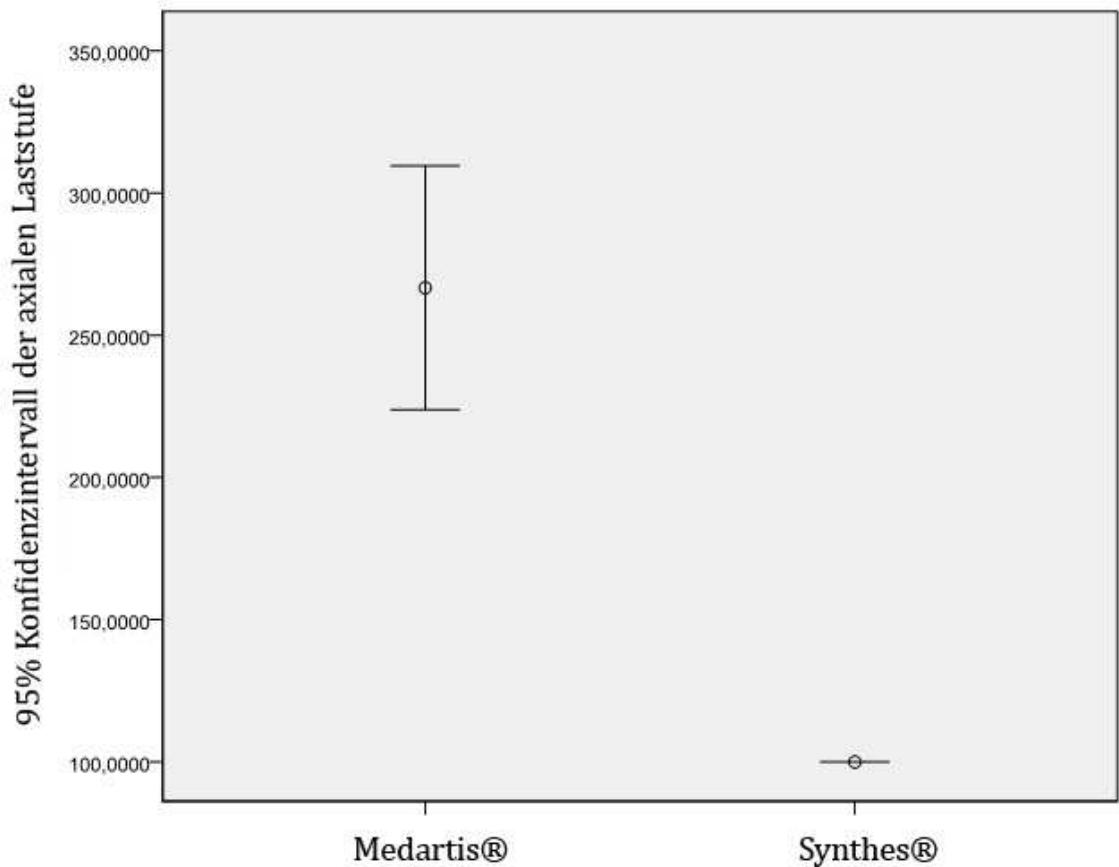


Abb. 29: Absolvierte Laststufe (Fehlerbalken mit 95% Konfidenzintervall)

3.5 Axiale Auslenkung

Durch die Messung der axialen Auslenkung der artifiziellen Tibia konnten indirekte Aussagen über den Steifegrad der Osteosynthese getroffen werden. Dazu wurde die Bewegung der Testmaschine gemessen, welche erforderlich war, um die vorher definierte Kraft auf die Modelle auszuüben. Die Auslenkung wurde bei allen Versuchsaufbauten bei fünf Newton Vorlast genullt, um gleichbleibende und reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten. Bei einer Auslenkung größer zehn Millimeter wurde eines der vorher definierten Versagenskriterien erfüllt und der Versuch wurde beendet. Der Weg, der unter Krafteinleitung zurückgelegt wurde, ist indirekt proportional zum Steifegrad der Osteosynthese. Betrachtet man den ersten Kraftblock, welcher einer axialen Belastung von 100N entspricht, kann man eine deutlich geringere Auslenkung der Medartisplatten im Vergleich zu den Synthesplatten beobachten (siehe Abb. 30). Das bedeutet einen höheren Stabilitätsgrad der Medartisplatte unter der gleichen axialen Belastung. Die Abbildung 31 verdeutlicht den Zusammenhang

zwischen axial wirkender Kraft und der daraus resultierenden Auslenkung in Kraftrichtung.

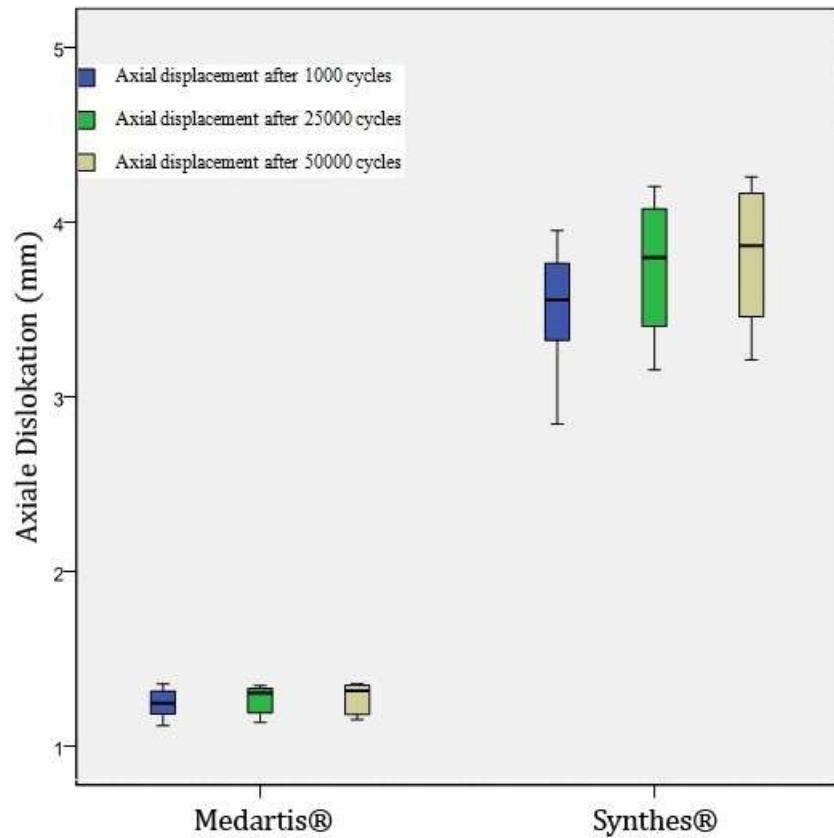


Abb. 30: Axiale Dislokation nach 1000 Zyklen, 25000 Zyklen und 50000 Zyklen

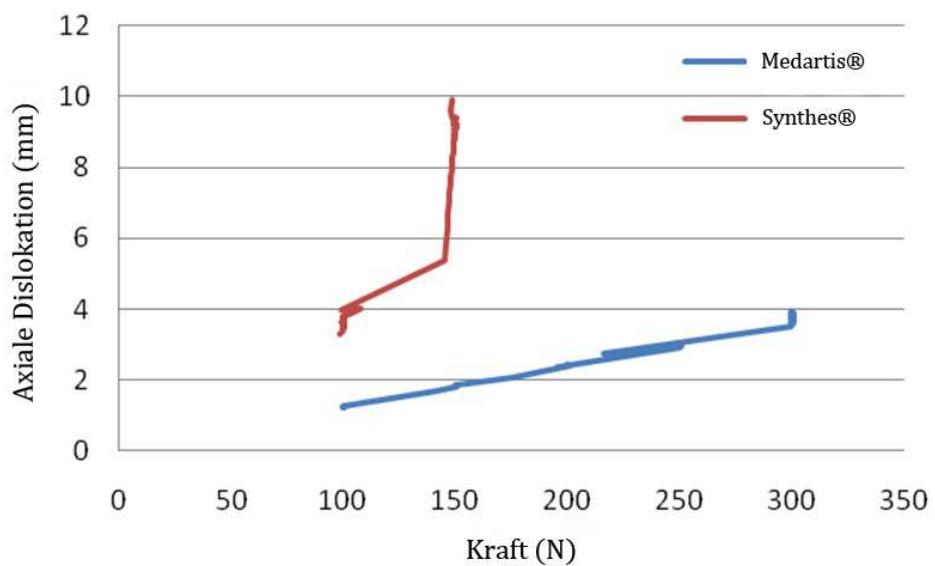


Abb. 31: Einfluss der Kompressionskraft auf die axiale Dislokation

3.6 Auslenkungszunahme

Die Auslenkungszunahme wurde als die Differenz der axialen Auslenkung zwischen dem 1000. Zyklus und dem 50000. Zyklus definiert. Zu beiden Messzeitpunkten wurden die Osteosynthesen mit einer Kraft von 100N belastet. Die wachsende axiale Auslenkung unter zyklischer Belastung ist ein guter Indikator für die plastische Verformung der Osteosynthesen. Aufgrund der stetig gleichbleibenden Krafteinwirkung spiegelt dieser Parameter den progradienten Stabilitätsverlust der Osteosynthese wider, welcher ausschließlich durch die steigende Zykluszahl beeinflusst wird. Bei der Synthesosteosynthese wurde nach 50000 Zyklen im Mittel 0,305mm mehr axiale Auslenkung gemessen als nach 1000 Zyklen. Die axiale Auslenkung der Medartisplatte stieg zwischen den Messzeitpunkten im Mittel um 0,035mm an. Die Abbildung 34 verdeutlicht die signifikant höhere Auslenkzunahme der Synthesplatte im Vergleich zur Medartisplatte unter zyklischer Belastung ($p < 0,001$).

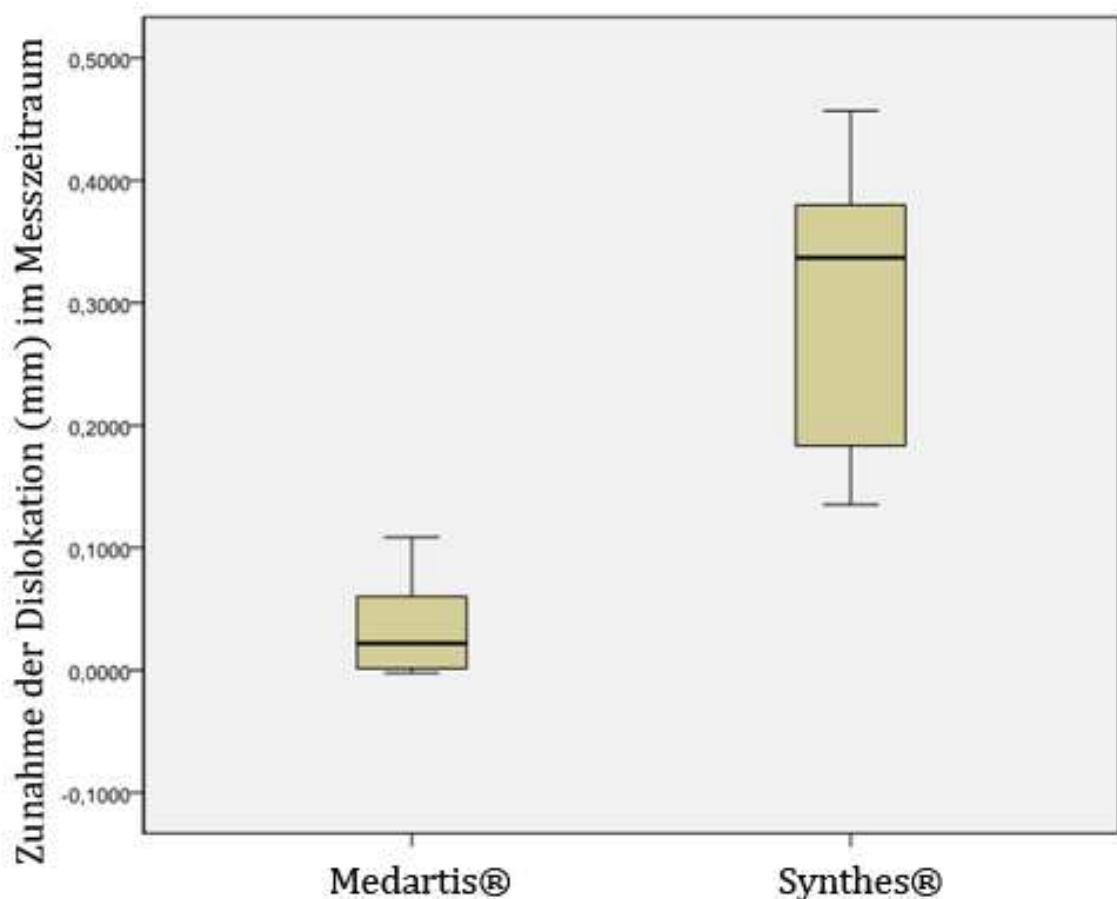


Abb. 32: Zunahme der axialen Dislokation zwischen dem 1000. Zyklus und dem 50000. Zyklus

4 Diskussion

Um die Platten unter ähnlichen Bedingungen wie *in vivo* zu testen, wurden diese an artifiziellen Frakturmodellen untersucht. Als Materialgrundlage der Kalkaneusmodelle diente ein Feinpolyamid (siehe Anhang Anlage 3). Um sich der physiologischen Biomechanik anzunähern, wurden die Modelle nach dem anatomischen Vorbild eines humanen Kalkaneus entwickelt. Dabei wurden die Ausmaße des Fersenbeins, die äußere Formgebung und die anatomischen Landmarken, wie z.B. das Sustentakulum tali, dem humanen Fersenbein nachempfunden. Die subtalaren Gelenkflächen wurden räumlich entsprechend dem humanen Vorbild ausgerichtet. Durch die stetig gleichbleibenden Materialeigenschaften und die konstante Anatomie der Frakturmodelle wurde die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Versuche gewährleistet.

Die methodische Problematik, welche bei der Verwendung von Kunststoffmodellen entsteht, liegt in der differenten Mikroarchitektur und den daraus resultierenden unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften, verglichen mit humanen Knochen [Gefen & Seliktar 2004; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Vorausgegangene Arbeiten verwendeten aus diesem Grund echte Knochen für die Untersuchungen. Dazu wurden einerseits frisch gefrorene Leichenpräparate [Bailey et al. 1997; Carr et al. 1997; Wang et al. 1998; Redfern et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Smerek et al. 2008; Chen et al. 2009; Nelson et al. 2010; Illert et al. 2011; Wang et al. 2012] und andererseits konservierte Leichenfüße [Badet et al. 1998; Lin et al. 1998; Khazen et al. 2007; Chen et al. 2009] genutzt. Ein wesentlicher Nachteil beim Gebrauch von humanen Knochen besteht in der Diversität der verschiedenen Frakturmodelle. Einzelne Kadaverkalkanei unterscheiden sich in ihrer Größe, haben eine uneinheitliche Anatomie und zeigen eine Knochenqualität, die nicht vollkommen gleichwertig ist. Diese makro- und mikroarchitektonischen Unterschiede der einzelnen Knochen führen zu unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften der Kalkaneusmodelle, was zu Lasten der Vergleichbarkeit der Versuche geht [Lin et al. 1998; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006].

Ein weiterer Nachteil der Kadavermodelle betrifft das Durchschnittsalter der humanen Fersenbeine. Die in vorausgegangenen Studien verwendeten Leichenknochen hatten ein durchschnittliches Lebensalter von über 65 Jahren [Carr et al. 1997; Stoffel et al. 2007; Redfern et al. 2006]. Betrachtet man demgegenüber die epidemiologischen Kennzahlen

einer Fersenbeinfraktur, so liegt das Durchschnittsalter um ca. 10-15 Jahre niedriger [Släbris et al. 1979; Eastwood et al. 1993; Kinner et al. 2002; Westphal et al. 2004; Zwipp et al. 2004b]. Diese große Altersdifferenz zwischen dem durchschnittlichen Patientenalter und dem durchschnittlich vorausgegangen Lebensalters der Testkalkanei schmälert die Aussagekraft der biomechanischen Untersuchungen [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Die beschriebenen Nachteile bei der Verwendung von echten Knochen treffen sowohl auf konservierte Leichenknochen als auch auf frisch gefrorene Knochen zu.

Das Frakturmuster wurde in Anlehnung an vorherige Studien gewählt [Lin et al. 1998; Richter et al. 2005b; Redfern et al. 2006; Richter et al. 2006; Smerek et al. 2008; Nelson et al. 2010; Blake et al. 2011; Illert et al. 2011]. Unter Zuhilfenahme der Sanders-Klassifikation kann die Pathoanatomie als Typ-2b-Fraktur klassifiziert werden [Sanders et al. 1993]. Im Gegensatz zu früheren Studien wurde die Fraktur nicht durch eine Osteotomie des artifiziellen Kalkaneus erzeugt, sondern die einzelnen Fragmente wurden getrennt voneinander produziert und anschließend mittels einer Schablone zum eigentlichen Kalkaneus zusammengesetzt [Lin et al. 1998; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Smerek et al. 2008].

Dieser Frakturtyp weicht in verschiedenen Gesichtspunkten von klinisch beobachteten Frakturmustern ab [Lin et al. 1998]. Zum einen zeichnet sich der Frakturtyp durch lediglich eine Frakturlinie in der posterioren Facette aus, zum anderen weisen intraartikuläre Fersenbeinfrakturen klinisch häufig Mehrfragmentfrakturen der posterioren Facettenregion auf [Släbris et al. 1979; Zwipp 1994; Kundel et al. 1996; Lin et al. 1998; Rammelt et al. 2003; Zwipp et al. 2004b]. Außerdem berücksichtigt dieses Frakturmuster lediglich eine einzige Frakturpathologie, während Kalkaneusfrakturen eine große Variabilität in ihrer Pathoanatomie aufweisen [Zwipp 1994; Wuelker und Zwipp 1996; Lin et al. 1998]. In früheren Versuchen an Kadaverpräparaten wurde die Kalkaneusfraktur durch eine axiale Gewalteinwirkung auf die Leichenunterschenkel erzeugt [Carr et al. 1997; Wang et al. 1998; Stoffel et al. 2007; Chen et al. 2009]. Aus diesem realitätsnahen Pathomechanismus resultierten verschiedene Pathoanatomien, welche dem klinischen Vorbild besser entsprachen als die vorher festgelegten und nachträglich angefertigten Frakturmuster [Stoffel et al. 2007]. Dennoch geht diese Validitätserhöhung durch die realitätsnahen Frakturpathoanatomien zu Lasten der Reliabilität und Reproduzierbarkeit der Versuche.

Die Osteosynthese erfolgte nach dem von Zwipp, Sanders und Gregory beschriebenen Prinzip [Zwipp 1994; Sanders & Gregory 1995; Zwipp et al. 2004b]. Um eine optimale Stabilität der Plattenosteosynthesen zu erreichen, wurden diese nach den Empfehlungen der jeweiligen Hersteller am Modell angebracht. Dabei wurden die uniaxial winkelstabilen Schrauben der Synthes-Osteosynthese durch die Verwendung einer Bohrhülse exakt im 90° Winkel in den artifiziellen Kalkaneus eingebracht. Dadurch erreicht die Verblockung dieses Systems maximale Stabilität [Käab et al. 2004]. Dennoch erwies sich die optimale Platzierung der Schrauben bei diesem System, simultan zu den Beobachtungen von Richter, als problematisch [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Durch den vorgegebenen Platten-Schraubenwinkel konnte keine zweite winkelstabile Schraube in das Sustentakulum tali eingeschraubt werden. Die obere Lasche der Platte konnte nicht mit einer Schraube besetzt werden und wurde aufgrund von Beeinträchtigungen des Versuchaufbaus nach medial weggebogen. Der variable Einbringungswinkel (90° + / -15°) des polyaxialen Systems der Firma Medartis® erleichterte die Platzierung der Schrauben. Dadurch konnte eine zweite winkelstabile Schraube in das sustentakuläre Fragment eingebracht werden. Inwieweit die unterschiedlichen Verblockungskonzepte der beiden Osteosynthesen die Ergebnisse beeinflusst haben könnten, kann lediglich abgeschätzt werden. Bei keinem der untersuchten Implantate konnte ein primärer Stabilitätsverlust aufgrund eines Versagens der Platten-Schrauben-Verbindung beobachtet werden. Ebenso konnte beim uniaxialen System keine Destabilisierung im Bereich des sustentakulären Fragments beobachtet werden, weshalb das Fehlen einer zweiten Schraube oder die unbesetzte Lasche die Destabilisierung der Osteosynthese nicht bedingt haben. Zusätzlich bestätigten biomechanische Studien anderer Osteosynthesesysteme sowohl das uniaxiale, als auch das polyaxiale Verblockungsprinzip als effektiv [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Cullen et al. 2009; Otto et al. 2009]. Aufgrund dessen wird der Einfluss des Verblockungssystems auf die Stabilität der Osteosynthese als gering eingeschätzt. Endgültig kann diese Frage jedoch nur mithilfe weiterer Untersuchungen geklärt werden.

Sämtliche Platten wurden mit einem Millimeter Abstand zum Knochenmodell angebracht. Hiermit wurde versucht die systemische Bias, durch einen zusätzlichen Stabilitätsgewinn aufgrund des Anpressens der Platte am Modell, zu minimieren. Einzig das Schrauben-Platten-Konstrukt stabilisierte in diesem Setting die Fragmente

zueinander, wodurch die Validität der Ergebnisse in den Versuchsreihen deutlich erhöht werden konnte [Käab et al. 2004; Richter et al. 2006; Illert et al. 2011].

Der neuartige Versuchsaufbau erlaubt eine annähernd physiologische Belastung der Fersenbeinfrakturmodelle. Um einerseits eine gleichmäßige Krafteinleitung in beide Gelenkfacetten des Frakturmodells zu ermöglichen und andererseits die dabei auftretenden Scherkräfte zu minimieren, wurde ein neuartiger artifizieller Talus entwickelt. Der Einsatz eines uniaxial beweglichen Jochs ermöglichte eine gleichmäßige Kraftverteilung auf beide Gelenkfacetten, während mittels zweier Lagerkugeln die axiale Kraft scherkraftarm auf die Modelle übertragen wurde. In dem von Richter beschriebenen Versuchsaufbau ist das Tuber calcanei in einer Haltevorrichtung fixiert, welche lediglich eine Bewegung in der koronaren Achse zulässt [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Dieser niedrige Freiheitsgrad am Ort der Kraftausleitung aus dem Tuber könnte zur Entstehung von Scherkräften führen. Um diesen Scherkräften vorzubeugen bzw. entgegen zu wirken, wurde das Tuber calcanei ebenfalls mittels einer Lagerkugel gelenkig mit seinem Untergrund verbunden. Diese gelenkige Verbindung ermöglichte eine freie Beweglichkeit in alle Richtungen des Raumes und somit eine Minimierung artifiziell auftretender Scherkräfte.

Jedoch ist die Methodik dieses Versuchsaufbaus durch einige Faktoren limitiert. Der menschliche Gang ist eine komplexe Abfolge von Teilkomponenten, wobei jede einzelne Phase an das Fersenbein unterschiedlichste biomechanische Anforderungen stellt [Zwipp 1994]. Der vorliegende Versuchsaufbau kann, ähnlich der von Richter gewählten Methodik, nur eine dieser Phasen des Schrittzzyklus abbilden und so nicht das gesamte biomechanische Beanspruchungsmuster des Kalkaneus repräsentieren [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Zudem handelt es sich bei dem vorliegenden Versuchsaufbau um eine Reduktion der Biomechanik auf die Ebene der Knochen und der Gelenke. In vivo beeinflussen zusätzlich auch umgebende Strukturen die Mechanik des Rückfußes [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007]. So werden in diesem Versuchsaufbau die Kräfte, welche durch Bänder oder umliegende Muskulatur entstehen, nicht berücksichtigt.

Vergangene Studien, welche mechanische Versuche an Frakturmodellen des Kalkaneus durchgeführt haben, haben zahlreiche Konzepte vorgestellt, um die biomechanischen Parameter zu messen [Lin et al. 1998; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Nelson et al. 2010; Illert et al. 2011]. Einige Autoren verwendeten optische

Systeme, welche die Fragmente zueinander in Relation gesetzt haben und so eine Fragmentdislokation messen konnten [Nelson et al. 2010; Illert et al. 2011]. Lin wechselte sein Messverfahren mehrfach und beschrieb die visuelle Auswertung lateral angefertigter Fotos als die beste Methode, um die Fragmentdislokation qualitativ und quantitativ beschreiben zu können [Lin et al. 1998]. Richter verwendete in einer Studie aus dem Jahr 2005 Mikrophone, um die Bewegungen im Modell durch die Auswertung von Ultrasounddaten zu bestimmen [Richter et al. 2005b]. In einer zweiten Studie aus dem Jahr 2006 zeichnete Richter die Auslenkungsparameter mittels der Testmaschine auf und beschrieb diese Messmethode als gleichwertig zu den vorher beschriebenen Verfahren [Richter et al. 2006]. Andere Autoren nutzten simultan zu Richter die Testmaschine zur Erfassung der mechanischen Testdaten [Carr et al. 1997; Stoffel et al. 2007; Wang et al. 2012]. Der vorliegende Versuchsaufbau vereinigt die Vorteile der vorher beschriebenen Messverfahren. So wurde die Bewegung der Fragmente und die axiale Kraft, mit welcher das Fersenbeinmodell belastet wurde, durch die Sensoren der Testmaschine aufgezeichnet. Zusätzlich wurden automatisch aufgezeichnete Fotos des Versuchsaufbaus zur Klärung der Versagensursache herangezogen.

In vergangenen Studien wurden die biomechanischen Untersuchungen an Frakturmodellen des Kalkaneus mittels verschiedener Testsetups durchgeführt. Viele verwendeten eine load-to-failure-Analyse [Lin et al. 1998; Khazen et al. 2007; Smerek et al. 2008]. Richter berichtete über die methodische Überlegenheit eines zyklischen Belastungsmusters gegenüber einer load-to-failure-Analyse, um biomechanische Unterschiede verschiedener Plattenosteosynthesen nachweisen zu können [Richter et al. 2005b]. In anderen Studien wurden ebenfalls zyklische Belastungsbedingungen gewählt [Carr et al. 1997; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Nelson et al. 2010; Blake et al. 2011; Illert et al. 2011]. Dabei wurden unterschiedlichste Einzelparameter für die Versuchsdurchführung herangezogen. Richter untersuchte die Frakturmodelle mit 1000 Zyklen und einer axialen Kraft von 800N [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Andere Studien belasteten den Versuchsaufbau mit wesentlich niedrigeren axialen Kräften [Carr et al. 1997; Stoffel et al. 2007]. So versuchte Stoffel die Biomechanik während des Krückengangs zu simulieren und führte die zyklischen Versuche mit 200N durch [Stoffel et al. 2007]. Die vorliegenden Versuche wurden ebenfalls unter zyklischen Bedingungen durchgeführt, unterscheiden sich jedoch in einigen Punkten von den vorher erläuterten Testsetups. Während vergangene Studien im Anschluss an die zyklische Belastung eine load-to-failure Analyse durchführten, kombiniert das

vorliegende Versuchssetup beide Testkonzepte [Carr et al. 1997; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Blake et al. 2011; Wang et al. 2012]. Die artifiziellen Kalkanei wurden bis zum Versagen in definierten Phasen mit immer höheren axialen Kräften belastet. Dabei fanden die Versuche stets in einem zyklischen Testsetup statt und es wurden wesentlich höhere Zykluszahlen als in vergangenen Studien gewählt [Carr et al. 1997; Stoffel et al. 2007; Nelson et al. 2010; Blake et al. 2011]. Diese Modifikationen des Testsetups hatten zum Ziel, die Versuche unter physiologischeren Bedingungen als in früheren Studien durchführen zu können, um so die Aussagekraft der Ergebnisse zu erhöhen. Das Setup sollte die stetig steigenden axialen Kräfte während der Wiederaufnahme der Belastung im Zuge der Rehabilitation simulieren.

Die Endpunktdefinition der Messungen erfolgte aufgrund der Evidenz vorheriger Studien. Sowohl in experimentellen als auch in klinischen Untersuchungen konnten zum einen subtalare Gelenkstufen und zum anderen relevante Rückfußfehlstellungen als Ursache schlechter Ergebnisse bei der Versorgung von Kalkaneusfrakturen identifiziert werden [Sangeorzan et al. 1995; Boack et al. 1998; Mulcahy et al. 1998; Buckley et al. 2002; Zwipp et al. 2004b]. In Vorversuchen konnten diese Phänomene ab einer axialen Auslenkung größer 10mm beobachtet werden. Aus diesem Grund wurde neben dem Plattenbruch und dem Versagen von Schrauben eine axiale Auslenkung größer 10mm in die Endpunkt-kriterien mit aufgenommen.

Das bionische Plattendesign kann gegenüber einer konventionellen Plattenarchitektur mit mehr Kraftzyklen bis zum Versagen der Osteosynthese belastet werden.

Vergangene Studien konnten ein zyklisches Belastungsmuster als optimales Testsetup zur Evaluation der biomechanischen Stabilität einer Kalkaneusosteosynthese etablieren [Carr et al. 1997; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Nelson et al. 2010; Blake et al. 2011; Illert et al. 2011]. Dabei spiegelt die Anzahl der absolvierten Kraftzyklen die mechanische Stabilität der Implantate unter Dauerbeanspruchung wider. Während vergangene Studien zwischen 1000 und 4000 Zyklen verwendeten, wurden beim vorliegenden Testsetup Zykluszahlen zwischen 50000 und 100000 Zyklen gewählt [Carr et al. 1997; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Nelson et

al. 2010; Blake et al. 2011]. Durch diese hohen Zykluszahlen wurde bezeckt, die Osteosynthesesysteme unter ähnlichen Beanspruchungen wie *in vivo* zu untersuchen. Die Osteosynthese der Firma Medartis® konnte in den Versuchen im Vergleich zum Synthesimplantat signifikant mehr Kraftzyklen bis zum Versagenszeitpunkt bewältigen. Der trabekelorientierte Kraftfluss des bionischen Plattendesigns könnte den entscheidenden Stabilitätsvorteil gegenüber der konventionellen Architektur darstellen. Als instabilste Zone des artifiziellen Frakturmodells stellte sich die Übergangsregion zwischen tuberalem und zentralem Hauptfragment heraus. Während diese Zone mit der Platte der Firma Synthes® unter zyklischer Belastung immer instabiler wurde, konnte der zusätzliche Steg der Medartis-Osteosynthese diese kritische Zone besser stabilisieren. Dieser zusätzliche Stabilitätsgewinn unter zyklischer Belastung könnte einen entscheidenden klinischen Vorteil in der Behandlung von Fersenbeinfrakturen darstellen.

Auf die bionische Plattenarchitektur kann gegenüber dem konventionellen System eine höhere axiale Kraft bis zum Versagen der Osteosynthese wirken, selbst über einen längeren Zeitraum.

Nach einer offenen Reposition und internen Fixierung des frakturierten Kalkaneus mittels einer Plattenosteosynthese beginnt die Nachbehandlung der Fraktur. Im Mittelpunkt der Nachbehandlung steht die frühe Mobilisation des Patienten, wobei die ersten sechs bis zwölf Wochen eine Teilbelastung des betroffenen Beins durchgeführt werden sollte, um anschließend das Bein vollbelasten zu können [Zwipp 1994; Rammelt et al. 2002; Rammelt & Zwipp 2004]. Diese frühe Mobilisation des Patienten stellt hohe Ansprüche an die biomechanische Qualität der Osteosynthese. Schon bevor die Fraktur eine Eigenstabilität aufweist, muss das Implantat den auftretenden Kräften trotzen und die Fragmente optimal zueinander stabilisieren. Kommt es in dieser Phase der Frakturheilung zu einem Versagen der Osteosynthese, kann eine therapiebedürftige Pseudarthrose des frakturierten Fersenbeins entstehen [Zwipp 1994; Gehr et al. 2000; Zwipp et al. 2005a]. Einige Autoren untersuchten die maximal axiale Belastbarkeit der verschiedenen Osteosynthesesysteme durch eine im Anschluss an die zyklische Belastungsreihe durchgeführte load-to-failure Analyse [Carr et al. 1997; Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Blake et al. 2011]. Bei den vorliegenden Versuchen wurde ausschließlich ein zyklisches Belastungsmuster verwendet, wobei zu

vordefinierten Zeitpunkten die axiale Belastung erhöht wurde. Begonnen wurde mit einer maximalen axialen Kraft von 100N. Nach absolvierten 50000 Zyklen wurde die Krafteinleitung alle 10000 Zyklen um 50N erhöht. Dadurch wurde die load-to-failure-Analyse in die zyklische Belastungsstruktur integriert. Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Überlegenheit der Medartisplatte gegenüber der Synthesplatte in Bezug auf die maximal axiale Kraft, welche die Osteosynthese bis zu ihrem Versagen toleriert. Dabei erreichte die Medartisplatte ein Kraftlevel von bis zu 300N, während das Implantat der Firma Synthes® bereits bei 150N axialer Belastung versagte. Carr belastete die Testkalkanei trotz der niedrig gewählten Zykluszahl von 500 lediglich mit einer axialen Kraft von 98N [Carr et al. 1997]. Die Aussagekraft dieser Ergebnisse ist aufgrund des verwendeten Testsetups jedoch nur bedingt verwertbar [Richter et al. 2006]. Demgegenüber verwendeten andere Studien viel höhere axiale Kräfte in ihren Versuchen [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007; Nelson et al. 2010]. So führte Richter seine Versuche mit einer Zykluszahl von 1000 und einer Kompressionskraft von 800N durch. Die vorliegenden Versuche sollten jedoch die Phase der Frakturheilung repräsentieren, in der die Patienten das Bein lediglich teilbelasten dürfen und dennoch früh mobilisiert werden. Deshalb wurden im Vergleich zu vergangenen Studien wesentlich höhere Zykluszahlen gewählt, weshalb die axiale Kraft bis zum Versagen der Osteosynthesen konsekutiv niedrigere Werte erreicht haben. Zusätzlich wurden engere Fehlerkriterien im Vergleich zu den Versuchen von Richter gewählt [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006]. Während Richter ein Versagenskriterium der Osteosynthesesysteme erst ab einer axialen Dislokation von 3cm als erfüllt sah, wurde bei vorliegenden Versuchen der Endpunkt bereits ab 1cm Wegzunahme in Kraftrichtung definiert. Diese eng gefassten Fehlerkriterien begründen sich aus der Evidenz vergangener Studien. Sowohl experimentelle als auch klinische Daten konnten ab einer subtalaren Gelenkstufe von 1mm bis 2mm eine ungünstige Kraftverteilung im Articulatio subtalaris nachweisen, was sich in einem klinisch schlechteren Outcome widerspiegelt [Sangeorzan et al. 1995; Boack et al. 1998; Mulcahy et al. 1998; Buckley et al. 2002; Zwipp et al. 2004b]. Diese subtalare Fragmentdislokation wurde ab einer axialen Wegzunahme von 1cm beobachtet, weshalb die Osteosynthese zu diesem Zeitpunkt als insuffizient angesehen wurde. Dadurch konnten die Testkalkanei bis zum Erreichen eines Fehlerkriteriums mit nur geringeren Kompressionskräften im Vergleich zu den Versuchen Richters belastet werden. Eine hohe axiale Belastbarkeit könnte auch klinische Vorteile bieten. Auf diese Weise könnte

der Insuffizienzgrad der Kalkaneusosteosynthesen und gefürchtete Komplikationen wie Pseudarthrosen oder Fragmentdislokationen trotz einer frühen Mobilisierung des Patienten verringert werden.

Im Vergleich zur konventionellen Osteosynthese bietet das bionische Plattendesign unter zyklischer Krafteinwirkung einen höheren Steifegrad und somit weniger Fragmentdislokation.

Ziel einer jeden Kalkaneusosteosynthese ist es, die Fragmente nach der korrekten anatomischen Reposition, stabil zueinander zu fixieren [Rammelt & Zwipp 2004; Zwipp et al. 2004b]. Einen wichtigen Versuchspараметer, welcher Aussagen über die Stabilität einer Plattenosteosynthese liefern kann, stellt der Verschiebeweg der Testmaschine in die primäre Kraftrichtung dar [Richter et al. 2006]. Dabei wurde die Wegzunahme des artifiziellen Unterschenkels unter zyklischer Kraftausübung auf das frakturierte Fersenbein gemessen. Diese Wegzunahme ist proportional zum Schweregrad der Fragmentdislokation, weshalb dieser Parameter als optimaler Indikator für den Steifegrad der Osteosynthese unter Belastung angesehen wurde. Das Plattendesign der Firma Medartis® zeigte im Vergleich zur Synthes-Platte eine signifikant geringere Auslenkung in die primäre Kraftrichtung. Die winkelstabile Osteosynthese der Firma Synthes® zeigte unter zyklischer Belastung eine progrediente Destabilisierungstendenz, welche sich in einer axialen Wegzunahme widerspiegelte. Durch die Analyse der Versagensursache konnte der Grund dieses Steifegradverlusts evaluiert werden. Die axial ausgeübte Belastung führte im Sinne eines Joint-depression-Mechanismus zu einer Impression des gesamten zentralen Gelenkblockes gegenüber dem Tuber-Hauptfragment [Essex-Lopresti 1952]. Dadurch entstanden zum einen eine Rotationsbewegung des Tuber calcanei gegenüber dem zentralen Hauptfragment und zum anderen eine Achsenabweichung im Sinne einer Valgusfehlstellung der Fraktur. Diese Dislokationsbewegungen unter zyklischer Belastung konnte bei der Medartis-Platte nicht beobachtet werden. Ein Grund für den höheren Steifegrad der Osteosynthese könnte der zusätzliche Plattensteg zwischen dem tuberalen und dem zentralen Fragmentblock sein. Dieser ist der physiologischen Trabekelstruktur des humanen Kalkaneus nachempfunden und konnte die auftretenden Kräfte an der kritischen Zone des Frakturmodells optimal ableiten [Gefen & Seliktar 2004]. Dieser Zugewinn an Stabilität und die daraus resultierende Verringerung der

Dislokationstendenz der Fragmente könnte klinisch dazu beitragen, dass die Fragmente auch während der Phase der Frühmobilisation des Patienten in ihrer anatomisch korrekt reponierten Stellung bis zur Frakturheilung ohne Dislokation fixiert werden können.

Nach längerer zyklischer Belastung zeigt die bionische Osteosynthese weniger plastische Verformung als der konventionelle Fixateur interne.

Die irreversible Deformation gibt Hinweise auf das Verhalten der Osteosynthese unter Dauerbeanspruchung. Auch vorherige Studien nutzten diesen Parameter als Stabilitätsindikator einer Plattenosteosynthese [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007]. Die reine Messung des Weges in Kraftrichtung erfasst sowohl elastische als auch plastische Deformationskomponenten. Um Aussagen über die tatsächliche irreversible Deformation über die Zeit treffen zu können, mussten alle Versuchsparameter im Messzeitraum konstant gehalten werden. So wurde die in Kraftrichtung gemessene Wegzunahme der Implantate zwischen dem 1000. Zyklus und dem 50000. Zyklus ermittelt. Aufgrund der stetig gleich bleibenden axial wirkenden Kraft von 100N spiegelt der ermittelte Wert optimal denjenigen Anteil der plastischen Verformung wider, welcher ausschließlich durch die steigende Zahl an Zyklen verursacht wurde. Im Gegensatz zu früheren Studien wurde ein wesentlich längerer Messzeitraum gewählt [Richter et al. 2005b; Richter et al. 2006; Stoffel et al. 2007]. So wurde die plastische Verformung über eine Zeit von 49000 Zyklen gemessen, während beispielsweise Stoffel die irreversible Verformung der Platten lediglich in einem Zeitraum von 1000 Zyklen untersuchte [Stoffel et al. 2007]. Aufgrund dieser hohen Zykluszahlen können die Ergebnisse bessere Aussagen über das Verhalten der Plattenosteosynthesen unter Langzeitbelastung liefern, als dieses durch die Ergebnisse vorangegangener Studien möglich ist.

Die Versuche zeigten eine signifikant geringere axiale Wegzunahme des Medartisimplantats gegenüber der des Synthesimplantats innerhalb des Messzeitraumes. Dies bedeutet eine geringer ausgeprägte plastische Deformation unter Dauerbeanspruchung für das bionische Implantatdesign gegenüber dem konventionellen Fixateur interne. Dies könnte einen klinischen Stabilitätsvorteil bedeuten.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die Osteosynthese der Firma Medartis® der Synthes-Platte unter zyklischer Belastung biomechanisch überlegen ist. Trotz der

aufgeführten methodischen Schwächen, welche eine Übertragung der Ergebnisse in klinische Bedingungen limitieren, konnte die vorliegende Arbeit einige Informationen über die biomechanische Testung von Osteosynthesesystemen liefern. Aufgrund des Mangels an Methoden, Kalkaneusosteosynthesen unter wissenschaftlich vergleichbaren und somit reproduzierbaren Bedingungen zu untersuchen, war die Entwicklung eines neuartigen Versuchsaufbaus ein wichtiger Schritt, um die Mechanik verschiedener Osteosynthesesysteme besser analysieren zu können. Zudem konnte das bionische Plattenarchitekturkonzept als suffizient bestätigt werden. Diese Ergebnisse könnten in Zukunft die Wissenschaft und die Implantatentwicklung weg von rein mechanischen Überlegungen und hin zu einem mehr bionisch begründeten Ansatz beeinflussen.

Die Frage nach der klinischen Überlegenheit einer der beiden Osteosynthesen konnte in dieser Arbeit nicht geklärt werden. Weiterführende klinische Studien könnte diese Fragestellung endgültig beantworten.

5 Zusammenfassung

Trotz einer stetigen Weiterentwicklung der diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten zeigen Fersenbeinfrakturen gegenwärtig häufig nur unbefriedigende Langzeitergebnisse. Derzeit ist die offene Reposition und interne Fixation (ORIF) mittels einer Plattenosteosynthese das erfolgversprechendste therapeutische Vorgehen, insbesondere bei komplexen intraartikulären Frakturpathologien. Im Zentrum dieses Behandlungskonzepts steht die exakte Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse, um den Patienten eine frühe Mobilisierung nach der Operation zu ermöglichen. Die dabei auf das Fersenbein wirkenden Kräfte stellen hohe Ansprüche an die medizinischen Eigenschaften der Osteosynthese. Trotz der Notwendigkeit, experimentell die Biomechanik verschiedener Osteosynthesesysteme zu untersuchen und damit eine Weiterentwicklung möglich zu machen, beschäftigten sich in der Vergangenheit nur wenige Studien mit dieser Thematik.

In der vorliegenden Arbeit wurden die biomechanischen Eigenschaften von zwei winkelstabilen Osteosynthesesystemen zur Versorgung von Kalkaneusfrakturen untersucht. Beide Platten verfolgen unterschiedliche Stabilitätskonzepte, nicht nur bezüglich des Verblockungsmechanismus, sondern auch was das Stegdesign betrifft. Während eine Osteosynthese eine klinisch etablierte Stegarchitektur präsentiert (Synthes®), verfolgt das andere System ein bionisches Konzept (Medartis®).

Zu diesem Zweck wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, der eine Untersuchung unter nahezu physiologischen Bedingungen und unter Einhaltung der Gütekriterien Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit erlaubt. In einem zyklischen Testsetup wurden jeweils sechs Plattenosteosynthesen der beiden Hersteller an artifiziellen Kunststoffkalkanei untersucht. Neben der Anzahl der absolvierten Kraftzyklen und der maximalen Kompressionskraft wurde auch die Dislokation und die plastische Verformung der Plattenosteosynthesen über längere Zeit gemessen. Am Ende eines jeden Versuchszyklus wurde eine visuelle Analyse der Versagensursache vorgenommen.

Die Ergebnisse der durchgeführten Versuche ergaben, dass das bionische Plattendesign im Vergleich zu dem konventionellen Fixateur interne signifikant mehr Kraftzyklen bis zum Versagen der Osteosynthese tolerierte. Zudem konnte die Plattenosteosynthese der

Firma Medartis® im Vergleich zur Synthesplatte mit signifikant höheren axialen Kräften belastet werden. Die Analyse der axialen Dislokation unter Belastung zeigte eine signifikant geringere Auslenkung des bionischen Plattendesigns im Vergleich zur konventionellen Osteosynthese. Ebenso konnte eine signifikant geringere plastische Deformation des bionischen Plattendesigns nachgewiesen werden.

Die Ergebnisse konnten eine signifikante Überlegenheit der biomechanischen Eigenschaften der Medartisosteosynthese gegenüber der Synthes-Platte zeigen. Durch die Analyse der Versagensursache konnte dabei ein möglicher Grund für den höheren Stabilitätsgrad der bionischen Osteosynthese identifiziert werden. Bei sämtlichen Platten der Firma Synthes® führte die zunehmende Destabilisierung am tuberozentralen Fragmentübergang zu einer progredienten Impression und Rotation der Gelenkfragmente, bis die Osteosynthese schließlich versagte. Die an der Trabekelstruktur des humanen Kalkaneus orientierte Plattenarchitektur der Firma Medartis® konnte dieser Impressions- und Rotationsbewegung vorbeugen und führte so zu einer höheren Stabilität im zyklischen Versuchssetting.

Die vorliegenden Ergebnisse müssen jedoch unter der Kenntnis der methodischen Schwächen diskutiert werden. Durch die Verwendung von Frakturmodellen aus Kunststoff mit nur einer Frakturentität konnten zwar die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Versuche gewährleistet werden, jedoch wurde dadurch die Aussagekraft eines möglichen biomechanischen Verhaltens der Osteosynthesen *in vivo* geschränkt. Die Übertragung der biomechanischen Eigenschaften der untersuchten Plattenosteosynthesen auf klinische Bedingungen ist aufgrund dieser methodischen Schwächen nur limitiert möglich.

Insgesamt konnte dennoch die biomechanische Überlegenheit des bionischen Plattendesigns gegenüber der konventionellen Plattenarchitektur bestätigt werden. Zudem konnte eine neuartige Methode etabliert werden, welche es ermöglicht, die Versuche unter reproduzierbaren und vergleichbaren Bedingungen durchzuführen. Diese Methodik könnte als Vorbild für weitere biomechanische Analysen an Fersenbeinfrakturmodellen dienen.

Die Frage nach der klinischen Überlegenheit des neuartigen Systems konnte in dieser Arbeit nicht endgültig geklärt werden. Weiterführende klinische Studien könnte diese Fragestellung beantworten.

6 Literaturverzeichnis

Abdelgaid, Sherif Mohamed (2012): Closed reduction and percutaneous cannulated screws fixation of displaced intra-articular calcaneus fractures. In: Foot Ankle Surg 18 (3), S. 164–179.

Abidi, N. A.; Dhawan, S.; Gruen, G. S.; Vogt, M. T.; Conti, S. F. (1998): Wound-healing risk factors after open reduction and internal fixation of calcaneal fractures. In: Foot Ankle Int 19 (12), S. 856–861.

Adler, S. J.; Vannier, M. W.; Gilula, L. A.; Knapp, R. H. (1988): Three-dimensional computed tomography of the foot: optimizing the image. In: Comput Med Imaging Graph 12 (1), S. 59–66.

Andermahr, Jonas; Helling, Hans Joachim; Tsironis, Kostas; Rehm, Klaus Emil; Koebke, Jürgen (2001): Compartment syndrome of the foot. In: Clin. Anat. 14 (3), S. 184–189.

Atesok, K.; Finkelstein, J.; Khoury, A.; Peyser, A.; Weil, Y.; Liebergall, M.; Mosheiff, R. (2007): The use of intraoperative three-dimensional imaging (ISO-C-3D) in fixation of intraarticular fractures. In: Injury 38 (10), S. 1163–1169.

Badet, R.; Ribeiro, F.; Rumelhart, C.; Tourne, Y.; Badulescu, A.; Saragaglia, D. (1999): Etude biomécanique comparée de 3 ostéosynthèses des fractures enfoncements du calcaneum stade IV de Duparc. Intérêt du montage en triangulation. In: Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 85 (6), S. 601–611.

Bailey, E. J.; Waggoner, S. M.; Albert, M. J.; Hutton, W. C. (1997): Intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical comparison of two fixation methods. In: J Orthop Trauma 11 (1), S. 34–37.

Beck, Emil; Benedetto, Karl-Peter; Breitner, Burghard; Gschnitzer, Franz (1990): Traumatologie ; 4. Untere Extremität. 2. Aufl. München: Urban & Schwarzenberg (Chirurgische Operationslehre, 11).

Benirschke, S. K.; Sangeorzan, B. J. (1993): Extensive intraarticular fractures of the foot. Surgical management of calcaneal fractures. In: Clin. Orthop. Relat. Res. (292), S. 128–134.

Berberian, Wayne; Sood, Amit; Karanfilian, Briette; Najarian, Robert; Lin, Sheldon; Liporace, Frank (2013): Displacement of the sustentacular fragment in intra-articular calcaneal fractures. In: J Bone Joint Surg Am 95 (11), S. 995–1000.

Bèzes, H.; Massart, P.; Delvaux, D.; Fourquet, J. P.; Tazi, F. (1993): The operative treatment of intraarticular calcaneal fractures. Indications, technique, and results in 257 cases. In: Clin. Orthop. Relat. Res. (290), S. 55–59.

Blake, Matthew H.; Owen, John R.; Sanford, Timothy S.; Wayne, Jennifer S.; Adelaar, Robert S. (2011): Biomechanical evaluation of a locking and nonlocking reconstruction plate in an osteoporotic calcaneal fracture model. In: Foot Ankle Int 32 (4), S. 432–436.

Boack, D. H.; Wichelhaus, A.; Mittlmeier, T.; Hoffmann, R.; Haas, N. P. (1998): Therapy of dislocated calcaneus joint fracture with the AO calcaneus plate. In: Chirurg 69 (11), S. 1214–1223.

Böhler L. (1929): Behandlung der Fersenbeinbrüche. In: Arch Klin Chir 157, S. 723–732.

Böhler L. (1957): Fersenbeinfrakturen. In: L. Böhler (Hg.): Die Technik der Knochenbruchbehandlung. Wien, S. d2148—2217.

Broden, B. (1949): Roentgen examination of the subtaloid joint in fractures of the calcaneus. In: Acta radiol 31 (1), S. 85–91.

Buch, J.; Blauensteiner, W.; Scherfati, T.; Vischer, H. M.; Fischer, W. (1989): [Conservative treatment of calcaneus fracture versus repositioning and percutaneous bore wire fixation. A comparison of 2 methods]. In: Unfallchirurg 92 (12), S. 595–603.

Buckley, R. E.; Meek, R. N. (1992): Comparison of open versus closed reduction of intraarticular calcaneal fractures: a matched cohort in workmen. In: J Orthop Trauma 6 (2), S. 216–222.

Buckley, Richard; Tough, Suzanne; McCormack, Robert; Pate, Graham; Leighton, Ross; Petrie, Dave; Galpin, Robert (2002): Operative compared with nonoperative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures: a prospective, randomized, controlled multicenter trial. In: J Bone Joint Surg Am 84-A (10), S. 1733–1744.

Burdeaux, B. D. (1983): Reduction of calcaneal fractures by the McReynolds medial approach technique and its experimental basis. In: Clin. Orthop. Relat. Res. (177), S. 87–103.

Burdeaux, B. D. (1997): Fractures of the calcaneus: open reduction and internal fixation from the medial side a 21-year prospective study. In: Foot Ankle Int 18 (11), S. 685–692.

Carr, J. B.; Hamilton, J. J.; Bear, L. S. (1989): Experimental intra-articular calcaneal fractures: anatomic basis for a new classification. In: Foot Ankle 10 (2), S. 81–87.

Carr, J. B.; Tigges, R. G.; Wayne, J. S.; Earll, M. (1997): Internal fixation of experimental intraarticular calcaneal fractures: a biomechanical analysis of two fixation methods. In: J Orthop Trauma 11 (6), S. 425–8; discussion 428–9.

Catani, F.; Benedetti, M. G.; Simoncini, L.; Leardini, A.; Giannini, S. (1999): Analysis of function after intra-articular fracture of the os calcis. In: Foot Ankle Int 20 (7), S. 417–421.

Chen, Zhan-fa; Li, Xi-cheng; Zhao, Hai-tao; Zhang, Feng-q; Guo, Ming-ke; Zhang, Qi et al. (2009): Biomechanical study on the calcaneal fracture fixed by the self-designed calcaneal anatomical plate and pre-cut gudgeon. In: Zhongguo Gu Shang 22 (6), S. 448–450.

Conn HR (1935): The Treatment of fractures of the Os calcis. In: J Bone Joint Surg 17, S. 392–405.

Cotton, F. J.; Henderson, F. F. (1916): Results of fractures of the os calcis. In: Am. J. Orthop. Surg. 14, S. 290–298.

Crosby, L. A.; Fitzgibbons, T. (1990): Computerized tomography scanning of acute intra-articular fractures of the calcaneus. A new classification system. In: J Bone Joint Surg Am 72 (6), S. 852–859.

Crosby, L. A.; Fitzgibbons, T. (1993): Intraarticular calcaneal fractures. Results of closed treatment. In: Clin. Orthop. Relat. Res. (290), S. 47–54.

Crosby, L. A.; Fitzgibbons, T. C. (1996): Open reduction and internal fixation of type II intra-articular calcaneus fractures. In: *Foot Ankle Int* 17 (5), S. 253–258.

Cullen, Aaron B.; Curtiss, Shane; Lee, Mark A. (2009): Biomechanical comparison of polyaxial and uniaxial locking plate fixation in a proximal tibial gap model. In: *J Orthop Trauma* 23 (7), S. 507–513.

Destot E (1902): Fractures du tarse posterieur. In: *Rev Chir* 26, S. 218–249.

Ding, Liang; He, Zhimin; Xiao, Haijun; Chai, Leizi; Xue, Feng (2013): Risk Factors for Postoperative Wound Complications of Calcaneal Fractures Following Plate Fixation. In: *Foot Ankle Int*.

Eastwood, D. M.; Gregg, P. J.; Atkins, R. M. (1993): Intra-articular fractures of the calcaneum. Part I: Pathological anatomy and classification. In: *J Bone Joint Surg Br* 75 (2), S. 183–188.

Ebraheim, N. A.; Biyani, A.; Padanilam, T.; Christensen, G. (1996): Calcaneocuboid joint involvement in calcaneal fractures. In: *Foot Ankle Int* 17 (9), S. 563–565.

Ebraheim, N. A.; Elgafy, H.; Sabry, F. F.; Tao, S. (2000): Calcaneus fractures with subluxation of the posterior facet. A surgical indication. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (377), S. 210–216.

Ene, R.; Popescu, D.; Panaitescu, C.; Circota, G.; Cirstoiu, M.; Cirstoiu, C. (2013): Low complications after minimally invasive fixation of calcaneus fracture. In: *J Med Life* 6 (1), S. 80–83.

Essex-Lopresti, P. (1952): The mechanism, reduction technique, and results in fractures of the os calcis. In: *Br J Surg* 39 (157), S. 395–419.

Euler, E.; Wirth, S.; Linsenmaier, U.; Mutschler, W.; Pfeifer, K. J.; Hebecker, A. (2001): Comparative study of the quality of C-arm based 3D imaging of the talus. In: *Unfallchirurg* 104 (9), S. 839–846.

Folk, J. W.; Starr, A. J.; Early, J. S. (1999): Early wound complications of operative treatment of calcaneus fractures: analysis of 190 fractures. In: *J Orthop Trauma* 13 (5), S. 369–372.

Forgon M. (1992): Closed reduction and percutaneous osteosynthesis: technique and results in 265 calcaneal fractures. In: Schatzker Tscherne H (Hg.): *Major fractures of the pilon, the talus and the calcaneus*. Berlin: Springer-Verlag, S. 207–213.

Freeman, B. J.; Duff, S.; Allen, P. E.; Nicholson, H. D.; Atkins, R. M. (1998): The extended lateral approach to the hindfoot. Anatomical basis and surgical implications. In: *J Bone Joint Surg Br* 80 (1), S. 139–142.

Freund, M.; Thomsen, M.; Hohendorf, B.; Zenker, W.; Heller, M. (1999): Optimized preoperative planning of calcaneal fractures using spiral computed tomography. In: *Eur Radiol* 9 (5), S. 901–906.

Fröhlich, P.; Zakupszky, Z.; Csomor, L. (1999): Experiences with closed screw placement in intra-articular fractures of the calcaneus. Surgical technique and outcome. In: *Unfallchirurg* 102 (5), S. 359–364.

Gavlik, Johann Marian; Rammelt, Stefan; Zwipp, Hans (2002): Percutaneous, arthroscopically-assisted osteosynthesis of calcaneus fractures. In: *Arch Orthop Trauma Surg* 122 (8), S. 424–428.

Geel, C. W.; Flemister, A. S. (2001): Standardized treatment of intra-articular calcaneal fractures using an oblique lateral incision and no bone graft. In: *J Trauma* 50 (6), S. 1083–1089.

Geerling, Jens; Kendoff, Daniel; Citak, Musa; Zech, Stefan; Gardner, Michael J.; Hüfner, Tobias et al. (2009): Intraoperative 3D imaging in calcaneal fracture care—clinical implications and decision making. In: *J Trauma* 66 (3), S. 768–773.

Gefen, A.; Seliktar, R. (2004): Comparison of the trabecular architecture and the isostatic stress flow in the human calcaneus. In: *Med Eng Phys* 26 (2), S. 119–129.

Gehr, J.; Schmidt, A.; Friedl, W. (2000): Die Kalkaneuspseudarthrose. Eine klinische Rarität. In: *Unfallchirurg* 103 (6), S. 499–503.

Gilmer, P. W.; Herzenberg, J.; Frank, J. L.; Silverman, P.; Martinez, S.; Goldner, J. L. (1986): Computerized tomographic analysis of acute calcaneal fractures. In: *Foot Ankle* 6 (4), S. 184–193.

Gupta, Anuj; Ghalambor, Navid; Nihal, Aneel; Trepman, Elly (2003): The modified Palmer lateral approach for calcaneal fractures: wound healing and postoperative computed tomographic evaluation of fracture reduction. In: *Foot Ankle Int* 24 (10), S. 744–753.

Guyer, B. H.; Levinsohn, E. M.; Fredrickson, B. E.; Bailey, G. L.; Formikell, M. (1985): Computed tomography of calcaneal fractures: anatomy, pathology, dosimetry, and clinical relevance. In: *AJR Am J Roentgenol* 145 (5), S. 911–919.

Harvey, E. J.; Grujic, L.; Early, J. S.; Benirschke, S. K.; Sangeorzan, B. J. (2001): Morbidity associated with ORIF of intra-articular calcaneus fractures using a lateral approach. In: *Foot Ankle Int* 22 (11), S. 868–873.

Heger, L.; Wulff, K.; Seddiqi, M. S. (1985): Computed tomography of calcaneal fractures. In: *AJR Am J Roentgenol* 145 (1), S. 131–137.

Heier, Keith A.; Infante, Anthony F.; Walling, Arthur K.; Sanders, Roy W. (2003): Open fractures of the calcaneus: soft-tissue injury determines outcome. In: *J Bone Joint Surg Am* 85-A (12), S. 2276–2282.

Heuchemer, T.; Bargen, G.; Bauer, G.; Mutschler, W. (1988): Advantages in the diagnosis and classification of intra-articular fractures of the calcaneus using computed tomography. In: *Rofo* 149 (1), S. 8–14.

Hutchinson, F.; Huebner, M. K. (1994): Treatment of os calcis fractures by open reduction and internal fixation. In: *Foot Ankle Int* 15 (5), S. 225–232.

Illert, Till; Rammelt, Stefan; Drewes, Tim; Grass, René; Zwipp, Hans (2011): Stability of locking and non-locking plates in an osteoporotic calcaneal fracture model. In: *Foot Ankle Int* 32 (3), S. 307–313.

Imhoff, Andreas B; Zollinger-Kies, Hans; Baumgartner, R (2004): Fußchirurgie. Stuttgart: Thieme.

Ishikawa, K.; Kyutoku, S.; Takeuchi, E. (1993): Free lateral calcaneal flap. In: *Ann Plast Surg* 30 (2), S. 167–170.

Jacquot, Frederic; Atchabahian, Arthur (2011): Balloon reduction and cement fixation in intra-articular calcaneal fractures: a percutaneous approach to intra-articular calcaneal fractures. In: *Int Orthop* 35 (7), S. 1007–1014.

Jacquot, Frederic; Letellier, Thomas; Atchabahian, Arthur; Doursounian, Levon; Feron, Jean-Marc (2013): Balloon reduction and cement fixation in calcaneal articular fractures: a five-year experience. In: *Int Orthop* 37 (5), S. 905–910.

Janzen, D. L.; Connell, D. G.; Munk, P. L.; Buckley, R. E.; Meek, R. N.; Schechter, M. T. (1992): Intraarticular fractures of the calcaneus: value of CT findings in determining prognosis. In: *AJR Am J Roentgenol* 158 (6), S. 1271–1274.

Jiang, Nan; Lin, Qing-rong; Diao, Xi-cai; Wu, Liang; Yu, Bin (2012): Surgical versus nonsurgical treatment of displaced intra-articular calcaneal fracture: a meta-analysis of current evidence base. In: *Int Orthop* 36 (8), S. 1615–1622.

Johnson, E. E.; Gebhardt, J. S. (1993): Surgical management of calcaneal fractures using bilateral incisions and minimal internal fixation. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 117–124.

Juliano, P.; Nguyen, H. V. (2001): Fractures of the calcaneus. In: *Orthop. Clin. North Am.* 32 (1), S. 35–51.

Kääb, M. J.; Frenk, A.; Schmeling, A.; Schaser, K.; Schütz, M.; Haas, N. P. (2004): Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. In: *J Orthop Trauma* 18 (8), S. 483–487.

Khazen, Gabriel E.; Wilson, Adam N.; Ashfaq, Sarmad; Parks, Brent G.; Schon, Lew C. (2007): Fixation of calcaneal avulsion fractures using screws with and without suture anchors: a biomechanical investigation. In: *Foot Ankle Int* 28 (11), S. 1183–1186.

Kinner, Bernd J.; Best, Raymond; Falk, Kurt; Thon, Klaus-Peter (2002): Is there a reliable outcome measurement for displaced intra-articular calcaneal fractures? In: *J Trauma* 53 (6), S. 1094–101; discussion 1102.

Kinner, Bernd; Schieder, Sarah; Müller, Franz; Pannek, Anja; Roll, Christina (2010): Calcaneocuboid joint involvement in calcaneal fractures. In: *J Trauma* 68 (5), S. 1192–1199.

Kline, Alex J.; Anderson, Robert B.; Davis, W. Hodges; Jones, Carroll P.; Cohen, Bruce E. (2013): Minimally invasive technique versus an extensile lateral approach for intra-articular calcaneal fractures. In: *Foot Ankle Int* 34 (6), S. 773–780.

Kotsianos, D.; Rock, C.; Euler, E.; Wirth, S.; Linsenmaier, U.; Brandl, R. et al. (2001): 3-D imaging with a mobile surgical image enhancement equipment (ISO-C-3D). Initial examples of fracture diagnosis of peripheral joints in comparison with spiral CT and conventional radiography. In: *Unfallchirurg* 104 (9), S. 834–838.

Koval, K. J.; Sanders, R. (1993): The radiologic evaluation of calcaneal fractures. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 41–46.

Kundel, K.; Funk, E.; Brutscher, M.; Bickel, R. (1996): Calcaneal fractures: operative versus nonoperative treatment. In: *J Trauma* 41 (5), S. 839–845.

Lamichhane, A.; Mahara, D. (2013): Management of Intra-articular Fracture of Calcaneus by Combined Percutaneous and Minimal Internal Fixation. In: *J Nepal Health Res Counc* 11 (23), S. 70–75.

Letournel, E. (1993): Open treatment of acute calcaneal fractures. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 60–67.

Leung, K. S.; Yuen, K. M.; Chan, W. S. (1993): Operative treatment of displaced intra-articular fractures of the calcaneum. Medium-term results. In: *J Bone Joint Surg Br* 75 (2), S. 196–201.

Levin, L. S.; Nunley, J. A. (1993): The management of soft-tissue problems associated with calcaneal fractures. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 151–156.

Levine, D. S.; Helfet, D. L. (2001): An introduction to the minimally invasive osteosynthesis of intra-articular calcaneal fractures. In: *Injury* 32 Suppl 1, S. SA51-4.

Lim, E. V.; Leung, J. P. (2001): Complications of intraarticular calcaneal fractures. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (391), S. 7–16.

Lin, P. P.; Roe, S.; Kay, M.; Abrams, C. F.; Jones, A. (1998): Placement of screws in the sustentaculum tali. A calcaneal fracture model. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (352), S. 194–201.

Linsenmaier, Ulrich; Brunner, Ulrich; Schöning, Alexander; Rieger, Johannes; Krötz, Michael; Mutschler, Wolf et al. (2003): Classification of calcaneal fractures by spiral computed tomography: implications for surgical treatment. In: *Eur Radiol* 13 (10), S. 2315–2322.

Longino, D.; Buckley, R. E. (2001): Bone graft in the operative treatment of displaced intraarticular calcaneal fractures: is it helpful? In: *J Orthop Trauma* 15 (4), S. 280–286.

Manoli, A.; Weber, T. G. (1990): Fasciotomy of the foot: an anatomical study with special reference to release of the calcaneal compartment. In: *Foot Ankle* 10 (5), S. 267–275.

Martinez, S.; Herzenberg, J. E.; Apple, J. S. (1985): Computed tomography of the hindfoot. In: *Orthop. Clin. North Am.* 16 (3), S. 481–496.

Mayr, E.; Häuser, H.; Rüter, A.; Bohndorf, K. (1999): Minimally invasive intraoperative CT-guided correction of calcaneal osteosynthesis. In: *Unfallchirurg* 102 (3), S. 239–244.

McReynolds JS (1982): The surgical treatment of the os calcis. In: *J Bone Joint Surg* 6, S. 415.

Miric, A.; Patterson, B. M. (1998): Pathoanatomy of intra-articular fractures of the calcaneus. In: *J Bone Joint Surg Am* 80 (2), S. 207–212.

Mitchell, M. J.; McKinley, J. C.; Robinson, C. M. (2009): The epidemiology of calcaneal fractures. In: *Foot (Edinb)* 19 (4), S. 197–200.

Mulcahy, D. M.; McCormack, D. M.; Stephens, M. M. (1998): Intra-articular calcaneal fractures: effect of open reduction and internal fixation on the contact characteristics of the subtalar joint. In: *Foot Ankle Int* 19 (12), S. 842–848.

Müller ME, Nazarian S. KochP Schatzker J. (1990): The Comprehensive Classification of Fractures of the Long Bones. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.

Myerson, Mark (2000): Foot and ankle disorders. Philadelphia: Saunders.

Nadal (1843): Du mecanisme de la fracture du calcaneum. In: Thesis 64.

Nelson, Joshua D.; McIff, Terence E.; Moodie, Patrick G.; Iverson, Jamey L.; Horton, Greg A. (2010): Biomechanical stability of intramedullary technique for fixation of joint depressed calcaneus fracture. In: *Foot Ankle Int* 31 (3), S. 229–235.

O'Farrell, D. A.; O'Byrne, J. M.; McCabe, J. P.; Stephens, M. M. (1993): Fractures of the os calcis: improved results with internal fixation. In: *Injury* 24 (4), S. 263–265.

Omoto, H.; Nakamura, K. (2001): Method for manual reduction of displaced intra-articular fracture of the calcaneus: technique, indications and limitations. In: *Foot Ankle Int* 22 (11), S. 874–879.

Otto, Randall J.; Moed, Berton R.; Bledsoe, J. Gary (2009): Biomechanical comparison of polyaxial-type locking plates and a fixed-angle locking plate for internal fixation of distal femur fractures. In: *J Orthop Trauma* 23 (9), S. 645–652.

Pablot, S. M.; Daneman, A.; Stringer, D. A.; Carroll, N. (1985): The value of computed tomography in the early assessment of comminuted fractures of the calcaneus: a review of three patients. In: *J Pediatr Orthop* 5 (4), S. 435–438.

Paley, D.; Hall, H. (1993): Intra-articular fractures of the calcaneus. A critical analysis of results and prognostic factors. In: *J Bone Joint Surg Am* 75 (3), S. 342–354.

PALMER, I. (1948): The mechanism and treatment of fractures of the calcaneus; open reduction with the use of cancellous grafts. In: *J Bone Joint Surg Am* 30A (1), S. 2–8.

Parmar, H. V.; Triffitt, P. D.; Gregg, P. J. (1993): Intra-articular fractures of the calcaneum treated operatively or conservatively. A prospective study. In: *J Bone Joint Surg Br* 75 (6), S. 932–937.

Poigenfürst, J.; Buch, J. (1988): [Treatment of severe fractures of the calcaneus by reposition and percutaneous bore wire fixation]. In: *Unfallchirurg* 91 (11), S. 493–501.

Rammelt, S.; Barthel, S.; Biewener, A.; Gavlik, J. M.; Zwipp, H. (2003): Calcaneus fractures. Open reduction and internal fixation. In: *Zentralbl Chir* 128 (6), S. 517–528.

Rammelt, Stefan; Amlang, Michael; Barthel, Sven; Zwipp, Hans (2004): Minimally-invasive treatment of calcaneal fractures. In: *Injury* 35 Suppl 2, S. SB55-63.

Rammelt, Stefan; Gavlik, Johann Marian; Barthel, Sven; Zwipp, Hans (2002): The value of subtalar arthroscopy in the management of intra-articular calcaneus fractures. In: *Foot Ankle Int* 23 (10), S. 906–916.

Rammelt, Stefan; Zwipp, Hans (2004): Calcaneus fractures: facts, controversies and recent developments. In: *Injury* 35 (5), S. 443–461.

Randle, J. A.; Kreder, H. J.; Stephen, D.; Williams, J.; Jaglal, S.; Hu, R. (2000): Should calcaneal fractures be treated surgically? A meta-analysis. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (377), S. 217–227.

Redfern, David J.; Oliveira, Miguel L. R.; Campbell, John T.; Belkoff, Stephen M. (2006): A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates for the fixation of calcaneal fractures. In: *Foot Ankle Int* 27 (3), S. 196–201.

Richman, J. D.; Barre, P. S. (1986): The plantar ecchymosis sign in fractures of the calcaneus. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (207), S. 122–125.

Richter, M.; Droste, P.; Goesling, T.; Zech, S.; Krettek, C. (2006): Polyaxially-locked plate screws increase stability of fracture fixation in an experimental model of calcaneal fracture. In: *J Bone Joint Surg Br* 88 (9), S. 1257–1263.

Richter, Martinus; Geerling, Jens; Zech, Stefan; Goesling, Thomas; Krettek, Christian (2005): Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care: a preliminary report. In: *J Orthop Trauma* 19 (4), S. 259–266.

Richter, Martinus; Gosling, Thomas; Zech, Stefan; Allami, Mohamad; Geerling, Jens; Droste, Patricia; Krettek, Christian (2005): A comparison of plates with and without locking screws in a calcaneal fracture model. In: *Foot Ankle Int* 26 (4), S. 309–319.

Roll, Christina; Schirmbeck, Johanna; Schreyer, Andreas; Müller, Franz; Neumann, Carsten; Nerlich, Michael; Kinner, Bernd (2011): How reliable are CT scans for the evaluation of calcaneal fractures? In: *Arch Orthop Trauma Surg* 131 (10), S. 1397–1403.

Rosenberg, Z. S.; Feldman, F.; Singson, R. D.; Price, G. J. (1987): Peroneal tendon injury associated with calcaneal fractures: CT findings. In: *AJR Am J Roentgenol* 149 (1), S. 125–129.

Ross, S. D.; Sowerby, M. R. (1985): The operative treatment of fractures of the os calcis. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (199), S. 132–143.

Rowe, Carter R.; Sakellarides, Harilaos T.; Freeman, Peter A.; Sorbie, Charles (1963): Fractures of the Os Calcis. In: *JAMA: The Journal of the American Medical Association* 184 (12), S. 920–923.

Rübberdt, A.; Feil, R.; Stengel, D.; Spranger, N.; Mutze, S.; Wich, M.; Ekkernkamp, A. (2006): The clinical use of the ISO-C(3D) imaging system in calcaneus fracture surgery. In: *Unfallchirurg* 109 (2), S. 112–118.

Rübberdt, A.; Hofbauer, V. R.; Herbort, M.; Löhrer, L.; Ochman, S.; Raschke, M. J. (2009): 3D navigated osteosynthesis of calcaneal fractures. Open and minimally invasive techniques. In: *Unfallchirurg* 112 (1), S. 15–22.

Sanders, R. (1992): Intra-articular fractures of the calcaneus: present state of the art. In: *J Orthop Trauma* 6 (2), S. 252–265.

Sanders, R. (2000): Displaced intra-articular fractures of the calcaneus. In: *J Bone Joint Surg Am* 82 (2), S. 225–250.

Sanders, R.; Fortin, P.; DiPasquale, T.; Walling, A. (1993): Operative treatment in 120 displaced intraarticular calcaneal fractures. Results using a prognostic computed tomography scan classification. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 87–95.

Sanders, R.; Gregory, P. (1995): Operative treatment of intra-articular fractures of the calcaneus. In: *Orthop. Clin. North Am.* 26 (2), S. 203–214.

Sangeorzan, B. J.; Ananthakrishnan, D.; Tencer, A. F. (1995): Contact characteristics of the subtalar joint after a simulated calcaneus fracture. In: *J Orthop Trauma* 9 (3), S. 251–258.

Saxby, Terence; Myerson, Mark; Schon, Lew (1992): Compartment syndrome of the foot following calcaneus fracture. In: *The Foot* 2 (3), S. 157–161.

Slätis, P.; Kiviluoto, O.; Santavirta, S.; Laasonen, E. M. (1979): Fractures of the calcaneum. In: *J Trauma* 19 (12), S. 939–943.

Smerek, Jonathan P.; Kadakia, Anish; Belkoff, Stephen M.; Knight, Trevor A.; Myerson, Mark S.; Jeng, Clifford L. (2008): Percutaneous screw configuration versus perimeter plating of calcaneus fractures: a cadaver study. In: *Foot Ankle Int* 29 (9), S. 931–935.

Smith, R. W.; Staple, T. W. (1983): Computerized tomography (CT) scanning technique for the hindfoot. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (177), S. 34–38.

Soeur, R.; Remy, R. (1975): Fractures of the calcaneus with displacement of the thalamic portion. In: *J Bone Joint Surg Br* 57 (4), S. 413–421.

Solomon, M. A.; Gilula, L. A.; Oloff, L. M.; Oloff, J. (1986): CT scanning of the foot and ankle: 2. Clinical applications and review of the literature. In: *AJR Am J Roentgenol* 146 (6), S. 1204–1214.

Solomon, M. A.; Gilula, L. A.; Oloff, L. M.; Oloff, J.; Compton, T. (1986): CT scanning of the foot and ankle: 1. Normal anatomy. In: *AJR Am J Roentgenol* 146 (6), S. 1192–1203.

Stehlík, J.; Stuhlík, J. (2002): Combined method of treating dislocated fractures of the calcaneus. In: *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 69 (4), S. 209–218.

Stein, Haim; Rosen, Nimrod; Lerner, Alexander; Kaufman, Hanna (2003): Minimally invasive surgical techniques for the reconstruction of calcaneal fractures. In: *Orthopedics* 26 (10), S. 1053–1056.

Stephenson, J. R. (1987): Treatment of displaced intra-articular fractures of the calcaneus using medial and lateral approaches, internal fixation, and early motion. In: *J Bone Joint Surg Am* 69 (1), S. 115–130.

Stephenson, J. R. (1993): Surgical treatment of displaced intraarticular fractures of the calcaneus. A combined lateral and medial approach. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 68–75.

Stockenhuber, K.; Seggl, W.; Feichtinger, G.; Szyszkowitz, R. (1991): Conservative and semiconservative treatment of calcaneus fractures. In: *Orthopade* 20 (1), S. 43–54.

Stoffel, Karl; Booth, Grant; Rohrl, Stephan M.; Kuster, Markus (2007): A comparison of conventional versus locking plates in intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical study in human cadavers. In: *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22 (1), S. 100–105.

Thermann, H.; Hüfner, T.; Schratt, H. E.; Albrecht, K.; Tscherne, H. (1999): Treatment of intraarticular calcaneal fractures in adults. A treatment algorithm. In: *Unfallchirurg* 102 (3), S. 152–166.

Thordarson, D. B.; Krieger, L. E. (1996): Operative vs. nonoperative treatment of intraarticular fractures of the calcaneus: a prospective randomized trial. In: *Foot Ankle Int* 17 (1), S. 2–9.

Thoren, O. (1964): Os calcis fractures. In: *Acta Orthop Scand Suppl* 70, S. SUPPL 70:1-116.

Tornetta, P. (1998): The Essex-Lopresti reduction for calcaneal fractures revisited. In: *J Orthop Trauma* 12 (7), S. 469–473.

Tscherne H, Schatzker (Hg.) (1992): Major fractures of the pilon, the talus and the calcaneus. Berlin: Springer-Verlag.

Vannier, M. W.; Hildebolt, C. F.; Gilula, L. A.; Pilgram, T. K.; Mann, F.; Monsees, B. S. et al. (1991): Calcaneal and pelvic fractures: diagnostic evaluation by three-dimensional computed tomography scans. In: *J Digit Imaging* 4 (3), S. 143–152.

Wang, Chung-Li; Chang, Guan-Liang; Tseng, Wen-Chang; Yu, Chin-Yin; Lin, Ruey-Mo (1998): Strength of internal fixation for calcaneal fractures. In: *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13 (3), S. 230–233.

Wang, Haili; Yang, Zhaoxu; Wu, Zhanpo; Chen, Wei; Zhang, Qi; Li, Ming et al. (2012): A biomechanical comparison of conventional versus an anatomic plate and compression bolts for fixation of intra-articular calcaneal fractures. In: *J. Huazhong Univ. Sci. Technol. Med. Sci.* 32 (4), S. 571–575.

Warrick, C. K.; Bremner, A. E. (1953): Fractures of the calcaneum, with an atlas illustrating the various types of fracture. In: *J Bone Joint Surg Br* 35-B (1), S. 33–45.

Westhues H (1934): Eine neue Behandlungsmethode der Calcaneusfrakturen. In: *Arch Orthop Unfallchir* 35, S. 121.

Westhues H (1935): Eine neue Behandlungsmethode der Calcaneusfrakturen. Zugleich ein Vorschlag zur Behandlung der Talusfrakturen. In: *Zentralbl Chir* 35, S. 995—1002.

Westphal, Thomas; Piatek, Stefan; Halm, Jan-Peter; Schubert, Stephan; Winckler, Stephan (2004): Outcome of surgically treated intraarticular calcaneus fractures--SF-36 compared with AOFAS and MFS. In: *Acta Orthop Scand* 75 (6), S. 750–755.

Wuelker, N.; Zwipp, H. (1996): Fracture anatomy of the calcaneus with axial loading. Cadaver experiments. In: *Foot Ankle Surg* 2 (3), S. 155–162.

Zeman, J.; Matějka, J.; Matějka, T.; Salášek, M.; Zeman, P.; Nepraš, P. (2013): Výsledky léčení oboustranné zlomeniny patní kosti otevřenou repozicí a vnitřní fixací (ORIF LCP). In: *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 80 (2), S. 142–147.

Zhang, Lu; Zhao, Wen-Zhi; Fang, Xu; He, Sheng-Wei; Mi, Li-Dong; Du, Guang-Yu et al. (2011): A study of 22 displaced intraarticular calcaneal fractures using locking plates with and without bone graft. In: *Zhongguo Gu Shang* 24 (4), S. 305–307.

Zwipp, H. (1996): Fracture anatomy of the calcaneus with axial loading. Cadaver experiments. In: *Foot Ankle Surg* 2 (3), S. 155–162.

Zwipp, H.; Rammelt, S.; Barthel, S. (2005): [Fracture of the calcaneus. Surgical technique]. In: *Unfallchirurg* 108 (9), S. 749–760.

Zwipp, H.; Rammelt, S.; Barthel, S. (2005): [Fracture of the calcaneus]. In: *Unfallchirurg* 108 (9), S. 737-47.

Zwipp, H.; Tscherne, H.; Thermann, H.; Weber, T. (1993): Osteosynthesis of displaced intraarticular fractures of the calcaneus. Results in 123 cases. In: *Clin. Orthop. Relat. Res.* (290), S. 76–86.

Zwipp, H.; Tscherne, H.; Wüller, N.; Grote, R. (1989): [Intra-articular fracture of the calcaneus. Classification, assessment and surgical procedures]. In: *Unfallchirurg* 92 (3), S. 117–129.

Zwipp, Hans (1994): *Chirurgie des Fußes*: Springer, Wien.

Zwipp, Hans; Baumgart, Frank; Cronier, Patrick; Jorda, Eduardo; Klaue, Kaj; Sands, Andrew K.; Yung, Shing Wai (2004): Integral classification of injuries (ICI) to the bones, joints, and ligaments--application to injuries of the foot. In: *Injury* 35 Suppl 2, S. SB3-9.

Zwipp, Hans; Rammelt, Stefan; Barthel, Sven (2004): Calcaneal fractures--open reduction and internal fixation (ORIF). In: *Injury* 35 Suppl 2, S. SB46-54.

7 Anhang

7.1 Anlagen

Anlage 1: DGUV

Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)

Berichtsjahr 2009 - 2011

Meldepflichtige Arbeits- und Wegeunfälle*

hier: Fersenbeinfrakturen

Unfallart	2009	2010	2011	Insgesamt
Arbeitsunfall im Betrieb (ohne Straßenverkehrsunfall)	1.838	1.455	2.435	5.728
Arbeitsunfall im Straßenverkehr	15	20	28	63
Dienstwegeunfall (ohne Straßenverkehrsunfall)	63	33	56	152
Wegeunfall (ohne Straßenverkehrsunfall)	142	143	61	345
Wegeunfall im Straßenverkehr	102	88	116	306
Insgesamt	2.160	1.738	2.697	6.594

Geschlecht	2009	2010	2011	Insgesamt
männlich	1.873	1.437	2.210	5.519
weiblich	287	301	487	1.075
Insgesamt	2.160	1.738	2.697	6.594

Altersklasse	2009	2010	2011	Insgesamt
unter 20 Jahre	15	1	13	29
20 bis unt. 25 Jahre	40	94	150	284
25 bis unt. 30 Jahre	182	187	224	593
30 bis unt. 35 Jahre	176	110	164	451
35 bis unt. 40 Jahre	215	130	265	611
40 bis unt. 45 Jahre	346	253	384	982
45 bis unt. 50 Jahre	366	330	601	1.298
50 bis unt. 55 Jahre	463	304	380	1.147
55 bis unt. 60 Jahre	217	242	363	821
60 bis unt. 65 Jahre	95	55	87	237
65 Jahre und älter	45	31	65	142
Insgesamt	2.160	1.738	2.697	6.594

Art der Verletzung	2009	2010	2011	Insgesamt
Fraktur o.n.A.	1.098	913	1.274	3.285
geschl. Fissur	121	46	162	329
geschl. Zweifragmentfraktur	211	151	269	631
geschl. Mehrfragmentfraktur	501	341	701	1.543
geschl. Knochenabsprengung	141	180	192	512
geschl. Kompressionsfraktur	15	60	86	162
off. Fraktur o.n.A.	28	13		41
off. Mehrfragmentfraktur	46	34	13	93
insgesamt	2.160	1.738	2.697	6.594

Ätiologie	2009	2010	2011	Insgesamt
Kontakt mit gefährlichen Stoffen - über/ durch Haut und Augen	6			6
Aufprall auf/ gegen ortsfesten Gegenstand (Verletzter bewegt sich) - o.n.A.	109	70	64	244
Vertikale Bewegung, Aufprallen auf - als (Ab)Sturzfolge	1.224	980	1.544	3.747
Horizontale Bewegung, Prallen gegen etwas	89	105	134	329
Getroffen werden von /Zusammenstoß mit bewegenden Gegenstand - o.n.A.	15	23	43	81
Getroffen werden von einem herunterfallenden Gegenstand	30	41	38	110
Getroffen werden von einem sich drehenden/ bewegenden/ verschiebenden Gegenstand	46	30	85	161
Zusammenstoßen mit einem Gegenstand/ Fahrzeug – Opfer ist in Bewegung	78	45	108	232
Kontakt mit spitzem Gegenstand (z. B. Nagel, Werkzeug)			13	13
Kontakt mit hartem oder rauem Gegenstand	41	35	99	175
(Ein)geklemmt, (ein)gequetscht, zerquetscht werden - o.n.A.			13	13
(Ein)geklemmt, (ein)gequetscht, zerquetscht werden in	35			35
(Ein)geklemmt, (ein)gequetscht, zerquetscht werden unter	16		27	43
(Ein)geklemmt, (ein)gequetscht, zerquetscht werden zwischen	67	15	87	169
Akute körperliche oder seelische Überlastung - o.n.A.	15	15		30
Körperliche Überlastung – Bewegungsapparat	358	362	428	1.148
Sonstige	31	15	13	59
insgesamt	2.160	1.738	2.697	6.594

Unfallort	2009	2010	2011	Insgesamt
Keine Angabe		15		15
Industrieller, gewerblicher Bereich	592	642	772	2.006
Baustelle, Bau, Steinbruch, Tagebau	680	498	954	2.132
Landwirt. Bereich, Tierzucht, Fischzucht, Forstbereich	29	10	22	60
Dienstleistungstät., Büro, Unterhaltungsein., Versch.	212	163	348	723
Gesundheitswesen, Pflegeeinrichtungen	15	29	119	163
Öffentlicher Bereich	542	326	382	1.249
Heimbereich	33	16	48	97
Bereich zur Sportausübung	25	24		49
Luft, Höhe - mit Ausnahme von Baustellen	29	15	38	81
Untertagebereich - mit Ausnahme von Baustellen	1	2	3	6
Wasser – mit Ausnahme von Baustellen	1			1
Sonstiges			11	11
insgesamt	2.160	1.738	2.697	6.594

*) Da es sich hierbei um eine hochgerechnete Stichprobenstatistik handelt, können geringfügige Hochrechnungsunsicherheiten und Rundungsfehler auftreten.

Quelle: Referat "Statistik - Makrodaten, Arbeits- und Schülerunfälle", Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)

Anlage 2: Frakturklassifikationen

Die erste Klassifikation von Fersenbeinbrüchen wurde bereits 1843 in einer Arbeit von **Malaigne und Nadal** beschrieben. Im Mittelpunkt ihrer Überlegungen stand der Frakturmechanismus, welcher die Grundlage ihrer Klassifikation bildet [Nadal 1843].

Destot erkannte neben dem Frakturmechanismus die Bedeutung der Pathoanatomie eines Fersenbeinbruches. Er hat auf Basis der Arbeit von Malaigne und Nadal die Klassifikation neben der Berücksichtigung des Frakturmechanismus um die genaue Beschreibung der Frakturlokalisation erweitert [Destot 1902].

Aus der Vielzahl verschiedener Klassifikationen für Kalkaneusfrakturen werden im Folgenden klinisch weitverbreitete und häufig genutzte Klassifikationen näher beschrieben. Dabei wird zwischen Systemen basierend auf konventionellen Röntgenaufnahmen und solchen, welche auf moderne Schnittbildtechniken als Auswertungsgrundlage zurückgreifen, unterschieden.

Klassifikationen auf der Basis von konventionellen Röntgenaufnahmen

Klassifikation nach Böhler (1933)

Der österreichische Arzt und Pionier der modernen Unfallchirurgie, Lorenz Böhler, hat in seinem Werk „Die Technik der Knochenbruchbehandlung“ eine Einteilung für Fersenbeinfrakturen beschrieben [Böhler 1957]. Dieses Klassifikationssystem basiert auf der reinen pathoanatomischen Beurteilung einer Kalkaneusfraktur mittels konventionellen Röntgenbildern [Stockenhuber et al. 1991]. In insgesamt acht verschiedenen Typen werden sowohl Brüche des Corpus als auch der Fortsätze des Fersenbeins berücksichtigt.

Die Gruppe 1 stellt die sogenannten Entenschnabelbrüche dar [Stockenhuber et al. 1991]. Beim Typ 1a wird durch eine Druckausübung der Achillessehne das Fragment nach oben aufgeklappt. Diese Frakturentität findet man vorwiegend bei osteoporotisch veränderter Knochenstruktur. Der Typ 1b repräsentiert eine Fraktur am Unterrand des Achillessehnenansatzes, bei dem das Fragment durch den Zug des Musculus triceps surae nach kranial abgerissen wird. Während die Haut bei Typ-1b-Frakturen durch die

Achillessehne weitgehend vor den Bruchkanten geschützt ist, können bei einer Typ-1a-Fraktur Hautnekrosen durch das direkt unter der Haut liegende Bruchstück entstehen. Bei 1c-Frakturen wird das Fragment durch den Sehnenzug nicht aufgeklappt, sondern parallel zum Kalkaneus nach oben verschoben.

Extraartikuläre Frakturen, bei welchen der Processus medialis des Tuber calcanei betroffen ist, werden der Gruppe 2 zugeteilt.

Der Gruppe 3a werden Frakturen des Sustentakulum tali zugeordnet, während sich in der Gruppe 3b Brüche des Processus anterior wiederfinden.

Die Gruppe 4 umfasst Frakturen des Tuber und des Corpus calcanei, bei denen sich keine röntgenologische Dislokation der Gelenkfacetten nachweisen lässt.

Corpusfrakturen, bei welchen der laterale Anteil der Facies posterior disloziert ist, werden der Gruppe 5 zugeordnet. Ist die hintere Gelenkfacette als ganzes disloziert spricht Böhler von einer Fraktur der Gruppe 6.

In den Gruppen 7 und 8 werden zusätzlich noch die Stellungen zu angrenzenden Knochen bzw. Gelenken berücksichtigt. Der Frakturgruppe 7 werden Korpusfrakturen mit einer Dislokation des lateralen Anteils der posterioren Facette und zusätzlicher Teilverrenkung im Chopartschen Gelenk zugeteilt.

Ist der Processus anterior frakturiert und das Kalkaneocuboidalgelenk zusätzlich verrenkt, wird der Bruch entsprechend der Klassifikation nach Böhler als Gruppe 8 Fraktur bezeichnet.

Die Frakturgruppen 5 bis 8 sind obligat intraartikuläre Frakturen, welche mechanistisch durch eine axiale Gewaltwirkung auf das Fersenbein entstehen [Böhler 1957].

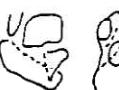
	AO	Böhler	Essex-- Lopresti
	B1/1	Gruppe 3b	Typ 1B a
	B1/2	Gruppe 1	Typ 1A a
	B1/3	Gruppe 2	Typ 1A b
	B2/1	Gruppe 3a	Typ 2B c
	B2/2	Gruppe 4	Typ 2A
	B3/1	Gruppe 5	Typ 2B a
	B3/2	Gruppe 6	Typ 2B b
	B3/3	Gruppe 8	Typ 2B d

Abb. 33: Klassifikation nach Böhler (schematisch)

[Stockenhuber et al. 1991]

Klassifikation nach Essex-Lopresti (1952)

Das von Essex-Lopresti 1952 entwickelte Klassifikationssystem ist auch heute noch ein wichtiges Instrument zur Beurteilung von intraartikulären Fersenbeinbrüchen. Die Grundlage der Fraktureinteilung nach diesem System sind konventionelle Röntgenaufnahmen des Fußes. Basierend auf dem Frakturmechanismus und der daraus resultierenden Pathoanatomie unterscheidet Essex-Lopresti zwei unterschiedliche Frakturtypen eines intraartikulären Fersenbeinbruches, die „joint – depression“-Fraktur und die „tongue - type“-Fraktur. Zudem beschreibt er noch undislozierte intraartikuläre Frakturen und Trümmerfrakturen des Kalkaneus [Essex-Lopresti 1952].

Bei der „joint – depression“ Fraktur kommt es durch das keilförmige Eindringen des Talus in das Fersenbein zu einer Impaktierung des Subtalargelenks und dadurch zu einer direkt hinter der posterioren Facette verlaufenden sekundären Frakturlinie. Während bei dieser Frakturentität die Zerstörung der posterioren Facette im Mittelpunkt steht, verläuft bei der „tongue type“-Fraktur die Frakturlinie direkt in das dorsale Tuber hinein, wodurch eine horizontale Frakturierung des Kalkaneus resultiert [Essex-Lopresti 1952].

Die Praktikabilität und die einfache klinische Anwendbarkeit erklären die weltweite Verbreitung und den Einsatz der Klassifikation nach Essex-Lopresti zur Beurteilung von Fersenbeinbrüchen. Dennoch ist die Aussagekraft dieses Klassifikationssystems bezüglich dem Therapiekonzept und der Prognose beschränkt. Kalkaneusfrakturen, vor allem die „joint – depression“-Frakturen, weisen ein sehr großes Spektrum an verschiedenen Frakturtypen auf, welche sich grundlegend in ihrer Therapie und Prognose unterscheiden [Wuelker und Zwipp 1996]. Das auf konventionellen Röntgenaufnahmen basierende Klassifikationssystem kann dieser Vielfalt an verschiedenen Frakturentitäten nicht Rechnung tragen [Thermann et al. 1999]. Deshalb haben einige Autoren das Klassifikationssystem nach Essex-Lopresti weiter ergänzt, um Kalkaneusfrakturen differenzierter betrachten und behandeln zu können [Burdeaux 1983; Ross & Sowerby 1985; Levin & Nunley 1993; Stephenson 1993]. Dank moderner Schnittbilddiagnostik, wie z.B. der Computertomographie, können weit mehr Informationen als mit konventionellen Röntgenaufnahmen bezüglich der Frakturpathologie generiert werden. Dadurch kann man das therapeutische Procedere besser planen und die Prognose der Fraktur differenzierter abschätzen.

Klassifikation nach Rowe (1963)

Aufgrund der uneinheitlichen Studienlage bezüglich der optimalen therapeutischen Versorgung von komplexen Kalkaneusfrakturen, untersuchte Rowe in einer Follow-up-Studie die Ergebnisse verschiedener Behandlungskonzepte der Fersenbeinfraktur. Um die Frakturen einzuteilen, wurde basierend auf der Klassifikation von Watson-Jones ein neuartiges System zur Einteilung von Kalkaneusfrakturen entwickelt und angewendet. Die Grundlage dieses Klassifikationssystems stellt die Auswertung der Frakturpathologie mittels konventioneller Röntgenaufnahmen dar. Dabei unterteilt

Rowe Fersenbeinfrakturen in fünf verschiedene Gruppen. Während die Gruppen 1 bis 3 Frakturen ohne Subtalargelenkbeteiligung darstellen, repräsentieren die Gruppen 4 und 5 die schwereren intraartikulären Frakturen [Rowe et al. 1963].

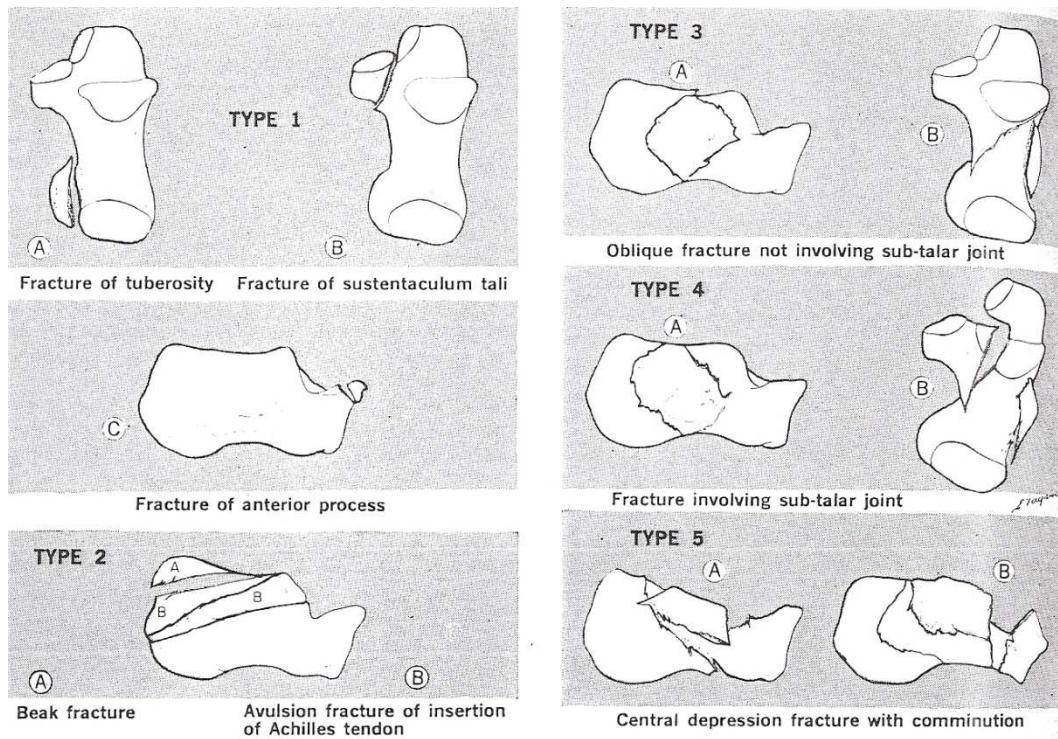


Abb. 34: Klassifikation nach Rowe (schematisch)

[Rowe et al. 1963]

Klassifikationen auf der Basis von Schnittbildaufnahmen

Klassifikation nach Crosby und Fitzgibbons (1990)

Zu den Pionieren der computertomographisch gestützten Klassifikation von Kalkaneusfrakturen zählen Crosby und Fitzgibbons. Sie erkannten die Möglichkeit, den zusätzlichen Informationsgehalt von CT-Schnittdiagrammen im Vergleich zu konventionellen Röntgenaufnahmen zu nutzen, um bessere Therapiekonzepte ausarbeiten und genauere Aussagen über die Prognose von Fersenbeinfrakturen treffen zu können. Im Mittelpunkt des Klassifikationssystems von Crosby und Fitzgibbons steht der Zustand der posterioren Facette des Fersenbeins, welcher mittels coronaren

Schnittebenen beurteilt werden kann. Prinzipiell werden drei Frakturtypen differenziert [Crosby & Fitzgibbons 1990].

Der Typ-1-Bruch ist durch eine Frakturlinie durch die posteriore Gelenkfläche gekennzeichnet. Die Fragmente können dabei entweder undisloziert oder maximal um 2mm disloziert vorliegen.

Bei einer Typ-2-Fraktur verläuft die Frakturlinie ebenfalls durch die posteriore Facette des Kalkaneus, die Fragmente sind jedoch um mehr als 2mm disloziert. Bei diesem Frakturtyp werden große Fragmente ohne eine Gelenksplitterung beobachtet.

Eine Gelenkflächenzertrümmerung der posterioren Facette wird von Crosby und Fitzgibbons als Typ-3-Fraktur bezeichnet. Dabei ist der Kalkaneus schwer frakturiert und es liegen viele kleine Fragmente der Gelenkfläche vor.

Klassifikation nach Sanders (1993)

Die Frakturklassifikation nach Sanders geht auf eine frühere Arbeit von Soeur und Remy zurück, welche Fersenbeinbrüche anhand von konventionellen Röntgenaufnahmen nach der Anzahl der Fragmente klassifizierten [Soeur & Remy 1975]. Durch die Etablierung modernerer Diagnostikverfahren, wie der CT-Schnittbildanalyse, hat Sanders 1993 dieses Klassifikationssystem basierend auf den Überlegungen von Soeur und Remy weiterentwickelt. Dabei nutzte er neben coronaren CT - Schnittbildern des Fußes auch die axialen Ebenen zur Bewertung der Frakturpathologie. Grundlage der Sanders-Klassifikation stellt eine gedachte Unterteilung der posterioren Gelenkfacette mittels zwei Linien A und B dar. Diese Linien separieren die hintere Gelenkfläche des Fersenbeins in drei sagittale Säulen, die mediale, die zentrale und die laterale Säule. Eine zusätzlich gedachte Linie C trennt das Sustentakulum tali von der posterioren Gelenkfacette ab. Aus dieser Überlegung heraus definiert Sanders verschiedene Typen von intraartikulären Fersenbeinfrakturen, basierend auf der Anzahl und Lokalisation der Fragmente [Sanders et al. 1993].

Alle nicht dislozierten Frakturen, ungeachtet der Fragmentanzahl, werden als Typ-I-Frakturen bezeichnet. Diese Frakturart sollte nach Sanders konservativ therapiert werden.

Typ-II-Frakturen werden Zwei-Fragment-Frakturen der posterioren Gelenkfacette genannt. Dabei werden, je nach Lage der primären Frakturlinie die Subtypen IIA bis IIC unterschieden.

Typ-III-Frakturen sind durch drei dislozierte Fragmente gekennzeichnet. Um die Lokalisation der Frakturlinien zu präzisieren kann eine Typ-III-Fersenbeinfraktur - simultan zu Typ-II-Frakturen - einem von drei verschiedenen Subtypen zugeordnet werden (IIIAB, IIIIAC, IIIIBC).

Eine Typ-IV-Fraktur zeichnet sich durch vier oder mehr Fragmente aus. Oftmals handelt es sich hierbei um schwere Trümmerfrakturen.

Bei den Typen II und III empfiehlt Sanders die operative Versorgung, um die Anatomie des Fersenbeins wiederherzustellen und so die physiologische Funktion der beteiligten Gelenke zu gewährleisten. Bei einer Typ-IV-Fraktur ist laut Sanders die Indikation zur primären subtalaren Arthrodese gegeben [Sanders et al. 1993].

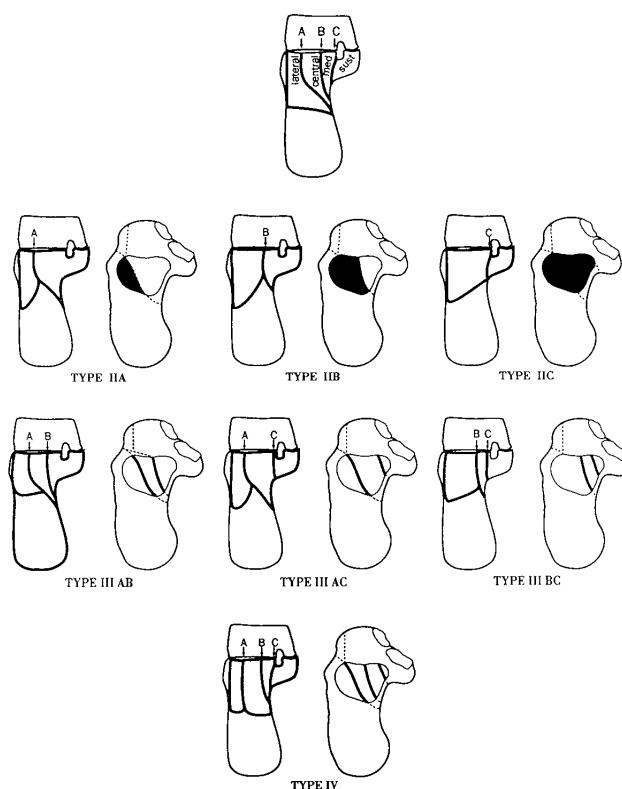


Abb. 35 : CT-Klassifikation nach Sanders (schematisch)

[Sanders et al. 1993]

Das Klassifikationssystem nach Sanders besticht aufgrund seiner Einfachheit mit einer hohen Praktikabilität im klinischen Alltag. Außerdem kann man anhand dieses Einteilungsschemas wichtige Aussagen bezüglich des weiteren therapeutischen Procedere und der Prognose einer intraartikulären Fersenbeinfraktur treffen. Diese Vorteile führen dazu, dass das Einteilungsschema nach Sanders eines der am meisten angewandten Beurteilungsschemata für Frakturierungen des Fersenbeins ist. Die fehlende Berücksichtigung des Zustandes von Knorpel und Bändern, sowie der Weichteilsituation schmälern die Aussagekraft dieser Klassifikation bezüglich Komplikationen und des klinischen Outcomes von Fersenbeinbrüchen.

Klassifikation nach Eastwood (1993)

Eastwood entwickelte ein Klassifikationssystem, welches neben der reinen Pathoanatomie des Bruches, die operative Therapieplanung in den Mittelpunkt stellt. Er analysierte 120 intraartikuläre Fersenbeinfrakturen mittels konventioneller Röntgenaufnahmen und coronarer Schnittbildtechniken und konnte in 96% der Fälle drei Hauptfragmente identifizieren. Dabei handelt es sich um das Korpus-Fragment, das sustentakuläre Fragment und das laterale Gelenkfragment [Eastwood et al. 1993].

Die Analyse des Korpus-Fragments zeigte eine überwiegend keilartige Form. In 111 von 115 Fällen beobachtete er eine Verschiebung zur medialen Kalkaneuswand, welche im Mittel 6mm betrug. Außerdem konnte er in 104 Fällen eine Zunahme des Varuswinkels von im Mittel 10° auf 20° beobachten. In fünf Fällen zeigte sich eine Abnahme dieses Rotationswinkels [Eastwood et al. 1993].

Das sustentakuläre Fragment beinhaltet das Sustentakulum tali und die mediale Wand des Kalkaneus. In 40 Fällen konnte er, entgegen dem von anderen Autoren postulierten festen Verbund dieses Fragments zum Talus durch Bandstrukturen, eine Rotation in Varusstellung beobachten. Dadurch verliert die laterale Ecke des Fragments den Kontakt zum Talus [Eastwood et al. 1993].

Eine Gelenkimpression und somit die Trennung des lateralen Gelenkfragments vom Talus in Richtung Korpus-Fragment war nur selten nachzuweisen. In 93 Fällen konnte eine Rotation des lateralen Gelenkfragments in Valgusstellung, in 11 Fällen in

Varusstellung nachgewiesen werden. In 11 Fällen fand keine Rotation statt [Eastwood et al. 1993].

Die Klassifikation nach Eastwood soll durch die Pathoanatomie des Fersenbeinbruches die therapeutischen Konsequenzen planbarer machen. Sein Augenmerk richtete Eastwood dabei auf den Zustand der lateralen Kalkaneuswand. Daraus definierte er die 3 Typen einer 3-Fragment-Fraktur des Fersenbeins [Eastwood et al. 1993].

Beim Typ 1 wird die sichtbare laterale Wand allein durch das laterale Gelenkfragment gebildet.

Beim Typ 2 besteht die laterale Kalkaneuswand neben dem lateralen Gelenkfragment noch aus dem Korpus-Fragment. Dabei bildet das laterale Gelenkfragment den oberen Anteil der Kalkaneusseitenwand, während das Korpus-Fragment unterhalb von diesem zu liegen kommt.

Beim Typ 3 wird die sichtbare laterale Fersenbeinwand allein durch das Korpusfragment dargestellt.

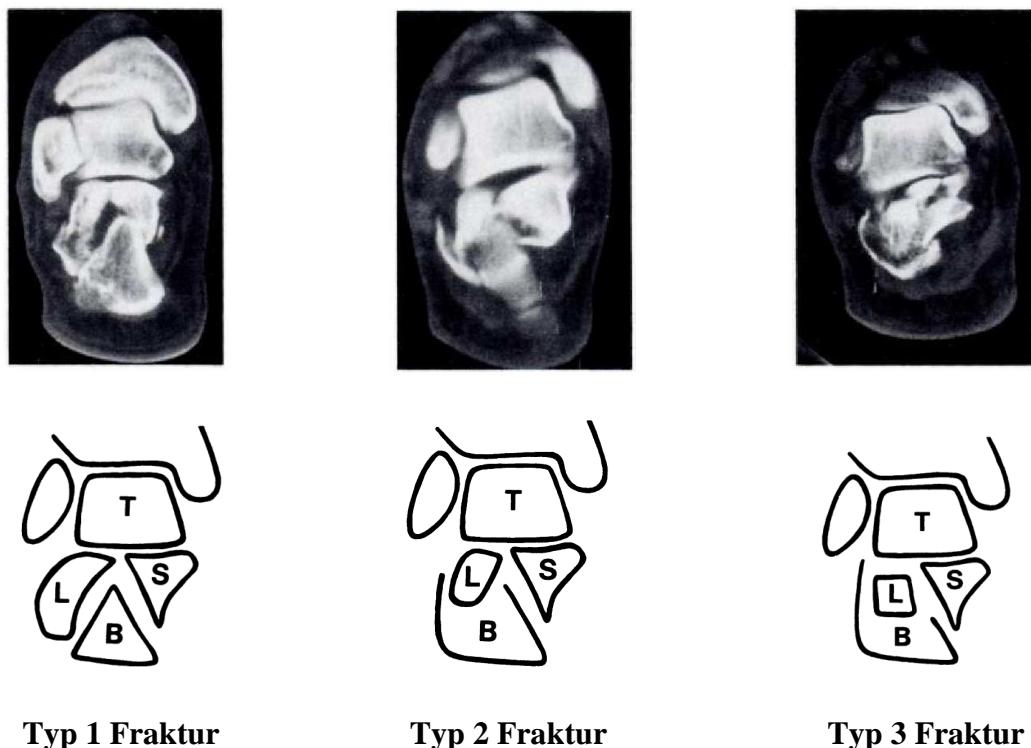


Abb. 36: Klassifikation nach Eastwood anhand coronarer CT-Schnittbilder und schematisch

[Eastwood et al. 1993]

Da sich bei einem lateralen Operationszugang zuerst die Pathoanatomie der Kalkaneusseitenwand zeigt, kann man mittels der Klassifikation nach Eastwood schon präoperativ deren Zustand beurteilen und so eine optimale Operationsstrategie wählen. Extraartikuläre Fersenbeinfrakturen finden bei diesem Klassifikationssystem jedoch keine Beachtung.

Klassifikation nach Levin Nunley (1993)

Eine entscheidende Rolle für die Therapie und das Outcome einer Kalkaneusfraktur spielt die Weichteilsituation des Fußes [Thermann et al. 1999; Lim & Leung 2001]. Levin und Nunley haben 1993 eine Klassifikation vorgestellt, mit deren Hilfe man den Weichteilschaden bei Kalkaneusfrakturen in sechs verschiedene Gruppen einordnen kann [Levin & Nunley 1993].

- Typ A1: geschlossene Kalkaneusfrakturen, welche mittels einer offenen Reposition und internen Stabilisierung behandelt wurden, ohne den Weichteilmantel schließen zu können.
- Typ A2: geschlossene Kalkaneusfrakturen, welche mittels einer offenen Reposition und internen Stabilisierung behandelt wurden und anschließend Wundheilungsstörungen auftraten.
- Typ B1: offene Kalkaneusfrakturen mit großem traumatischen Weichteilschaden aber intakter knöchernen Struktur.
- Typ B2: traumatischer Weichteil- und Knochenschaden
- Typ C: Osteomyelitis des Kalkaneus
- Typ D: Instabiler Weichteilschaden über dem Kalkaneus

Klassifikation nach Zwipp (1989)

Zwipp und Tscherene entwickelten 1989 ein Klassifikationssystem auf der Basis von 98 CT-Analysen von Fersenbeinbrüchen [Zwipp et al. 1989]. Sie beobachteten in der Schnittbildauswertung sowohl eine Regelmäßigkeit in der Frakturanatomie und den

vorherrschenden Hauptfragmenten als auch in den beteiligten Gelenken. Daraus definierten sie die fünf Hauptfragmente als

- Sustentakuläres Fragment
- Tuberositäres Fragment
- Posteriore Facettenfragment
- Processus anterior Fragment
- Anteriores Facettenfragment

In diesem Klassifikationssystem wird die Facies anterior und die Facies medialis als ein Gelenk zusammengefasst, dementsprechend ergeben sich drei Gelenkfacetten, die im Rahmen einer Kalkaneusfraktur mitbeteiligt sein können [Zwipp et al. 1989]. Dabei handelt es sich um die

- Kalkaneo-Kuboid-Gelenkfacette
- Posteriore Gelenkfacette
- Vorderes Subtalargelenk (Facies anterior und Facies medialis)

Nach diesem Klassifikationsschema wird eine Kalkaneusfraktur je nach Anzahl der Hauptfragmente und der mitbeteiligten Gelenke mittels eines Punktesystems bewertet. Dabei können maximal 5 Punkte für die Hauptfragmente und 3 Punkte für die betroffenen Gelenke vergeben werden.

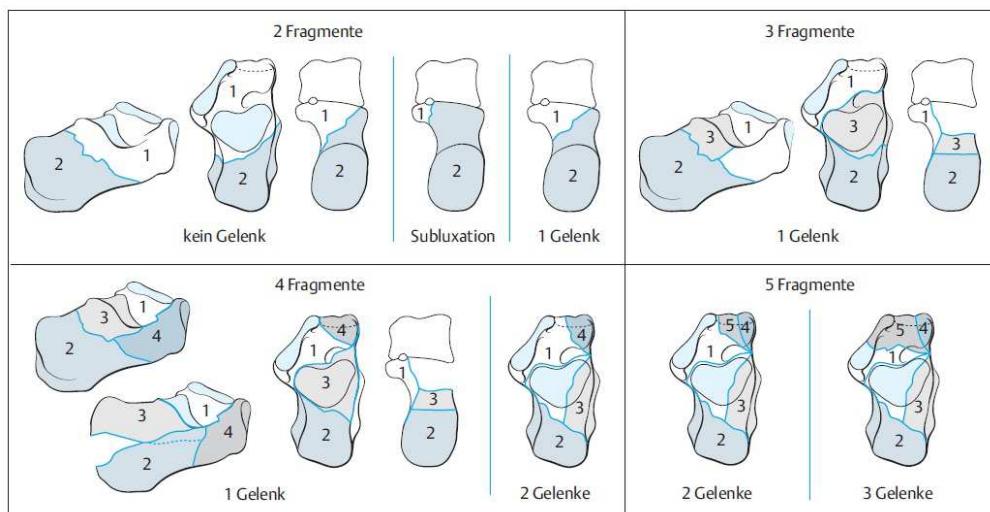


Abb. 37: Klassifikationsschema nach Zwipp (schematisch)

[Imhoff et al. 2004]

Um die Schwere einer Verletzung besser abschätzen zu können und somit Aussagen über die Therapie und die Prognose zu treffen, werden zusätzliche Punkte für die Weichteilsituation und regionale Zusatzfrakturen bzw. Trümmerzonen vergeben. Dabei werden Weichteilschäden bei offenen oder geschlossenen Frakturen mit 1 bis 3 Punkten bewertet. Regionale Zusatzfrakturen anderer Knochen, oder Trümmerzonen eines Hauptfragments, werden mit 1 Punkt im endgültigen Score berücksichtigt. Mittels dieses X/Y-Klassifikationssystems können einfache, extraartikuläre Frakturen (2-Fragment / 0-Gelenk) mit 2 Punkten eingestuft werden, während eine sog. „blow out fracture“ (5-Fragment / 3-Gelenk) mit 8 Grundpunkten und bis zu 4 zusätzlichen Punkten als 12 Punkt-Fraktur erfasst werden kann [Zwipp et al. 1989]. Neben der Einfachheit und Praktikabilität dieses Frakturklassifikationssystems bestätigten eigene Analysen von Zwipp gute prädiktive Vorhersagewerte bezüglich des Outcomes von Operationen. So konnte er zeigen, dass Patienten mit einem addierten Punktescore von 6 mit hoher Wahrscheinlichkeit (86%) ein gutes Ergebnis zu erwarten haben, während eine 11- oder 12-Punkt-Fraktur eher ein schlechtes Ergebnis liefern wird [Zwipp 1994].

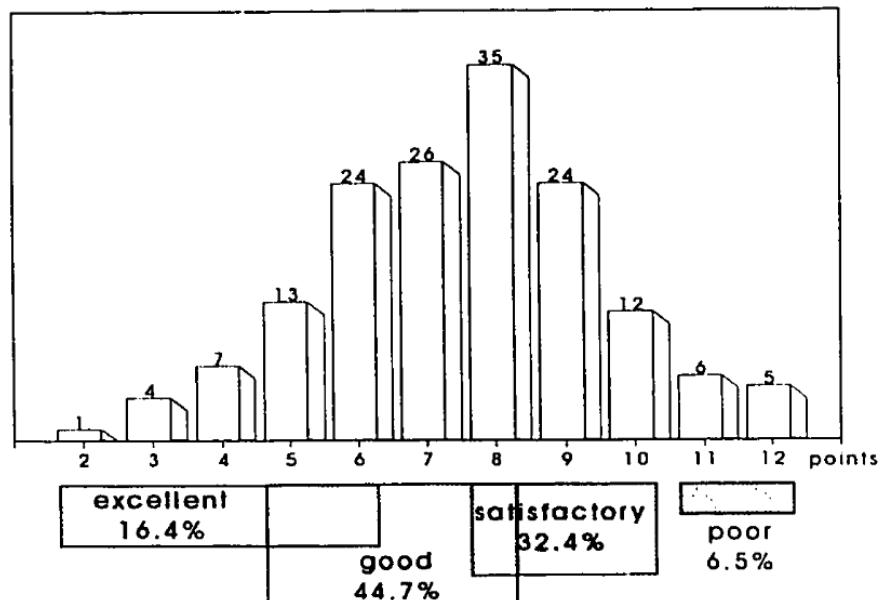


Abb. 38: Prognose des Operationserfolges mittels der Klassifikation nach Zwipp

[Zwipp et al. 1993]

Dieses Klassifikationssystem genießt im klinischen Alltag durch die dargestellten Vorteile ein hohes Ansehen. Auch Thermann beschreibt es zur Beurteilung von komplexen Frakturen des Kalkaneus als durchaus geeignet [Thermann et al. 1999].

Die Integral Classification of Injuries (ICI) – Klassifikation

Nachdem Maurice Müller 1970 ein Klassifikationssystem zur Einteilung von Frakturen des menschlichen Skelettes entwarf und stetig weiterentwickelte, war es mit diesem Comprehensive-Classification-System durch ein binäres System möglich, Wirbelsäulen, Becken und andere Frakturentitäten einfach und logisch zu klassifizieren [Müller et al. 1990]. Lediglich Frakturen des Fußskelettes lassen sich mittels dieser Technik nicht einteilen. Aufgrund des Fehlens eines einheitlichen Klassifikationssystems für Fußfrakturen, wurde 1993 in Anlehnung an die Klassifikation von Maurice Müller, das Integral Classification of Injuries (ICI)-Klassifikationssystem entwickelt. Dieses System berücksichtigt Frakturen und Dislokationen aller 28 Knochen des Fußskelettes und versucht diese einfach und logisch einzuteilen. Außerdem ist es mit diesem Klassifikationssystem möglich, detailliert betroffene Gelenke, sowie Kapsel- und Bandverletzungen zu beleuchten. Dadurch stellt es die Voraussetzungen für eine präzise Therapieplanung, Prognostik und wissenschaftliche Evaluation dar. Bei der ICI-Klassifikation gilt folgende Nomenklatur.

Zuerst wird die genaue Lokalisation der Fraktur durch einen Zahlencode verschlüsselt (siehe Abb. 39). Dabei steht zu Anfang die Nummer 8 für die Lokalisation Fuß. Anschließend beschreiben die Ziffern 1, 2 oder 3, ob der Rück-, Mittel-, oder Vorfuß betroffen ist. Danach erfolgt die genaue Benennung einzelner Knochen, welche ebenfalls durch einen Zahlencode erfolgt. Aufsteigende Zahlen repräsentieren die Knochen von proximal nach distal. Befinden sich die jeweiligen Knochen auf anatomisch gleichem Level (z.B. Phalangen), so werden die Zahlen 1 bis 5 von medial nach lateral verwendet. Um das betroffene Gebiet noch weiter einzugrenzen, wird jeder Knochen von proximal nach distal in drei Teile aufgeteilt. Dabei werden speziell für jeden Knochen bestimmte anatomische Regionen einem der drei Teile zugeordnet. Prinzipiell werden durch die Zahlen 1 der proximale, 2 der mittlere und 3 der distale Anteil der Knochen zum Ausdruck gebracht. Sind zusätzlich Gelenke betroffen, werden diese nach dem gleichen System mit den Buchstaben a bis p aufgelistet. Dabei erhält ein

Mehrfacettenge lenk jeweils einen Buchstaben für jede Gelenkfläche [Zwipp et al. 2004a].

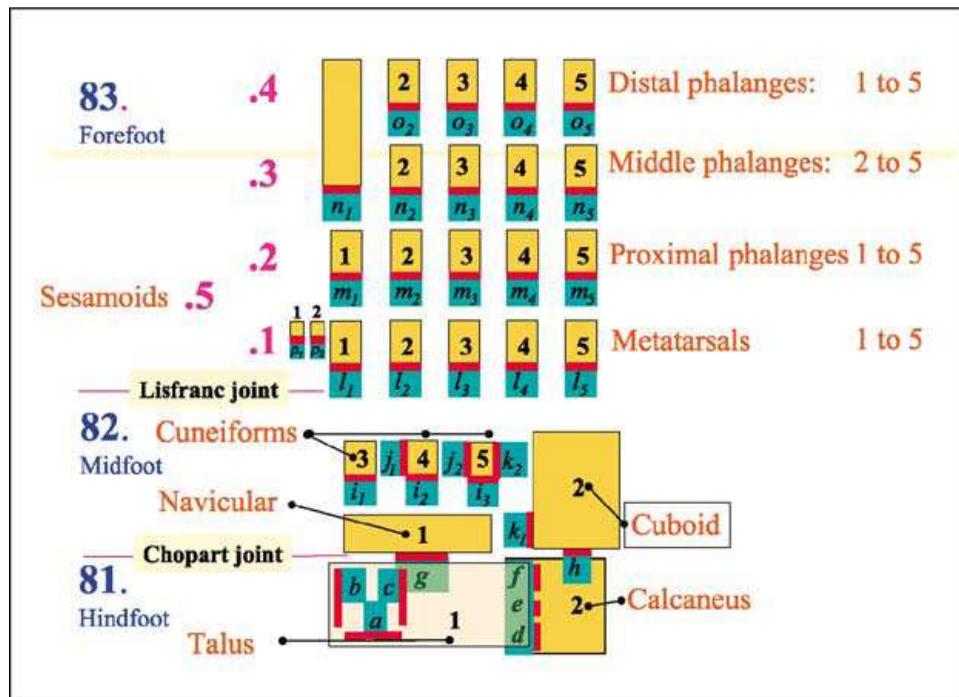


Abb. 39: Anatomischer Lagecode der ICI-Klassifikation

[Zwipp et al. 2004a]

Nachdem der Bruch genau lokalisiert wurde, wird die Frakturart mit den Buchstaben A bis D genauer beschrieben. Dabei steht der Buchstabe A für eine extraartikuläre Fraktur, B für eine intraartikuläre Fraktur, C für eine in ein Gelenk dislozierte Fraktur und D für eine einfache Dislokation. Die Zahlen 1 bis 3 stehen für die Anzahl der betroffenen Regionen oder Gelenke. Mittels griechischen Buchstaben kann die Dislokationsrichtung angegeben werden [Zwipp et al. 2004a].

Zuletzt wird die Art der Verletzung noch weiter präzisiert. Es werden dabei Untergruppen für das betroffene Gewebe, die Verletzungsart der jeweiligen Gewebe sowie für die genaue Dislokation von Fragmenten bzw. Stabilität von Gelenken gebildet (siehe Abb. 40) [Zwipp et al. 2004a].

1. Subgroup = Tissue	2. Subgroup = Kind of injury	3. Subgroup = Amount of displacement / dislocation
1 = Bone	1 = fissure / simple fracture	1 = nondisplaced fracture
	2 = wedge / avulsion	2 = mild displaced fracture
	3 = impacted / multifragmentary	3 = severely displaced fracture
2 = Cartilage	1 = contusion or simple chondral fracture.	1 = undisplaced
	2 = osteochondral fracture.	2 = displaced
	3 = degloving of cartilage	3 = "dislocated"
3 = Capsule and ligaments	1 = rupture of capsule / 1 ligament	1 = no or mild (+) instability
	2 = rupture of capsule + 2 ligaments	2 = relevant (++) instability
	3 = rupture of capsule + 3 (more) ligaments	3 = severe (+++) instability (dislocated or dislocatable)

Abb. 40: Untergruppencode der ICI-Klassifikation

[Zwipp et al. 2004a]

Durch die komplexe Pathoanatomie der Fußverletzungen ist es sehr schwierig, ein präzises und dennoch einfaches Klassifikationssystem zu finden. Das ICI-Klassifikationssystem stellt hierbei einen Kompromiss zwischen der nötigen Genauigkeit, welche sowohl in der Klinik als auch der Wissenschaft benötigt wird, und der Praktikabilität dar, um diese auch schnell und effizient anwenden zu können.

Anlage 3: Datenblatt Material



Produktinformation

Feinpolyamid PA 2200 für EOSINT P

PA 2200 ist ein Feinpulver auf der Basis von Polyamid-12. Bedingt durch das Herstellungsverfahren weist PA 2200 im Vergleich zum Standard PA 12 eine höhere Kristallinität und einen höheren Schmelzpunkt auf. PA 2200 enthält Oxidationsstabilisatoren.

Pulvereigenschaften

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Schüttdichte	DIN 53466	g/cm ³	> 0,430
Mittlere Korngröße d ₅₀	Laserbeugung		58
Korngröße d ₁₀	(Malvern Mastersizer)	µm	40
Korngröße d ₉₀		µm	90

Allgemeine Produkteigenschaften

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Schmelztemperatur	DSC	°C	184
Schmelzenthalpie		J/g	ca. 115
Rekristallisationstemperatur		°C	138
Wasseraufnahme	DIN 53495		
100°C, Wasserlagerung			1,93
23°C, 96% RF		%	1,33
23°C, 50% RF		%	0,52

EOS GmbH – Electro Optical Systems

Robert-Stirling-Ring 1
D-82152 Krailling / München

Telefon: +49 (0)89 / 893 36-0
Telefax: +49 (0)89 / 893 36-285
Internet: www.eos.info



Produktinformation

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Therm. Längenausdehnungskoeffizient	DIN 53752-A	$\times 10^{-4}/K$	1,09
Spezifische Wärme	DIN 51005	J/gK	2,35
Lösungsviskosität	EN ISO 307	Eta rel	1,6
Molekulargewicht		g/mol	15000
Molmittel M _w			29000
Gewichtsmittel M _n			

Dichte und mechanische Eigenschaften von Sinterteilen ¹⁾

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Dichte	EOS-Methode	g/cm ³	0,90 – 0,95
Zug-E-Modul	DIN EN ISO 527	N/mm ²	1700 ± 150
Zugfestigkeit	DIN EN ISO 527	N/mm ²	45 ± 3
Reißdehnung	DIN EN ISO 527	%	20 ± 5
Biege-E-Modul	DIN EN ISO 178	N/mm ²	1240 ± 130
Charpy-Schlagzähigkeit	DIN EN ISO 179	kJ/m ²	53 ± 3,8
Charpy-Kerbschlagzähigkeit	DIN EN ISO 179	kJ/m ²	4,8 ± 0,3
Izod-Schlagzähigkeit	DIN EN ISO 180	kJ/m ²	32,8 ± 3,4
Izod-Kerbschlagzähigkeit	DIN EN ISO 180	KJ/m ²	4,4 ± 0,4
Kugeldruckhärte	DIN EN ISO 2039	N/mm ²	77,6 ± 2
Shore-D-Härte	DIN 53505		75 ± 2

¹⁾ Die Dichte und die mechanischen Eigenschaften können in Abhängigkeit von den Belichtungsparametern und der x,y,z-Lage der Prüfkörper variieren.

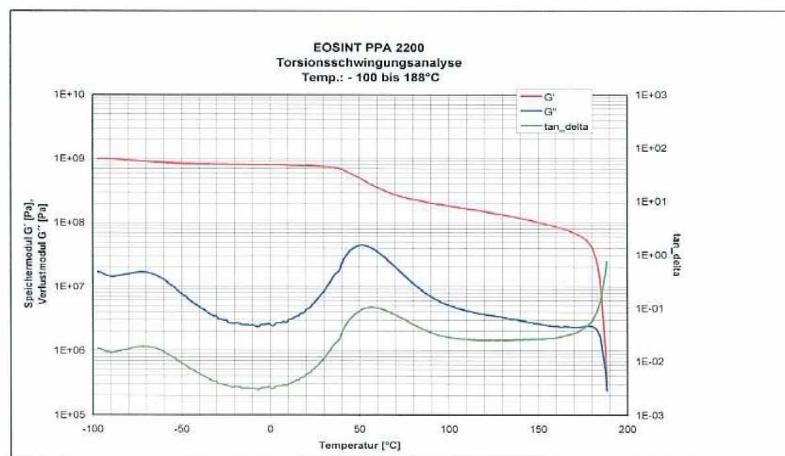
Produktinformation

Thermische Eigenschaften von Sinterteilen

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Wärmeformbeständigkeit nach Vicat	DIN EN ISO 306		
B/50		°C	163
A/50		°C	181
Wärmeleitfähigkeit	DIN 52616		
senkrecht zu Sinterschichten		W/mK	0,144
parallel zu Sinterschichten		W/mK	0,127

Temperaturabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften

Der Kurzzeit-Temperaturabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften von PA 12 können anhand des Verlaufes des Speicher- und Verlustmoduls sowie des Verlustfaktors als Funktion der Temperatur (ISO 537) bewertet werden.



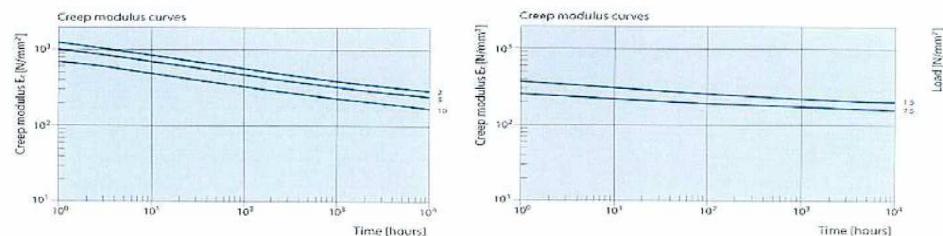
Produktinformation

Generell weisen Polyamid12 – Teile im Temperaturbereich von - 40°C bis + 80°C unter dauerhafter Belastung eine hohe mechanische Festigkeit und Elastizität auf. Kurzzeitige Temperaturbeanspruchungen ohne Belastung sind bis Temperaturen von 160°C möglich.

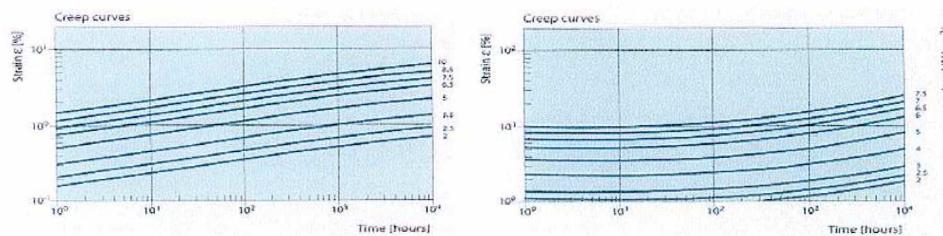
Langzeit-Eigenschaften unter mechanischer Belastung und Temperatur

Kunststoffe weisen im Kurzzeitversuch eine höhere mechanische Festigkeit auf als bei langfristiger kontinuierlicher Beanspruchung (> 1000 h). Ursache dafür ist das Kriechverhalten der Kunststoffe, welches verstärkt bei höheren Temperaturen auftritt und sich in der Abnahme des Moduls (Kriechmodul) niederschlägt. Für die Bestimmung von zulässigen Dauerbelastungen sind somit die Festigkeitskennwerte aus dem einachsigen Zeitstand-Zugversuch bei verschiedenen Belastungen und Temperaturen (DIN 53444) ein erster Richtwert (für komplexe Belastungen Werte nicht eindeutig).

Kriechmodul-Kurven PA 12 bei T = 23°C/100°C



Zeitdehnlinien PA 12 bei T = 23°C/100°C



Produktinformation

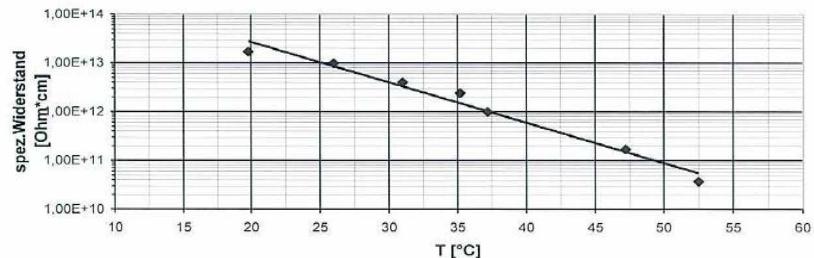
Elektrische Eigenschaften

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Spez. Durchgangswiderstand	$\Omega \cdot \text{cm}$	DIN 53482 ICE-Publ. 93	$10^{10} - 10^{12}$
Oberflächenwiderstand	Ω	DIN 53482 ICE-Publ. 93	10^{13}
Dielektrizitätszahl (1 kHz)	10^6 Hz	DIN 53483 ICE-Publ. 250	3,8
Durchschlagfestigkeit	KV/mm	DIN 53481	92
Dielektrischer Verlustfaktor (1 kHz)	-	DIN 53483 ICE-Publ. 250	0,05 - 0,09

Die elektrischen Eigenschaften sind stark von der Temperatur, und dem Feuchtigkeitsgehalt abhängig (siehe Diagramm). Die aufgeführten Werte charakterisieren das Material bei folgender Konditionierung: Lagerung bei 23°C; 50% relative Luftfeuchte bis zur Sättigung.

Die vorstehenden Angaben beziehen sich auf die Charakterisierung des elektrischen Verhaltens des Materials und nicht eines Fertigteils. Die Angaben entsprechen dem heutigen Stand unserer Kenntnisse und Erfahrungen. Sie stellen keine Gewährleistung oder Zusicherung von Eigenschaften dar.

Temperaturabhängigkeit des spezifischen Durchgangswiderstandes von
Polyamid 12



Produktinformation

Brandverhalten

Das Pulver enthält keine Flammeschutzadditive. Bauteile aus PA 2200 sind somit als brennbar einzustufen. Füllstoffe wie Glas verstärken die Brennbarkeit durch ihre Dachtwirkung.

Bei Temperaturen oberhalb 350°C entstehen brennbare Gase. Bei ausreichender Luftzufuhr entstehen bei der Verbrennung Kohlenmonoxid, Kohlendioxid, Wasser und stickstoffhaltige Verbindungen.

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
Zündtemperatur	°C	DIN 51794	> 350°C
Brennbarkeit	Klasse	IEC 60707 *) ISO 1210 (1,6 mm)	HB (horizontal burning)
Brennbarkeit	Klasse	UL94 *) (3,2 mm)	HB (horizontal burning)

*) festgelegte Brandprüfverfahren für die Zulassung im Elektrosektor

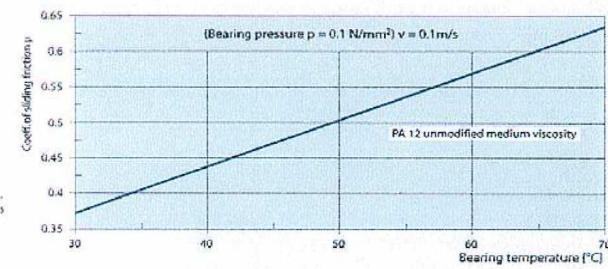
Die vorstehenden Angaben beziehen sich auf die Charakterisierung des Brandverhaltens des Materials und nicht eines Fertigteils.

Die Angaben entsprechen dem heutigen Stand unserer Kenntnisse und Erfahrungen, Sie stellen keine Gewährleistung oder Zusicherung von Eigenschaften dar.

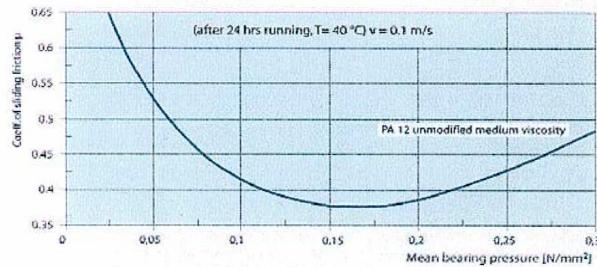
Produktinformation

Reibungsverhalten, Abrieb- und Verschleißfestigkeit

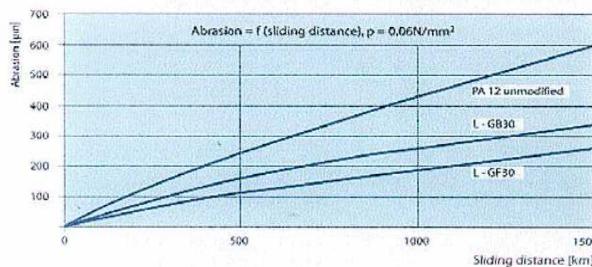
Polyamid 12 zeichnet sich durch einen niedrigen Reibungskoeffizienten und sehr gute Abriebbeständigkeit aus.



Gleitreibzahl in
Abhängigkeit von
Lagertemperatur
(Lubrimeter-Test nach
A.Bartel)



Gleitreibzahl in
Abhängigkeit vom
mittleren Flächen-
druck (Lubrimeter nach
A.Bartel)



Gleitverschleiß als
Funktion der
Gleistrecke
L-GB30 – Glaskugeln
L-GF30 – Glasfasern

Produktinformation

Abriebwerte von Sinter-Prüfkörpern nach Taber

Eigenschaft	Meßmethode DIN/ISO	Einheit	Wert
PA 2200	mg	DIN 53754	34
PA 3200 GF	mg	DIN 53754	30

Chemische Beständigkeit von PA 12

+ = beständig

- = unbeständig

⊕ = praktisch beständig

O = bedingt beständig

⊗ = wenig beständig

Medium	Konzentration	Prüfdauer	
		6 Monate	4 Wochen
Aceton	100	+	+
Akkusäure	10	⊗	-
Ameisensäure		+	O
Ammoniak, wäßrige Lösung	Konz.	+	+
Anilin	100	⊕	
Apfelsaft		+	+
Asphalt		+	+
Bariumsalze		+	+
Benzin		+	+
Benzol	100	+	O
Bier		+	
Bremsflüssigkeit		+	+
Butan, gasförmig	100	+	+
Butan, flüssig	100	+	
Butter		+	

Produktinformation

Prüfdauer		6 Monate	4 Wochen
Medium	Konzentration	20°C	60°C
Chromsäure	10	-	-
Cyclohexanon	100	+	O
Dibutylphthalat (Vestinol®C)		+	+
Diethylether (Kp 35°C)	100	⊕	
Dioctylphthalat (Vestinol®AH)		+	+
Dixan®Lauge	gebrauchsfertig	+	+
Essigsäure	10	+	⊗
Ethylacetat		+	⊕
Ethylalkohol, unvergällt	100	+	⊕
Fisch		+	
Flußsäure	40	⊗	-
Frostschutzmittel		+	+
Geschirrspülmittel		+	+
Glycerin	100	+	+
Glykol	100	+	+
Heizöle		+	+
Kaffee, trinkfertig		+	
Kalilauge	50	+	+
Kaliumchlorat, wässrige Lösung	Kalt gesättigt (7,3)	⊕	O
Kaliumpermanganat, wässrige Lösung	Kalt gesättigt (6,4)	⊗	-
Leinöl		+	+

Produktinformation

Prüfdauer		6 Monate	4 Wochen
Medium	Konzentration	20°C	60°C
Methanol	100	+	⊕
Milch		+	+
Milchsäure, wässrige Lösung	10	⊕	○
Natriumchlorid / Koch- salz, wässrige Lösung	Kalt gesättigt	+	+
Natriumhypochlorit, wässrige Lösung	5	⊕	⊗
Natronlauge	50	+	+
Ozon (0,5 ppm)		○	
Paraffin.	100	+	+
Persil®Lauge	gebrauchsfertig	+	+
Petroleum	100	+	+
Propan, gasförmig	100	+	+
Pyridin	100	+	
Rum	40	+	+
Salpetersäure	10	-	-
Salzsäure	10	-	-
Schmierseife		+	+
Schwefel	100	+	+
Schwefelsäure	10	⊕	⊗
Seewasser		+	+
Silikonöle		+	+
Speiseöl, tierisch + pflanzlich		+	+

Produktinformation

Prüfdauer		6 Monate	4 Wochen
Medium	Konzentration	20°C	60°C
Toluol	100	+	⊗
Tomaten Saft		+	+
Trichlorethylen	100	O	⊗
Wasser	100	+	+
Wasserstoffperoxid, wäßrige Lösung	30	+	
Whisky	40	+	
Xylol	100	+	O
Zitronensäure, wäßrige Lösung	Kalt gesättigt	+	O
Zitronensaft		+	+
Zuckerlösung	jede	+	+

7.2 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Maximilian Kerschbaum
Straße	Mittelstraße 8a
Postleitzahl/Ort	94034 Passau
Telefon	0171/2426062
E-Mail	maximilian.kerschbaum@gmail.com
Geburtsdatum	08.04.1988
Geburtsort	Hutthurm
Familienstand	ledig

Schulausbildung

1994 – 1998	Grundschule Grubweg Passau
1998 – 2007	Auersperg Gymnasium Freudenhain Passau
2007	Allgemeine Hochschulreife, Note 1,4

Hochschulausbildung

2007 – 2013	Humanmedizinstudium an der Universität Regensburg
2007 – 2009	Vorklinischer Abschnitt
2009	Physikum, Gesamtnote 1,0
2009 – 2013	Klinischer Abschnitt
2012 – 2013	Praktisches Jahr
2013	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Gesamtnote 1,0

Berufserfahrungen

und

Praktika

Pflegepraktika

03.2008 – 04.2008	Krankenpflegedienst, Abteilung für Chirurgie, Klinikum Passau
07.2008 – 09.2008	Krankenpflegedienst, Abteilung für Chirurgie, Klinikum Passau

Famulaturen

02.2010 – 03.2010	Dr. med. Ernst Oberhuber, Klinik für Unfall-, Hand-, Wiederherstellungs- und Wirbelsäulenchirurgie, Klinikum Passau
08.2010	Prof. Dr. med. M. Nerlich, Abteilung für Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Regensburg
08.2010 – 09.2010	Dr. med. Johann Nußer, Klinik für Anästhesiologie, operative Intensivmedizin und Notfallmedizin, Klinikum Passau
02.2011 – 03.2011	Prof. Dr. med. Hans J. Schlitt, Klinik und Poliklinik für Chirurgie, Universitätsklinikum Regensburg
08.2011 – 09.2011	Dr. med. Ernst Oberhuber, Klinik für Unfall-, Hand-, Wiederherstellungs- und Wirbelsäulenchirurgie, Klinikum Passau
02.2012 – 03.2012	PD Dr. med. P. Kasprzak, Abteilung für Gefäßchirurgie und endovaskuläre Chirurgie, Universitätsklinikum Regensburg

Praktisches Jahr

08.2012 – 10.2012	Wahlfach Orthopädie, Christian Medical College, Vellore, Indien
10.2012 – 12.2012	Wahlfach Orthopädie, Prof. Dr. med. Dr. hc. J. Grifka, Orthopädische Klinik für die Universität Regensburg
12.2012 – 02.2013	Innere Medizin, Prim. Prof. Dr. Christian Wiedermann, Zentralkrankenhaus Bozen, Italien
02.2013 – 04.2013	Innere Medizin, Universitätsklinikum Regensburg
04.2013 – 07.2013	Chirurgie, Universitätsklinikum Regensburg

Wahlfächer

04.2008 – 09.2008	Sportmedizin, Gesamtnote 1,0
04.2010 – 09.2010	Notfallmedizin, Gesamtnote 1,0
10.2010 – 02.2011	Seminar Höhenmedizin
10.2011 – 02.2012	Plastische Chirurgie, Gesamtnote 1,0

Promotion

2010	Experimentelle Arbeit an Promotion in Basel, Schweiz Thema der Promotion: „Biomechanische Analyse eines bionischen Plattendesigns zur Versorgung von Kalkaneusfrakturen“, Betreuer Prof. Dr. Kinner
------	--

Auszeichnungen

2007	1. Preis Jugend Forscht Regionalwettbewerb, Fachgebiet Biologie
2007	Sonderpreis des bayerischen Kultusministers für die beste interdisziplinäre Arbeit im Landeswettbewerb Jugend Forscht
2007	Sonderpreisträger auf Bundesebene Jugend Forscht (Biotechnologiepreis des Fonds der Chemischen Industrie e.V.)

Besondere

Kenntnisse

Sprachen	Deutsch Muttersprache Englisch fließend Latein gute Kenntnisse
EDV	fortgeschrittene Kenntnisse in MS-Office (Excel Word, Power Point), fortgeschrittene Kenntnisse in SAP

Sonstige Interessen und soziales Engagement

Gitarre, Skifahren (Slalom, Riesentorlauf), Jogging, HDR – Photographie, digitale Bildbearbeitung, Reisen

2002 Teilnahme an Hilfstransport nach Rumänien

2003 – 2007 Ehrenamtliches Engagement in der Kinder- und Jugendarbeit als Gruppenleiter und Betreuer von Freizeitmaßnahmen

Regensburg, 30.05. 2014

Maximilian Kerschbaum

7.3 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Bernd Kinner für die Überlassung des Themas und die sehr gute Betreuung.

Ebenso bin ich der Firma Medartis zu Dank verpflichtet, ohne die die aufwendigen Versuche nicht möglich gewesen wären. Ganz besonderer Dank gilt dabei Herrn Barry Langer, welcher mich geduldig mit Rat und Tat bei den Versuchen unterstützte.

Zuletzt gebührt meiner Familie und meinen Freunden Dank, die mir nicht nur das Medizinstudium ermöglichten, sondern auch immer für mich da sind und mich in allen Lebenslagen unterstützen.