

Chirurgische Klinik und Poliklinik
Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungs chirurgie
der Universitätsmedizin Rostock
Direktor: Prof. Dr. med.habil. Thomas Mittlmeier

**Intraoperative Kontrolle von Sprunggelenksverletzungen mit
Syndesmosenbeteiligung mittels 3D-Bildwandler**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

vorgelegt von
Manuela Brunk
geboren am 28.01.1981 in Lauchhammer

Gutachter:

1. Gutachter:

Prof. Dr. med. Ralf Skripitz
Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universität Rostock

2. Gutachter:

Prof. Dr. med. habil. Stefan Rammelt
Zentrum für Unfallchirurgie und Orthopädie, Universität Dresden

3. Gutachter:

PD Dr. med. Markus Beck
Ehemals Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie, Universitär Rostock

Datum der Einreichung:

28. April 2015

Datum der Verteidigung:

01. März 2016

Teile dieser Arbeit wurden auf einem Kongress präsentiert:

Brunk M., Beck M., Gierer P., Mittlmeier T.

Intraoperative 3D-Bildgebung bei OSG Verletzungen mit Beteiligung der distalen-tibiofibularen Sydesmose.

Vortrag auf dem Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie
Messe/ ICC Berlin 10/2010

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	8
2. Das obere Sprunggelenk.....	8
2.1. Deskriptive Anatomie.....	8
2.2. Die Gelenkkapsel und Bänder des oberen Sprunggelenkes.....	10
2.2.1. Die Gelenkkapsel	10
2.2.2. Das laterale Bandsystem	10
2.2.3. Das mediale Bandsystem.....	11
2.2.4. Die Syndesmosis tibiofibularis.....	11
3. Frakturmechanismus und Klassifikationen.....	13
3.1. Lauge-Hansen Klassifikation.....	13
3.1.1. Supinations-Adduktions-Fraktur.....	14
3.1.2. Pronations-Abduktions-Fraktur.....	14
3.1.3. Supinations-Eversions-Fraktur.....	14
3.1.4. Pronation-Eversions-Fraktur.....	15
3.2. Danis-Weber- und AO-Klassifikation.....	16
4. Diagnostik.....	17
4.1. Klinik.....	17
4.2. Bildgebende Diagnostik.....	17
5. Frakturversorgung / Osteosyntheseverfahren.....	19
5.1. Konservative Therapie.....	19
5.2. Operative Therapie.....	20

Inhaltsverzeichnis

6. Intra- und postoperative radiologische Verfahren.....	20
6.1. Begriff der Dosimetrie.....	20
6.2. Dosismessgrößen in der Röntgen-und CT-Diagnostik.....	21
6.3. Intraoperative Bildgebung.....	22
6.4. Postoperative Bildgebung.....	22
7. Problemstellung.....	23
8. Ziel.....	24
9. Material und Methoden.....	24
9.1. Überblick	24
9.2. Ziehm Vario 3D.....	25
9.3. Intraoperative Datenerhebung nach dem Scan.....	27
9.4. Postoperative Datenerhebung.....	27
9.4.1. Patienten.....	27
9.4.2. Messparameter im CT und 3D-Scan → 1 cm oberhalb und in direkter Höhe des Tibiaplateau	29
9.4.3. Messparameter im 3D-Scan und im CT → 10mm unterhalb Pilon-Gelenkfläche (Dom, zentral).....	32
10. Allgemeine Patientendaten.....	32
10.1. Altersverteilung.....	32
10.2. Stationärer Verlauf.....	33
10.3. Frakturen und Häufigkeitsverteilung.....	33
10.4. Art und Dauer der osteosynthetischen Versorgung.....	34
10.5. Statistische Auswertung.....	35

Inhaltsverzeichnis

11. Ergebnisse.....	36
11.1. Beschreibende Messwerte.....	36
11.1.1. Messwerte oberhalb Tibiaplafond.....	36
11.1.2. Messwerte auf Höhe Tibiaplafond.....	39
11.1.3. Messwerte unterhalb Tibiaplafond.....	42
12. Statistische Vergleiche der Messmethoden.....	42
12.1. Statistischer Vergleich CT-Werte operierte Seite/ 3D-Scan.....	42
12.1.1. Oberhalb Plafond.....	42
12.1.2. In Höhe Plafond.....	43
12.1.3. Unterhalb Plafond.....	44
12.2. Statistischer Vergleich CT-Werte gesunde vs. operierte Seite.....	44
12.2.1. Oberhalb Plafond.....	44
12.2.2. In Höhe Plafond.....	44
12.2.3. Unterhalb Plafond.....	45
13. Auswertung der Messergebnissen der Inzisuren.....	45
13.1. Verhältnisse des Inzisurenwinkels abhängig von der Messhöhe.....	45
13.2. Korrelation zwischen Winkel und Breite der Inzisur.....	46
13.3. Korrelation des Inzisurenwinkels zur Schwere der Fraktur.....	47
13.4. Länge und Breite der Inzisur.....	47
14. Einteilung verschiedener Inzisur – Typen.....	48

Inhaltsverzeichnis

15. Auswertung der Messergebnisse der Abstände in verschiedenen Höhen.....	49
15.1. Korrelation der Abstände 3D-Scan und Computertomographie.....	49
15.1.1. Korrelation der ventralen und zentralen Abstände.....	49
15.1.2. Korrelation der ventralen und dorsalen Abstände.....	50
15.1.3. Regressionsgeraden aufgrund der positiven Korrelation der Abstände oberhalb Plafond.....	51
16. Erhobene Durchleuchtungsparameter.....	52
16.1. Gesamtstrahlendosis.....	52
16.2. Gesamtdurchleuchtungszeit.....	53
17. Dauer der Befundung und Einschätzung der Bildqualität.....	54
18. Intraoperative Revisionsrate.....	54
19. Diskussion.....	56
20. Schlussfolgerung.....	64
21. Zusammenfassung.....	64
22. Literaturverzeichnis.....	65
23. Abbildungsverzeichnis.....	71
24. Tabellenverzeichnis.....	73
25. Abkürzungsverzeichnis.....	74
26. Anhang.....	75
27. Thesen.....	76

1. Einleitung

Die Verletzung des oberen Sprunggelenkes gehört zu den häufigsten Verletzungen, die man im unfallchirurgischen Alltag antrifft (57). Ursache sind zumeist Distorsionstraumata. Die operative Versorgung wird schon seit vielen Jahrzehnten in entsprechender Weise durchgeführt: Ziel ist eine anatomiegerechte Reposition aller Verletzungskomponenten. Das Resultat der Repositionsqualität der operierten Gelenke zeigt sich erst in den darauf folgenden Jahren oder Jahrzehnten mit Ausbildung einer posttraumatischen Arthrose.

Die Ansprüche der Menschen an ihre Umwelt und auch ihren Körper sind in den letzten 50 Jahren immens gestiegen. Es wird mehr Wert auf Effizienz und gute Beweglichkeit des eigenen Körpers gelegt. Durch Verbesserung der operativen Verfahren und der erhöhten Sensitivität der Erkennung aller Verletzungskomponenten der Sprunggelenksfrakturen konnte im Laufe der Jahre das funktionelle Ergebnis deutlich verbessert werden (81). Ein Problem in der intraoperativen Abfolge bleibt die adäquate Reposition der Fibula in der tibialen Inzisur bei Syndesmosenverletzungen (50).

Allgemein gültige Messparameter in der zweidimensionalen Fluoroskopie erwiesen sich als unzuverlässig (76,77). Nur postoperative aufwändige und zudem teure Computertomographien konnten mit Sicherheit zeigen, ob die distale Fibula in der Inzisur korrekt positioniert wurde (49). War dies nicht der Fall, erfolgten Revisionsoperationen. Durch das Zeitalter der dreidimensionalen Bildverstärkerdarstellung konnte dem Operateur ein wichtiges Mittel an die Hand gegeben werden, bereits intraoperativ zu kontrollieren, ob die Osteosynthese in richtiger Weise erfolgte (23). Aber ist die dreidimensionale BV-Darstellung dem CT ebenbürtig? Könnte denn damit der Operateur die Osteosynthese so einstellen, dass es keiner weiteren Kontrolluntersuchung postoperativ mehr bedarf? Das würde aufwändige Revisionsoperationen und damit Kosten erheblich reduzieren.

Diese grundlegende Frage stellten wir uns am Anfang unserer Studie. Unser Ziel war es herauszufinden, ob die dreidimensionale Abbildung dem CT ebenbürtig ist, und wie viele Revisionsoperationen dadurch eingespart werden könnten.

2. Das obere Sprunggelenk

2.1. Deskriptive Anatomie

Das obere Sprunggelenk (Articulatio talocruralis) stellt die gelenkige Verbindung zwischen Unterschenkel und Fuß her. Durch eine direkte Kraftübertragung vom Unterschenkel auf den Vorfuß und Rückfuß trägt das obere Sprunggelenk zur Sicherung der aufrechten Körperhaltung bei.

Anatomisch wird das obere Sprunggelenk von den knöchernen unteren Enden des Schienbeins (Tibia), Wadenbeins (Fibula) und der Gelenkrolle des Sprungbeins (Troclea tali) gebildet. Dabei umfassen die distalen Enden von Tibia und Fibula das Sprungbein (Talus) mit den entsprechenden Gelenkflächen (Facies malleolaris lateralis und Facies malleolaris medialis). Es entsteht aus diesen Komponenten ein scharnierartiges Gelenk mit großer Stabilität und Sicherheit (62,78).

Die obere Gelenkfläche des Talus (Facies superior) ist sagittal konkav gestaltet.

Einleitung

Die mit ihr artikulierenden Gelenkfläche des Schienbeins (Facies articularis inferior tibiae) ist dagegen sagittal konkav gestaltet und weist einen First auf, der sich in die longitudinale Rinne der Facies superior der Trochlea tali einpasst. Die Facies superior ist im vorderen Abschnitt 4-5 mm breiter als hinten.

Die mediale Gelenkfläche des Sprungbeins (Facies malleolaris medialis) ist fast plan gestaltet und artikuliert mit der malleolaren Gelenkfläche der Tibia. Die laterale Gelenkfläche des Talus (Facies malleolaris lateralis) dagegen ist lateral abgeschrägt und bikonkav, sie artikuliert mit der Facies articularis malleoli fibularis.

Tibia und Fibula sind durch den Syndesmosenspalt, der von einer synovialen Falte ausgefüllt wird, voneinander getrennt. Tibia und Fibula werden neben der Membrana interossea vor allem von einer kräftigen Bandstruktur, der Syndesmosis tibio-fibularis, elastisch federnd miteinander verbunden (78,81).

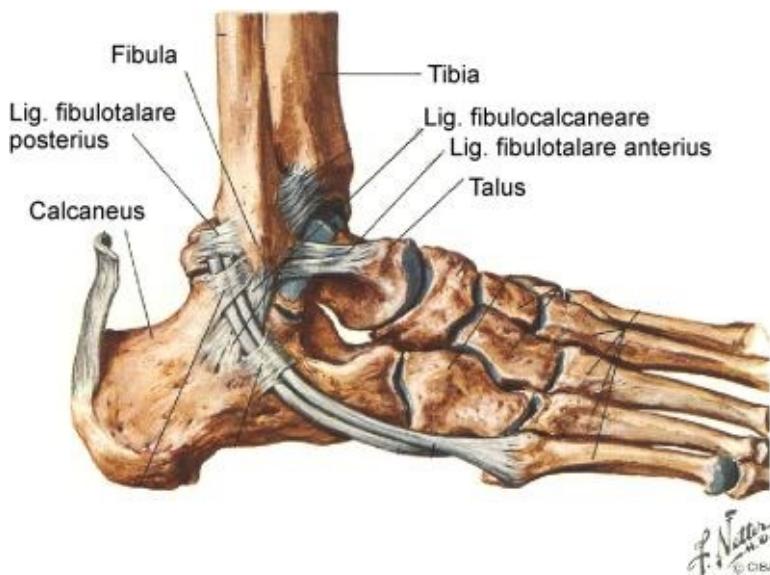


Abb1: Abbildung des Sprunggelenkes mit eingezeichneten medialen Bändern
(53)

Die Incisura fibularis tibae ist eine in der Literatur sehr selten detailliert beschriebene anatomische Struktur. Die Inzisur wird als weite, ventral scharf vom Tuberculum de Chaput begrenzte und nach dorsaler sich öffnende Bucht beschrieben (36,49).

Längenmessungen werden in der Literatur nur sehr selten angegeben.

Schmidt et al. geben eine durchschnittliche Länge von 23 mm und eine Tiefe von 4,5 -5 mm an (69).

Bei Dorsalextension klemmt sich die vorne wesentliche breitere Talusrolle in die Sprunggelenkgabel ein, die Syndesmose wird dabei um ca. 2mm gedehnt und es entsteht eine stoßgedämpfte Bremswirkung. So wird ein stabiler Gelenkschluss erzielt.

Bei Plantarflektion gelangt der kleinere hintere Querdurchmesser der Trochlea tali in die Sprunggelenkgabel, das Gelenk erhält dadurch mehr Spielraum und anstelle der knöchernen Führung tritt die Zuggurtung der Seitenbänder und der Muskulatur in Kraft (35).

2.2. Die Gelenkkapsel und Bänder des oberen Sprunggelenkes

2.2.1. Die Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel des oberen Sprunggelenkes entspringt im medialen, lateralen und hinteren Bereich der Malleolengabel sowie an der Trochlea tali nahe der Knorpel-Knochen-Grenze. Die Malleolen liegen außerhalb der Gelenkhöhe. Im vorderen Abschnitt des Gelenkes verläuft die Membrana synovialis am Talus vom Rand der Gelenkfläche zunächst über eine Strecke von 5-10 mm auf dem Collum tali nach distal. Von hier aus zieht sich die Kapsel weiter zur Vorderfläche der Tibia wo sie etwa 1 cm proximal des vorderen Randes der Facies articularis inferior tibiae am Knochen ansetzt um nach distal zur Knorpel-Knochen Grenze zu gelangen (62,78).

Insgesamt wird das obere Sprunggelenk von Bandgruppen nach vorne, hinten, lateral und medial gesichert. Dabei bilden die lateralen und medialen Kollateralbänder die zwei Hauptgruppen; die vorderen und hinteren Bänder die Nebengruppen (11,35).

2.2.2. Das laterale Bandsystem

Das laterale Bandsystem setzt sich aus insgesamt drei Ligamenten zusammen, davon inserieren zwei am Talus und eines am Calcaneus.

1. Das Ligamentum fibulotalare anterius zieht von der Vorderkante des Außenknöchels horizontal schräg nach vorn unten an den Talushals oberhalb des Sinus tarsi. Es ist zumeist zweigeteilt und hat eine durchschnittliche Länge von ca. 20 mm.
2. Das Ligamentum fibulocalcaneare läuft von der caudalen Ansatzzone des Ligamentum fibulotalare anterius am ventralen Außenknöchel nach schräg unten hinten bis zur Außenseite des Calcaneus, Es besitzt die größte Variationsbreite der drei Außenbänder, kann sogar aus dem Ligamentum fibulotalare anterius heraus entspringen.
3. Das Ligamentum fibulotalare posterius zieht horizontal vom dorsalen inneren Außenknöchel nach medial und nach hinten zum Tuberculum laterale am Processus posterior tali (35, 61,62,78).

Um eine genaue Diagnostik der Länge und Breite, der Ausmaße der Insertionszonen, der Orientierung und Entfernung der Insertionszonen zum Subtalargelenk und zur Fibulaspitze sowie der Winkelbestimmung der Bänder der Fibulaachse zu haben, beziehen wir uns auf die Arbeit von Burks et al. (11). In dieser Veröffentlichung wurden 39 Leichenpräparate hinsichtlich der Bänder und ihres genauen Verlaufs untersucht:

Im Durchschnitt findet sich für das Ligamentum fibulotalare anterius ein Ansatzpunkt 10 mm proximal der Fibulaspitze gelegen mit einer Ausdehnung der Insertion von 8 mm in distaler Richtung und 5,4 mm in medio-lateraler Richtung. Das Band ist insgesamt durchschnittlich 7,2 mm breit und 24,8 mm lang; wobei es oft zweigeteilt verläuft.

Das Ligamentum fibulocalcaneare zeigt bei Rechtwinkelstellung des Fußes im Durchschnitt einen Winkel von 133° zur Fibula, eine Breite von 5,3 mm und eine Länge von 35,8 mm. Der fibulare Ansatz befindet sich 8,5 mm proximal der Fibulaspitze mit einer Ausdehnung von 8,2 mm proximal-distal und 6,2 mm medio-lateral. Der calcaneare Ansatzpunkt befindet sich

Einleitung

13 mm distal des Subtalargelenkes mit einer Ausdehnung von 10 mm proximal – distal und 8,2 mm planto-dorsal.

Das Ligamentum fibulotalare posterius zeigt eine durchschnittliche Breite von 6 mm und eine Länge von 24,1 mm. Der Ansatzpunkt fibular befindet sich 9,7 mm proximal-dorsal der Fibulaspitze mit einer Ausdehnung von 10,1 mm in anterior-posteriorer Richtung und 6,9 mm in proximal-distaler Richtung.

2.2.3. Das mediale Bandsystem

Das mediale Bandsystem, Ligamentum mediale, wird aufgrund seiner Form auch „**Ligamentum deltoideum**“ genannt.

Es besteht aus insgesamt vier Bandzügeln, die sich teilweise überlagern. Die oberflächennahen Fasern ziehen sich über das obere und untere Sprunggelenk, die tiefen Bänder stabilisieren ausschließlich die Articulatio talocruralis und verstärken die Gelenkkapsel.

Es erstreckt sich vom Malleolus medialis bis zur Tuberrositas ossis naviculare, zum medialen Rand des Ligamentum calcaneonaviculare plantare und zum Sustentaculum tali des Calcaneus.

Das vordere Band verläuft vom vorderen distalen Tibiaende bis an den Talushals, das hintere Band von dem distalen hinteren Tibiaende bis an das Tuberculum mediale des Processus posterior tali.

Der seitliche Bandapparat ist für die Stabilität des oberen Sprunggelenkes verantwortlich. Die vorderen Bandzüge (Pars tibiotalaris anterioris und Pars tibionavicularis) des Lig. deltoideum sowie das Lig. talofibulare anterius sichern das Gelenk in Plantarflexionsstellung.

Die mittleren Anteile (Lig. calcaneofibulare und Pars tibiocalcanea) des Lig. deltoideum stabilisieren vor allem in der Frontalebene und wirken einer Deviation des Fußes nach medial (Varusstellung) oder lateral (Valgusstellung) entgegen.

Das Lig. talofibulare posterius und die Pars tibiotalaris posterior des Lig deltoideum sind bei Dorsalextension maximal angespannt (35, 62,68,78).

2.2.4. Syndesmosis tibiofibularis

Die Artikulation zwischen Fibula und Tibia ist in 3 Etagen angelegt.

Gray (28) unterscheidet dabei eine proximale tibiofibulare Syndesmose, die Membrana interossea cruris und die distale tibiofibulare Syndesmose:

- Die proximale Syndesmose entspricht einem wenig mobilen syndesmalen Gelenk, das von den Ligamenta capitis fibulae anteriora und posteriora geführt wird. Der vordere Zügel verläuft nahezu horizontal vom Tuberculum Gerdyi zur Spitze des Fibulaköpfchens. Der hintere Zügel ist kurz, verläuft schräg von medial nach lateral absteigend unterhalb des Ansatzes des Musculus popliteus vom Tibiakopf zum dorsalen Aspekt des Fibulaköpfchens.
- Die Membrana interossea cruris (MIC) stellt eine mechanische relativ schwache Bandverbindung dar, deren fibröse aponeurotische Fasern von der Margo interossea tibiae, von medial nach lateral absteigend, zur Margo interossea fibulae, in einem Winkel von 70° zur Fibulalängsachse ziehen. Knapp unterhalb der oberen

Einleitung

Syndesmose passiert über eine Lücke die Arteria tibialis anterior ein Ramus perforans der Arteria fibularis, der bei Syndesmosenverletzungen rupturieren kann.

- Die distale tibiofibulare Syndesmose verbindet Schienbein und Wadenbein über bandförmige Struktur miteinander. Der unterschiedlich konkav ausgebildeten Incisura fibularis tibiae legt sich der distale Abschnitt der Fibuladiaphyse an. Die Knochen sind im Kontaktbereich von Periost bedeckt. Nur selten findet man im distalen Bereich eine dünne Schicht von Knorpelgewebe.

Die distale tibiofibulare Syndesmose wird im Wesentlichen von 5 Bandverbindungen gebildet.

Man unterscheidet anatomisch von ventral nach dorsal (27,28):

1. Das Ligamentum tibiofibulare anterius
2. Das Ligamentum tibiofibulare interosseum
3. Den distalen Anteil der Membrana interossea cruris
4. Das Ligamentum tibiofibulare posterius und
5. Das Ligamentum tibiofibulare transversale

Das Periost an der Incisura fibularis tibiae wird unmittelbar durch das Ligamentum tibiofibulare anterius und die Periostfaserung der Fibula fortgesetzt.

Eine Abspaltung des Ligamentum tibiofibulare posterius ist das Ligamentum tibiofibulare posterius transversum.

Zwischen dem Ligamentum tibiofibulare anterius und posterius liegt ein nur wenig dehnbares, schwer zerreißbares Band, welches neben Fettzellen und kollagenem Gewebe zahlreiche elastische Fasern aufweist und als Ligamentum tibiofibulare interosseum (Ligamentum malleolaris lateralis intermedium) bezeichnet wird.

Dieser auch als Syndesmosenplatte bezeichneten Struktur wird sowohl eine Puffer-, als auch eine stabilisierende Funktion zugeschrieben (1, 18,28).

In das Gewebe des Ligamentum interosseum ragt ausgehend von der Articulatio talocruralis unmittelbar an der Tibia entlang ein mit Synovialhaut ausgekleideter Spalt, Recessus tibiofibularis, der keinerlei Knorpelbelag aufweist (18).

Meist findet sich noch ein zweiter, jedoch viel weniger weit aufwärts reichender Spalt entlang der Fibula, wobei auch hier keine Knorpelzellen an der Fibula zu finden sind (21).

Der Raum zwischen diesen Synovialspalten wird von einer zottenführenden Plica synovialis tibiofibularis (interarticularis) ausgefüllt, welche meist am proximalen Rand des Fugenspaltes entspringt und mehr oder weniger weit nach distal reicht. Ein Fehlen dieser Plica synovialis ist selten, manchmal entspringt sie auch distal von der Fibula (18).

Eine intakte tibiofibulare Syndesmose ist wichtig, um eine normale Gelenkfunktion im oberen Sprunggelenk zu erhalten (1,19).

Häufig sind Syndesmosenverletzungen mit Frakturen der distalen Fibula assoziiert.

Isolierte Syndesmosenverletzungen wurden schon im Jahre 1939 von Wilson beschrieben (89).

Lauge-Hansen nannte die isolierte Ruptur des Ligamentum tibiofibulare anterius auch „die ligamentäre Fraktur“ oder Stadium I der Supinations-Eversions-Frakturen (42, 43,44).

Im Rahmen von Distorsionen des oberen Sprunggelenkes werden isolierte ligamentäre Verletzungen der Syndesmose mit einer Inzidenz von 1-11 % beobachtet und häufig als anterolaterale Sprunggelenksdistorsion fehlgedeutet (26).

3. Frakturmechanismus und Klassifikationen

Malleolarfrakturen entstehen in über 80% der Fälle durch einen Luxationsmechanismus infolge eines Sturzes oder Fehltrittes. Wesentlich seltener sind Dezelerationstraumen im Rahmen von Verkehrsunfällen (10%), durch direkte Gewalteinwirkung werden weniger als 5% der Knöchelverletzungen ausgelöst (54,59).

Die Morphologie und das Ausmaß der Verletzung werden von der Stellung des Fußes und die Richtung der einwirkenden Kraft zum Unfallzeitpunkt bestimmt. Lauge-Hansen hat aufgrund klinischer Beobachtung und experimenteller Untersuchung eine Verbindung zwischen Pathomechanismus und Frakturmorphologie hergestellt (42-45).

Die resultierende genetische Klassifikation ist somit sowohl für das Verständnis des Frakturmechanismus als auch für die Beurteilung der Stabilität und die unmittelbare Therapiewahl wertvoll.

3.1. Lauge-Hansen Klassifikation:

Die Bezeichnung der 4 Grundtypen der Sprunggelenksverletzungen setzen sich aus der Stellung des Fußes (Pronation/ Supination) und der Richtung der Gewalteinwirkung auf den Talus (Abduktion/ Adduktion/ Außenrotation/ Eversion) zum Unfallzeitpunkt zusammen (42-44,57).

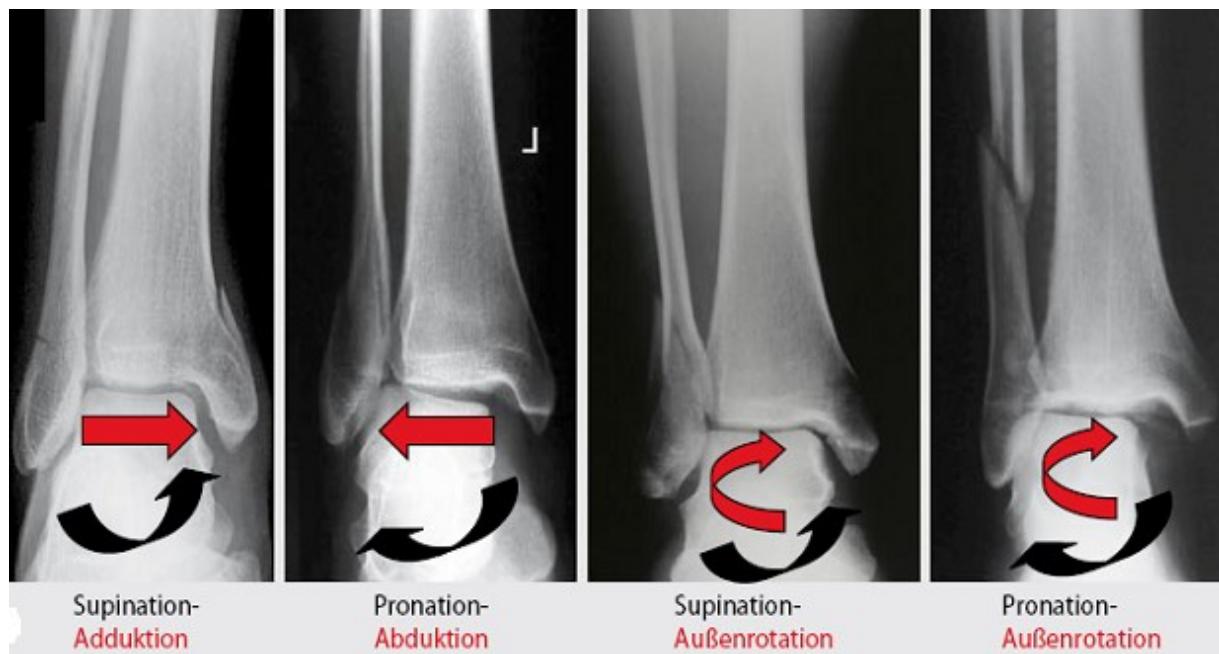


Abb. 2 Darstellung der Frakturtypen nach Lauge-Hansen (57)

Die relative Häufigkeit konnte anhand größerer Fallstudien bestimmt werden (57):

Einleitung

1. Supinations-Adduktions-Fraktur	5-20%
2. Pronations-Abduktions-Fraktur	5-21%
3. Supinations-Eversions-Fraktur	40-75%
4. Pronations-Eversions-Fraktur	7-24%

3.1.1. Supinations-Adduktions-Fraktur:

Sie entsteht durch axiale Gewalteinwirkung auf den supiniert stehenden Fuß, wodurch eine forcierte Adduktion des Talus resultiert.

Im ersten Stadium kommt es zu einer distalen, infrasyndesmalen Fibulafraktur ggf. mit begleitender Verletzung des lateralen Bandapparates.

Setzt sich die adduzierende Gewalt in Richtung auf den Innenknöchel fort, entsteht eine durch die Hebelwirkung des Talus fast vertikal verlaufende Innenknöchelfraktur.

Bei hoher Energie tritt begleitend zur Innenknöchelfraktur eine Impression des medialen Tibiaplafonds auf. Die typische Morphologie der Innenknöchelfraktur erlaubt Rückschlüsse auf den Verletzungsmechanismus auch bei rein ligamentärer Verletzung der lateralen Strukturen (42-44).

3.1.2. Pronations-Abduktions-Fraktur:

Ihr liegt prinzipiell ein entgegengesetzter Pathomechanismus zugrunde. Die axiale Gewalteinwirkung auf den pronierten Fuß, d.h. mit erhöhter Außenkante, erzeugt eine forcierte Abduktion des Talus in der Malleolengabel.

Zunächst entsteht eine horizontal verlaufende Fraktur des Innenknöchels, selten eine Deltabandruptur. Bei fortgesetzter Gewalteinwirkung kommt es zu einer Ruptur des hinteren und vorderen Syndesmosenbandes bzw. einem Ausriß des hinteren Kanten (=Volkmann) dreieckes. Die proximalen Fasern des Ligamentum tibiofibulare interosseum und die distalen Anteile der Membrana interossea bleiben intakt, sodass nicht notwendigerweise eine Syndesmoseninsuffizienz resultiert. Im fortgeschrittenen Stadium entsteht eine indirekte Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose, welche aufgrund des Abduktionsmechanismus typischerweise einen lateralnen Biegungskeil aufweist.

Regelhaft entstehen durch den indirekten Mechanismus auch Trümmerzonen der distalen Fibula, welche die anatomische Reposition erschweren und die Syndesmosenstabilität beeinträchtigen können, auch wenn aufgrund der Frakturhöhe keine komplette Syndesmosenruptur vorliegt (42-44).

3.1.3. Supinations-Eversions-Fraktur:

Diese häufige Fraktur resultiert aufgrund der Rotation des Unterschenkels gegen den in Supinationsstellung fixierten Fuß eine Außenrotation des Talus in der Sprunggelenkgabel. Die Krafteinwirkung beginnt am vorderen Syndesmosenband, welches auch knöchern am

Einleitung

tibialen Ansatz („Tubercule de Chaput“) oder der Fibula („Wagstafffragment“) ausreißen kann.

Die Außenrotation des Talus führt bei fortgesetzter Gewalteinwirkung zur klassischen transsyndesmalen schräg bis spiralförmig verlaufenden Fibulafraktur, welche auf Höhe des Tibiaplafonds beginnt und unterschiedlich weit nach proximal zieht.

Durch den typischen ansteigenden Frakturverlauf von anterokaudal nach posteriorekranial bleiben das Ligamentum tibiofibulare interosseum und posterius sowie die Membrana interossea in diesem Stadium unverletzt und die Syndesmose stabil.

Eine relevante Instabilität entsteht erst, wenn die zirkulär fortwirkende Kraft zu einer Ruptur des hinteren Syndesmosenbandes führt. Jedoch bleiben auch in diesem Stadium Membrana interossea und Ligamentum tibiofibulare interosseum intakt, sodass die anatomische Refixation der tibiofibularen Bänder die Stabilität des Syndesmosenkomplexes wieder herstellt (42-44).

3.1.4. Pronation-Eversions-Fraktur:

Sie entsteht durch den prinzipiell gleichen Außenrotationsmechanismus des Talus, welcher jedoch in Pronationsstellung des Fußes in Dorsalextension erfolgt. Der Talus stellt sich dadurch mit dem breiten Anteil der Trochlea in der Sprunggelenkgabel ein und schlägt zunächst den Innenknöchel horizontal weg bzw. führt zu einer Deltabandruptur. Bei fortgesetzter Außenrotation des aus einer medialen Aufhängung befreiten und dadurch in eine Valgusfehlstellung eintretenden Talus resultiert in einer kompletten Ruptur des Ligamentum tibiofibulare anterius, interosseum und posterius und somit in einer Syndesmoseninstabilität.

Im weiteren Verlauf entsteht durch die Varusstellung des Talus und Ruptur der Syndesmose eine hohe, suprasyndesmale Fibulafraktur.

Im letzten Stadium schließlich rupturiert das Ligamentum tibiofibulare transversum als letzter verbliebener Stabilisator des Talus in der Knöchelgabe (43-45).

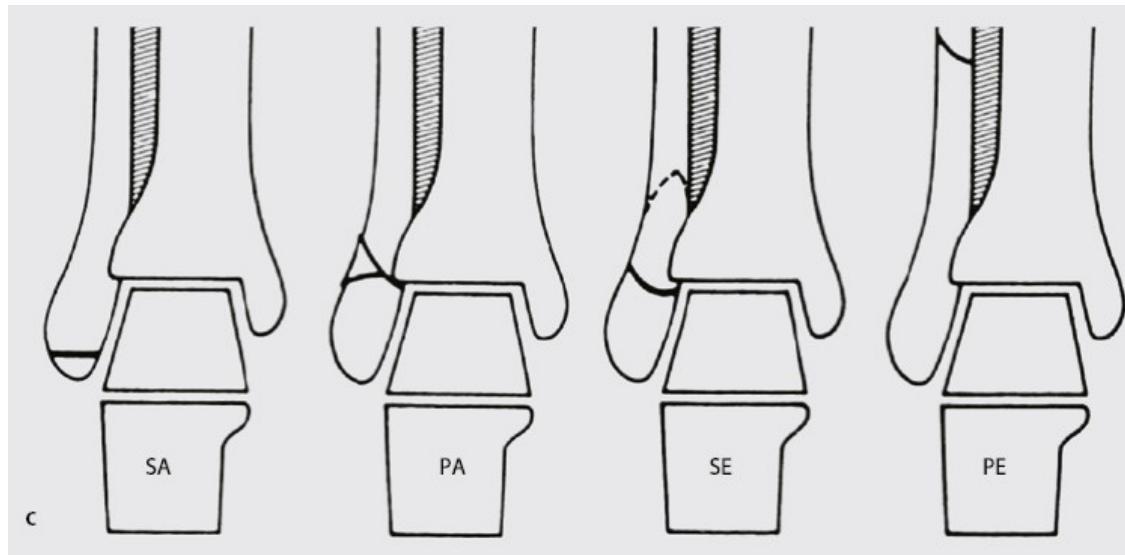


Abb. 3: Schematische Darstellung der Frakturtypen nach Lauge- Hansen (57)

3.2. Danis-Weber- und AO-Klassifikation

In seinem Standardwerk über die Verletzungen des oberen Sprunggelenkes griff Weber die pathologisch-anatomische Klassifikation des belgischen Chirurgen Danis aus dem Jahre 1949 auf, welche sich ausschließlich auf die Frakturhöhe der Fibula in Bezug auf den Syndesmosenkomplex bezieht (51,83).

Sie unterscheidet für die Luxationsfrakturen zwischen infrasyndesmaler Fibulafraktur (Typ A) mit intakter Syndesmose, transsyndesmaler Fraktur (Typ B), bei welcher der Syndesmosenkomplex meist verletzt, jedoch nicht notwendigerweise instabil ist, und den generell instabilen suprasyndesmalen Frakturen (Typ C). Diese Frakturklassifikation hat sich aufgrund ihrer Einfachheit für die alltägliche Anwendung rasch durchgesetzt.

Verletzungen der medialen, anterioren und posterioren Strukturen finden bei dieser Klassifikation keine Berücksichtigung.

Die AO-Klassifikation ergänzt die von Danis und Weber vorgenommene Einteilung um nach der Schwere der Begleitverletzungen ansteigende Untergruppen(A1.1 bis C3.3]. Sie erlaubt damit insbesondere eine therapierelevante Differenzierung der Weber-B-Frakturen in stabile und instabile Frakturtypen. Während B1-Verletzungen isolierte Außenknöchelfrakturen darstellen, tritt bei B2-Verletzungen eine Fraktur des Innenknöchels hinzu, womit eine instabile Situation vorliegt.

Analog kann zwischen stabilen (A1) und instabilen (A2) Typ A-Verletzungen mit Beteiligung des Innenknöchels unterschieden werden. Die Untergruppen erlauben jedoch keine eindeutigen Rückschlüsse auf den Frakturmechanismus.

Im Sprachgebrauch hat sich zudem eine rein deskriptive Einteilung nach uni-, bi- oder trimalleolären (letztere erstmals von Cotton 1915 als „new type fracture“ bezeichnet) Sprunggelenksfrakturen eingebürgert (51).

Die kräftige hintere Tibiakante tritt hier gewissermaßen als „dritter Knöchel“ hinzu. Das entstehende Fragment wurde erstmals im Jahre von Earle 1828 beschrieben. Im deutschen Sprachraum wird es in Analogie zu dem von Volkmann 1875 erstmalig versorgten ventralen Kantenfragment als „hinteres Volkmann- Dreieck“ bezeichnet (51).

AO-Klassifikation (modif.nach MÜLLER) der distalen Tibia und Fibula

Lokalisation - Frakturtyp	Beschreibung des Frakturtyps	Untergruppe	Beschreibung der Untergruppe
Distale Tibia			
43-A	Extra-artikuläre Fraktur	A1 A2 A3	... metaphysär einfach ... mit metaphysärem Keil ... metaphysär komplex
43-B	Partielle Gelenkfraktur	B1 B2 B3	... reine Spaltung ... Impression mit Spaltung ... mehrfragmentär mit Impression
43-C	Vollständige Gelenkfraktur	C1 C2 C3	... artikular einfach, metaphysär einfach ... artikular einfach, metaphysär mehrfragmentär ... artikular mehrfragmentär
Malleolen			
44-A	Infrasyndesmale Läsion	A1 A2 A3	... isoliert ... mit Fraktur des Malleolus medialis ... mit posteromedialer Fraktur
44-B	Transsyndesmale Fibulafraktur	B1 B2 B3	... isoliert ... mit zusätzlicher medialer Läsion ... mit zusätzlicher medialer Läsion und Volkmann-Fraktur (posteriorlaterales Kantenfragment)
44-C	Suprasyndesmale Läsion	C1 C2 C3	... diaphysäre Fibulafraktur, einfach ... diaphysäre Fibulafraktur, mehrfragmentär ... proximale Fibulaläsion

Abb.4: Übersicht über die AO-Klassifikation der distalen Tibia und Fibula (51)

4. Diagnostik:

4.1. Klinik

Klinisch können sich Frakturzeichen, wie z.B. Fehlstellung, begleitender Weichteilschaden und Deformitäten erkennbar zeigen. Erkennbar ist, als unsicheres Frakturzeichen, eine lokalen Schwellung, subkutanes Hämatom (Ekchymose) und Druckschmerz über der Knöchelregion. Die Beweglichkeit ist schmerhaft eingeschränkt.

Bei Luxationsfrakturen sollte auf eine axiale Fehlstellung und/oder knöcherne Prominenz geachtet werden. (46,81)

Bei der klinischen Untersuchung des Sprunggelenkes sollte neben Innen- und Außenknöchel auch die Fibula über ihrer gesamten Länge palpiert werden, um eine hohe Fibulafraktur im Rahmen einer Maisonneuve-Verletzung auszuschließen (57,58).

4.2. Bildgebende Diagnostik

Als Standard zur Frakturnachsicherung werden Röntgenaufnahmen a.p und seitlich durchgeführt. Bei Röntgenaufnahmen in 20° Innenrotation erfolgt eine so genannte „true-a.p.“ Aufnahme; diese erlaubt eine orthograde Einsicht des Innenknöchels und des medialen Gelenkspaltes. Die Syndesmose kann durch die vollzogene Innenrotation gut abgegrenzt werden. (Gabelaufnahme, engl. „mortise view“).

Bei einer Schrägaufnahme von 45° lassen sich knöcherne Bandausrisse im Bereich der anterolateralen Tibiakante erkennen. Mit langen Aufnahmen des Unterschenkels werden Maisonneuvefrakturen diagnostiziert (50,56).

Neben der Beurteilung der medialen und lateralen radiologischen Gelenkspaltbreite ist auf die Weite des fibulotibialen Abstands 1 cm oberhalb des Gelenkspalts (frz. „ligne claire“ nach Chaput, engl. „tibiofibular clear space“) bzw. die tibiofibulare Überlappung als Maß für die Syndesmosenstabilität zu achten (56):

- Eine Verbreiterung der „ligne claire“ über 5 mm ist ein Hinweis auf das Vorliegen einer relevanten Syndesmosenverletzung oder chronischen Syndesmoseninsuffizienz, wobei die Gegenseite aufgrund individueller Schwankungen zum Vergleich, in Zweifelsfällen eine CT, herangezogen werden sollte.
- Auf eine radiologische Erweiterung des medialen Gelenkspalts („medial clear space“) im Vergleich zum oberen Gelenkspalt als Zeichen einer Subluxationsstellung des Talus nach lateral ist ebenfalls zu achten

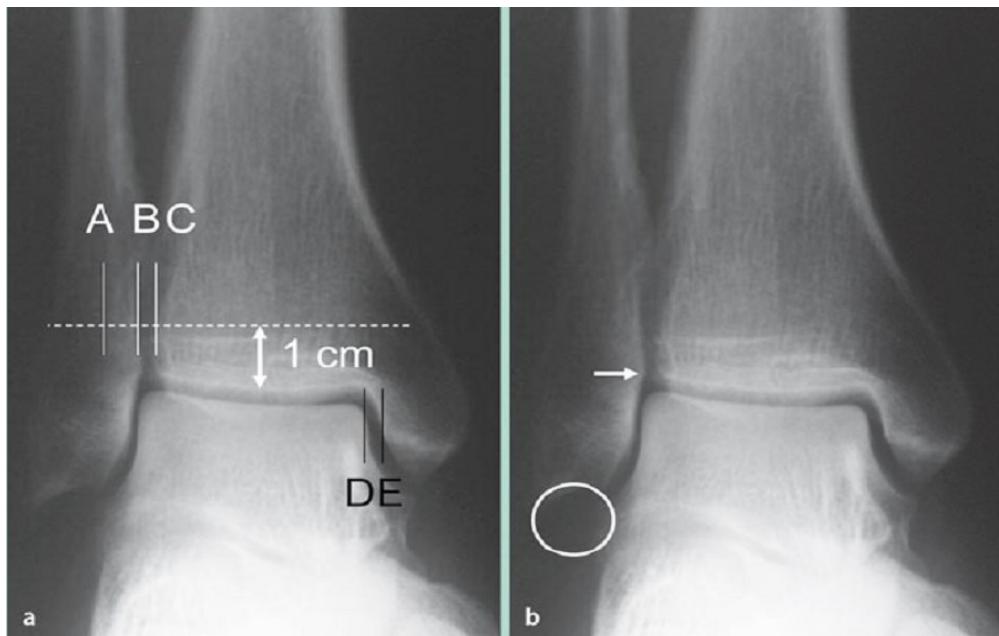


Abb. 5: Radiologische Parameter zur Einschätzung der Syndesmosenweite in der Röntgenaufnahme mit 20° Innenerotation
AB= tibiofibulare Überlappung
BC= tibiofibulare Distanz
DE= mediale Gelenkspaltweite (mediale clear space) (56)

Die Erweiterung des medialen Gelenkspalts gegenüber dem oberen Gelenkspalt von mehr als 1 mm bzw. eine totale Weite des medialen Gelenkspalts von 4 mm und mehr gelten als Kriterium für das Vorliegen einer Instabilität der Knöchelgabel.

b) Nützliche radiologische Parameter zur intra-und postoperativen Kontrolle einer korrekten Fibulalänge sind im „mortise-view“ die Projektion des proximalen Endes der fibularen Gelenkfläche („Weber-Nase“) auf das Tibiaplatond, sowie die Fortsetzung der Kontur der Fibulaspitze am Proc. lateralis (fibularis) tali auf einem Kreis („Weber-Kreis“) (56).

Zum Ausschluss einer Bänderverletzung bzw. zur Stabilitätsprüfung besteht die Möglichkeit so genannte „gehaltene Aufnahmen“ durchzuführen. Die Beurteilung der eventuellen Pathologie erfolgt dabei immer in Bezug zur Gegenseite und erst nach Konsolidierung der Weichteile und Abnahme der Schmerzen des Patienten.

Dabei können mittels SCHEUBA-Halteapparat, in dem das Sprunggelenk mit 15 kp in Richtung der Taluskippung und des Talusvorschub belastet wird, mögliche Pathologien abgeschätzt werden (56). Eine Schwerkraft-getriggerte Röntgenaufnahme in Seitlage kann Syndesoseninsuffizienzen detektieren helfen und somit instabile von stabilen Frakturkonstellationen zu unterscheiden. Zur Beurteilung einer vermutlich stabilen Fraktur können auch Belastungsaufnahmen im Stehen erfolgen.

Computertomographie

Bei unklaren radiologischen Befunden, zur präoperativen Planung bei komplexen Frakturen, bei fraglichen Talusbegleitverletzungen (zum Beispiel: Impressionsfraktur des Talus) und zur Größenbestimmung eines posterolateralen Kantendreiecks kann in der präoperativen Diagnostik eine Computertomographie mit herangeführt werden (72).

Einleitung

Magnetresonanztomographie (MRT)

Bei einem Verdacht auf eine isolierte Syndesmosenruptur, ggf. mit zusätzlichem Volkmann Dreieck, zur Diagnostik bei möglicher pathologischer Fraktur (primärer Knochentumor, Metastase) und zur Abklärung ligamentärer Verletzungen wird laut Literatur immer ein MRT empfohlen (91).

Als weitere Möglichkeiten zur Evaluierung einer Syndesmosenverletzung wurden die Sonographie und die Arthrographie beschrieben. Bei diesen Verfahren werden erhebliche Raten an falsch-positiven und falsch-negativen Ergebnissen gefunden.

Insgesamt ist die Diagnostik der isolierten Syndesmosenruptur relativ schwierig und verlangt viel klinische Erfahrung. Im Zweifelsfall sollte die Syndesmose arthroskopisch inspiziert werden (56).

5. Frakturversorgung / Osteosyntheseverfahren:

Um eine Druckschädigung der Weichteile durch dislozierte Frakturen zu minimieren, sollte eine unverzügliche Reposition mit anschließender Retention in einer Gipsschiene erfolgen. Vor und nach Reposition sollte die Durchblutung, Motorik und Sensibilität beurteilt und dokumentiert werden (46,81).

Ziel der operativen und konservativen Therapie ist die Wiederherstellung der Anatomie; d.h. der Gelenkverhältnisse zu erreichen.

Dadurch kann im weiteren Verlauf eine posttraumatische Arthrose minimiert oder vermieden werden (53, 59,84).

5.1. Konservative Therapie:

Eine konservative Therapie ist möglich, wenn die anatomische Vorgabe im Bereich der Malleolengabel besteht oder durch eine geschlossene Reposition sicher erreicht und mittels Retentionsverfahren erhalten werden kann.

Indikation:

- Nicht oder gering-dislozierte infrasyndesmale Frakturen der Fibula (Weber A/ nach AO: A1-A3)
- B1 Frakturen
- Nicht oder nur gering dislozierte Frakturen des Malleolus medialis
- Schwere Kontraindikationen zur Operation: Komorbidität, Hauteffloreszenzen im Zugangsbereich, Narkoseunfähigkeit, ...etc.
- Ausdrücklicher Patientenwunsch

Nach Abschwellung erfolgt die Ruhigstellung entweder mittels zirkulärem Unterschenkelgips oder Sprunggelenksorthese für mindestens 6 Wochen. Dabei sollte begleitend, unter Berücksichtigung der Weichteile, der Stabilität der Fraktur und der Compliance des Patienten, eine funktionelle, schmerzabhängige Nachbehandlung erfolgen.

Um eine sekundäre Dislokation zu detektieren sollten regelmäßige Röntgenkontrollaufnahmen erfolgen (48,55).

Einleitung

5.2. Operative Therapie:

Indikationen für ein operatives Vorgehen mit Rekonstruktion des Gelenkes sind:

- Dislozierte, nicht reponierbare oder retinierbare B1 Frakturen
- Alle weiteren B- und C-Frakturen
- Offene Frakturen
- Gefäß- und Nervenbeteiligung
- Maisonneuve-Verletzung
- Frakturen des Volkmann-Dreieckes ($>1/4\text{--}1/5$ der Gelenkfläche)
- Kompartmentsyndrom

Die günstigste Operationszeit liegt innerhalb der ersten 6 Stunden nach erfolgter Fraktur, da sich die Schwellung noch nicht maximieren konnte (82).

Im Alltag wird diese Grenze durch vielerlei Gründe überschritten, so dass eine geschlossene Reposition erfolgen sollte und die Reposition mittels ungeschlossenen Unterschenkelgipses gehalten wird.

Bei Luxationsfrakturen mit hochgradiger Instabilität sollte eine temporäre Retention durch gelenkübergreifenden Fixateur externe erfolgen, wenn eine Primärversorgung nicht möglich ist.

Nach Abschwellung der umgebenden Weichteile kann die definitive Versorgung der jeweiligen Frakturen geplant werden.

Die operative Behandlung beinhaltet:

- Anatomisch exakte Rekonstruktion des Knochens
- Wiederherstellung des Kapsel-Band-Apparates mit Syndesmosenkomplex
- Entfernung oder Refixation von chondralen Fragmenten

Zur operativen Fixation von Knöchelbrüchen sollten stabile Implantate wie Schrauben, Dittelrohrplatten (ggf. auch winkelstabile Implantate) und Zuggurtungsosteosynthesen verwendet werden.

Eine rupturierte Syndesmose kann laut Weigel et al. bei nur wenig Dislokation der Gabel mittels Naht versorgt werden (85).

Bei ausgeprägter Instabilität der Syndesmose wird nach Reposition eine fibulo-tibiale Stellschraube implantiert (2, 9, 12, 60, 85).

6. Intra- und postoperative radiologische Verfahren

6.1. Begriff der Dosimetrie

Ionisierende Strahlen lassen sich entweder als Teilchen (z.B. Elektronen, Alpha/Beta-Teilchen) oder als elektromagnetische Welle, auch Photonen oder Quanten genannt, betrachten. Je nach ihrer Energie, Ladung und Größe können sie Materie durchdringen und mit dieser in Wechselwirkung treten, wobei ein Teil ihrer Energie verloren geht und nur durch Anregungs- oder Ionisationsprozesse auf die Materie übertragen wird. Die Einwirkung

Einleitung

ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper wird Strahlenexposition genannt. Die dabei zugeteilte Menge ist die „Dosis“. Im Strahlenschutz sind verschiedene Dosisgrößen gebräuchlich (10,41).

Energiedosis:

Die auf eine bestimmte Masse bezogene absorbierte Strahlenenergie wird als Energiedosis bezeichnet. Es gilt: Energiedosis ist die absorbierte Strahlemenge/bestrahlte Masse. Die SI-Einheit ist Gray(Gy)=1Joule/kg.

Dosisleistung:

Die Dosisleistung H ist der Differentialquotient der Dosis nach der Zeit. Sie ist ein Maß für die Geschwindigkeit der Dosiszunahme. Es gilt: $H=dH/dt$. Die SI-Einheit ist hierfür Sv/h. so beträgt z.B. die mittlere natürliche Strahlenexposition pro Kopf in Deutschland ca. 2,1 mSv/Jahr.

Organdosis:

Je nach Art der ionisierenden Strahlen kann die biologische Wirkung unterschiedlich stark ausgeprägt sein. Die Organdosis ist definiert als die in einem bestimmten Organ durch ionisierende Strahlungsart R aufgenommenen Energiedosis multipliziert mit dem sogenannten Strahlungs-Wichtungs-Faktor Wr, welcher aus experimentellen Werten der biologischen Wirksamkeit ermittelt wird und ein Maß für die zu erwartende Strahlengefährdung einer Strahlungsart darstellt. Man unterscheidet hierbei z.B. locker ionisierende Strahlung (Röntgenstrahlen) von dicht ionisierender Strahlung (z.B. n-Strahlung).

Es gilt: Organdosis= Energiedosis x Strahlungs-Wichtungs-Faktor. Die SI Einheit ist dabei Sievert (Sv).

Effektive Dosis:

Die Effektive Dosis E ist ein Maß für die Strahlenwirkung auf den gesamten Körper bzw. stellt ein Maß für das stochastische Risiko somatischer und vererbbarer Schäden dar. Sie ist die Summe der gewichteten Organdosen.

Die effektive Dosis einer Untersuchung des Sprunggelenkes liegt bei 0,07 mSv. Bei einer konventionellen Röntgen-Thoraxaufnahme beträgt die effektive Dosis 0,73 mSv und bei einer Beckenaufnahme 0,56 mSv (41).

6.2. Dosismessgrößen in der Röntgen-und CT-Diagnostik

In der konventionellen Röntgendiagnostik wird als Dosisgröße vor allem das so genannte Dosis-Flächen Produkt (DFP; Einheit Gy/ cm²) verwendet. Dieses unterliegt dem Abstandsgesetz für punktförmige Strahlungsquellen und ist somit abstandsabhängig. Die direkt auf die Körperoberfläche auftretende Strahlung wird mit der Einfallsdosis D quantifiziert. Dabei gilt: Einfallsdosis=DFP/Fläche (7,10).

In der CT-Diagnostik existieren zwei Verfahren, um die Strahlenbelastung zu messen. Bei der ersten Methode berechnet man die effektive Dosis über die Messung der sogenannten Achsendosis frei in Luft und anschließender Umrechnung in Organäquivalentdosen unter Verwendung von speziellen rechnerisch ermittelten Konversionsfaktoren. Unter der Achsendosis versteht man die Energiedosis in Luft in Bezug auf die Rotationsachse. Sie wird mit Hilfe einer zylindrischen Messkammer entlang der Longitudinalachse gemessen und als sog. Dosis-Längen-Produkt (Einheit: mGy/cm) gekennzeichnet.

Einleitung

Die zweite Methode ist die Bestimmung des sog. CT-Dosis-Index (CTDI/ mGy). Der CTDI wird anhand von anthromorphen Phantomen ermittelt und errechnet sich aus dem Integral des Dosisprofils einer Einzelschicht senkrecht zur Schnittebene (7).

6.3. Intraoperative Bildgebung

Die intraoperative Bildgebung wird routinemäßig während und zum Abschluss der Operation durch konventionelle Bildverstärker durchgeführt.

Nachteil dieser Durchleuchtungssysteme ist eine eingeschränkte Visualisierung und Beurteilbarkeit der dreidimensionalen Sprunggelenksregion bei komplexen Verletzungen und bei der exakten Beurteilbarkeit der Stellung der Fibula in der tibialen Inzisur (63).

Die korrekte Position der Fibula in der tibialen Inzisur kann nur anhand indirekter und unzuverlässiger radiologischer Kriterien wie dem „Espace Claire“, dem „tibiofibularen Overlap“ und dem „Medial Clear Space“ beurteilt werden (57,82).

Zudem ist die Bildqualität bei der einfachen Fluoroskopie im Vergleich zu einer herkömmlichen Radiografie vermindert.

Anfang des neuen Jahrtausends wurden sogenannte 3D-Bildverstärker durch mehrere Firmen entwickelt und auf dem Medizingerätemarkt eingeführt, die aus einer Serie von Durchleuchtungsbildern um ein definiertes Iso-Zentrum multiplanare dreidimensionale Rekonstruktionen errechnen und dem Operateur eine CT-äquivalente Rekonstruktion der gescannten Region liefern. Somit ist es den Operateur möglich, die Implantatlage und die Reposition sicherer zu beurteilen und eine nötige Korrektur in gleicher Sitzung durchzuführen (30, 32,37,74).



Abb. 6: Darstellung eines 3D- Scans aus unserer Studie

6.4. Postoperative Bildgebung

Nach osteosynthetischer Versorgung der Sprunggelenksverletzung ist eine konventionelle Röntgenuntersuchung des oberen Sprunggelenkes in 2 Ebenen die etablierte Standarduntersuchung (46,72).



Abb.7: Operativ versorgte Sprunggelenksfraktur in zweidimensionaler Darstellung/
Röntgenabteilung Universitätsmedizin Rostock

Die sichere Beurteilung der Stellung der Fibula in der Inzisur der distalen Tibia nach operativ behandelten Syndesmosenverletzungen ist, aus den bereits genannten Gründen, durch konventionelle Röntgenaufnahmen nicht mit ausreichender Zuverlässigkeit möglich. Allein die postoperative Computertomografie erlaubt eine exakte Beurteilung des OP-Ergebnisses. Durch die postoperative CT können weiterhin Probleme wie intraartikuläre Flakes, verbliebene Gelenkstufen, Gelenkfehlstellungen und fehlplatziertes Implantatmaterial besser detektiert werden als durch die herkömmliche zweidimensionale konventionelle Bildgebung. Die Computertomografie gibt uns die zusätzliche Möglichkeit einer Achsenanalyse und Rotations (Torsions-) kontrolle der Fibula im Vergleich zur gesunden Gegenseite (38,82)

7. Problemstellung

Je nach Art und Ausmaß der knöchernen und ligamentären Verletzung erfolgt die Wiederherstellung der Anatomie durch verschiedene operative Techniken. Bei Beteiligung der Syndesmose ist nach den aktuellen Leitlinien der Gesellschaft für Unfallchirurgie unter anderem die Platzierung einer Stellschraube vorgesehen (46).

Fehlplatzierungen der Fibula in der distalen tibialen Inzisur durch fibulotibiale Stellschrauben im Bereich des oberen Sprunggelenkes sind ein relevantes Problem. Bleibt die Fehlposition im fibulotibialen Bereich unerkannt, kann es durch die fehlverheilungsbedingte Inkongruenz der Knöchelgabel im Verlauf zur Ausbildung einer posttraumatischen OSG-Arthrose kommen.

Fehlstellungen der Fibula lassen sich weder durch eine intraoperative Durchleuchtung noch eine postoperative Röntgenkontrolle sicher detektieren. Nur durch eine postoperative CT lassen sich relevante Fehlstellungen der Fibula in der distalen tibialen Inzisur zuverlässig diagnostizieren. Eine zweite Operation ist zur Korrektur notwendig.

Durch neuartige 3D-Bildverstärker besteht die Möglichkeit, mittels einer dreidimensionalen Bildgebung relevante Fehlstellungen und Osteosynthesefehler bereits intraoperativ zu erkennen und sofort zu korrigieren.

8. Ziel

Ziel unserer Studie war es, zu klären, ob durch eine 3D-Bildverstärkeruntersuchung relevante Fehlstellungen nach Fixation der Fibula durch Stellschrauben in der tibialen Inzisur bereits intraoperativ erkannt und korrigiert werden können.

Dazu gilt es zu beweisen, dass der 3D-Scan in Abbildung und Genauigkeit der Computertomographie gleichbürtig ist. Des weiteren gilt es Parameter und Grenzen zu finden, die eine korrekte Position der Fibula in der Inzisur der Tibia beschreiben und für den Operateur verifizieren können, da der Vergleich mit der gesunden Gegenseite im Gegensatz zur CT nicht besteht.

Eine valide intraoperative Dokumentation der durchgeführten Operation würde das Risiko eines Zweiteingriffes erheblich senken und durch Vermeidung einer postoperativen Computertomographie die Strahlenbelastung und die Kosten erheblich reduzieren.

9. Material und Methoden

9.1. Überblick

Die vorgestellte Studie erfassste prospektiv 56 Patienten der unfallchirurgischen Abteilung des Universitätsklinikums Rostock, bei denen zwischen September 2007 und Dezember 2009 eine Verletzung des oberen Sprunggelenkes mit versorgungspflichtiger Ruptur der Syndesmose operiert wurde. Die Versorgung der Syndesmosenverletzung erfolgte durch Reposition und Platzierung von ein oder zwei Stellschrauben.

Die Platzierung der Stellschraube(n) erfolgte nach Reposition und temporärer Fixation der Fibula in der tibialen Inzisur unter herkömmlicher radiologischer Kontrolle mittels zweidimensionaler Darstellung durch den C-Bogen.

Nach abgeschlossener Versorgung der Sprunggelenksverletzung wurde vor dem Wundverschluss ein intraoperativer 3D-Scan mit dem Ziehm Vario 3D Bildverstärker durchgeführt. Alle verantwortlichen Operateure waren in die Funktion des Gerätes eingewiesen und über die erweiterten Abbildungsmöglichkeiten informiert.

Der Einsatz des Ziehm Vario 3D Bildverstärkers diente dabei der Überprüfung des fluoroskopisch für korrekt befundenen Operationsergebnisses auf der betroffenen Seite. Eine vergleichende Scan-Diagnostik auf der kontralateralen Seite wurde nicht durchgeführt. Vor dem 3D-Scavorgang wurde der Operationssitus zusätzlich zirkulär steril abgedeckt.

Wurden Fehllagen des Osteosynthesematerials unzureichende Gelenkrekonstruktionen oder andere Probleme mittels dreidimensionaler Darstellung diagnostiziert, erfolgte eine sofortige Korrektur der Osteosynthese mit anschließender Überprüfung durch einen erneuten 3D-Scan.

9.1.1. Methodik

Alle Patienten wurden auf einem Carbontisch gelagert. Das kontralaterale, nicht verletzte Bein wurde auf einer Beinschale ausgelagert.

Der Ziehm Vario 3D Bildverstärker wurde mittels Laserzieleinrichtung im anterior-posterioren Strahlengang über der „region of interest“ positioniert. Es erfolgte eine

Material und Methoden

Durchleuchtungsaufnahme und gegebenenfalls eine Positions korrektur des Bildwandlers mit anschließender weiterer Kontrollaufnahme zur Festlegung des Iso-Zentrums in der anterior-posterioren -Projektion. Im Anschluss wurde der Bildwandler um 90° geschwenkt, um mittels Laser und Durchleuchtungsaufnahmen die Festlegung des Iso-Zentrums im seitlichen Strahlengang abzuschließen.

Notwendige Positionsänderungen konnten mittels Bewegung des Tisches oder der C-Bogen-Einheit in vertikaler Richtung erfolgen.

Um einen kollisionsfreien 3D-Scan zu gewährleisten, wurde nach erfolgter Definition des Iso-Zentrums eine strahlungsfreie 135 °-Bewegung des C-Bogens manuell durchgeführt.

9.2. Ziehm Vario 3D

Der Ziehm Vario 3D ist ein Bildverstärker mit einem motorisierten C-Arm, der aus fluoroskopischen Daten CT-äquivalente multiplanare Rekonstruktionen errechnen kann.

Dabei werden eine kontinuierliche und gepulste Durchleuchtung und eine digitale Radiografie zur Erstellung digitaler Einzelaufnahmen verwendet.

Durch frei wählbare Positionen kann das Scan-Zentrum definiert werden ohne den Patienten auf dem Operationstisch zu bewegen. Voraussetzung für artefaktfreie Bilder ist ein möglichst metallfreies Scan-Zentrum.

Im 2D-Modus kann das Gerät als normaler Bildwandler eingesetzt werden. Die Bildauflösung liegt bei 1280 x 1024 Pixel.

Aufgrund der Erweiterung mittels Elektromotor, Orbitalbewegungen und einer Benutzeroberfläche mit einer 3D Bildbearbeitungssoftware kann das Gerät auch in einem dreidimensionalen Modus eingesetzt werden.

Die 3D-Bildgebung wird intraoperativ durch eine Bedienung über einen Touchscreen gestartet.

Der C-Bogen umfährt eine elliptische Bahn um das zuvor definierte Iso-Zentrum. Die Bahn resultiert aus der ständigen automatischen Anpassung des C-Bogens an das Scan-Zentrum durch Hub und Vorschub. Für die Bildgebung führt der motorisierte C-Arme eine Orbitalbewegung um den Patienten mit einem Maximalrotationsradius von 135° durch.

Während der Rotation wurden 120 Bilder pro 3D-Scan angefertigt aus denen anschließend die 3D-Rekonstruktion errechnet wird. Die voreingestellten Organprogramme ermöglichen eine optimale Dosisleistungs- und Bildqualitätsreglung für die zu untersuchende Körperregion und minimieren damit den Bedienungsaufwand (5).

Material und Methoden

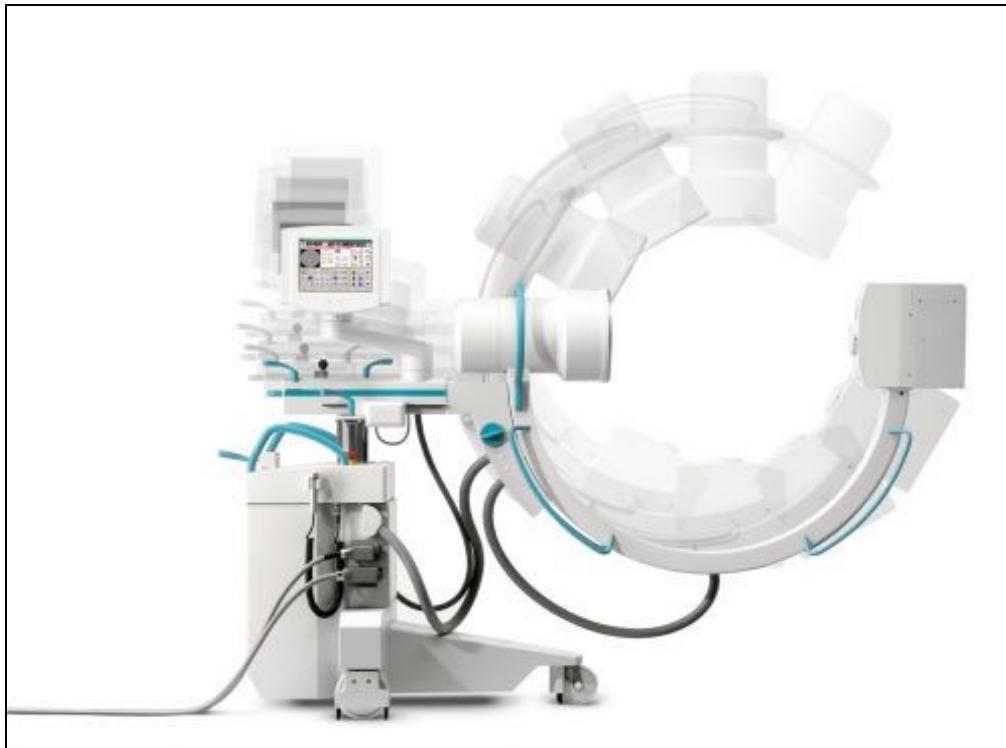


Abb.8: Abbildung eines Ziehm Vario 3D mit Rotationsbogen

Während des Scanvorganges zeigt der linke Bildschirm der Scan-Workstation die simultan aufgenommenen Projektionsaufnahmen, wobei jeweils die zuletzt aufgenommen Aufnahme abgebildet wird.

Das Gerät errechnet nach abgeschlossener Rotation um das Scan-Zentrum aus dem ermittelten Datensatz die dreidimensionale Rekonstruktion. Dieses dreidimensionale Bild entspricht einem Würfel von je 11,9 cm Kantenlänge.

Die 3 Rekonstruktionsebenen und die dreidimensionale multiplanare Rekonstruktion werden auf dem rechten Bildschirm in 4 Quadranten dargestellt.

In den errechneten transversalen, sagittalen und koronaren Rekonstruktionen kann sich nun der Untersucher in allen Richtungen mit Hilfe des Cursors (Maus) bewegen. Ein sogenannter „Cine-Modus“ (Kinoschleife) erlaubt die Darstellung des Datensatzes als rasche Abfolge der Durchleuchtbilder hintereinander.

Zur qualitativen Auswertung stehen dem Untersucher mehrere Tools wie Distanzmessung, Winkelbestimmung und Vergrößerung/Verkleinerung, zur Verfügung. Weiterhin können Kontrast und Helligkeit angepasst werden (5, 63, 74).

Der zusätzliche Zeitaufwand für den 3D-Scan (Vorbereitung, Scanvorgang, Bildberechnung, Datenauswertung) wurde protokolliert. Es erfolgte ebenfalls die Dokumentation von intraoperativen Korrekturen (Implantatwechsel, Repositionskorrektur, etc).

Material und Methoden



Abb.9: Bedienelement des Ziehm Vario 3



Abb. 10: Intraoperative Abbildung im zweidimensionalen Modus

9.3. Intraoperative Datenerhebung nach 3D- Scan

Für jeden durchgeführten 3D-Scan wurde ein spezieller Dokumentationsbogen direkt im OP ausgefüllt und folgende Daten erfasst:

1. Name und Geburtsdatum des Patienten
2. Datum der Operation
3. Name des Operateurs
4. Diagnose
5. Art der operativen Versorgung
6. Konventionelle Durchleuchtungszeit vor dem 3D-Scan
7. Dosis der konventionellen Durchleuchtung
8. 3D-Scan-Zeit
9. 3D-Scan-Dosis
10. Gesamtdurchleuchtungszeit
11. Gesamtdurchleuchtungsdosis
12. Beurteilung des OP-Ergebnisses /Stellung der Fibula in der Inzisur
13. Korrektur ja/nein
14. Dauer der Befundung
15. Einschätzung der Bildqualität
16. Subjektive Zufriedenheit mit dem 3D-Scan

9.4. Postoperative Datenerhebung

9.4.1. Patienten

Von allen beteiligten Patienten wurde postoperativ ein weiterer Datensatz erstellt. Dabei wurden folgende zusätzliche Daten aufgenommen:

Material und Methoden

1. Name und Vorname des Patienten
2. Geburtsdatum
3. Alter
4. Geschlecht
5. Größe
6. Body-Maß-Index
7. Unfallhergang
8. Unfalltag
9. Abstand Unfall-OP
10. Abstand Unfall-stationäre Aufnahme
11. OP-Datum
12. Stationärer Aufenthalt in Tagen
13. Art der Verletzung
14. Frakturklassifikation
15. OP-Dauer
16. Operateure
17. Art der Osteosynthese
18. Messdaten 3D-Scan
19. Messdaten CT betroffene Seite
20. Messdaten CT gesunde Seite

Nach operativer Versorgung der Sprunggelenksverletzung erfolgte am 3.-4. postoperativen Tag eine Computertomographie beider Sprunggelenke.

Die CT-Bilder wurden hinsichtlich der Gelenkstellung, der Implantatlage und dem möglichen Verbleib von Stufen oder intraartikulär verbliebenen Fragmenten begutachtet.

Die Länge der rekonstruierten Fibula und die Rotation der Fibula wurden mit der gesunden Gegenseite verglichen.

Postoperativ erfolgte eine zeitlich versetzte und verblindete vergleichende Auswertung von definierten Messparametern des 3D-Scans und der CT-Rekonstruktionen.

Die Distanzen, Winkel und Volumenmessungen wurden zunächst bei allen Datensätzen anhand der Bearbeitungssoftware des Ziehm Vario 3D bestimmt. Dabei wurden zuerst insgesamt 8 Parameter 10 mm oberhalb des Tibiaplafonds ausgemessen. Danach erfolgte die Bestimmung derselben Parameter auf Höhe des Tibiplateaus. Zuletzt wurde 10 mm unterhalb der Pilon-Gelenkfläche die mediale und laterale Gelenkspaltweite gemessen.

Material und Methoden

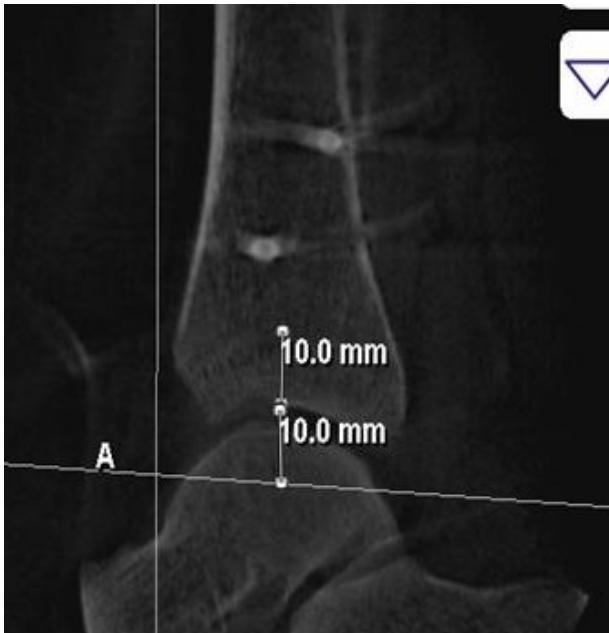


Abb.11: Festlegung der Messhöhe 1 cm oberhalb der Gelenkfläche und des zentralen Doms

Nach der kompletten Auswertung der Daten aus dem 3D-Scan wurde zeitlich versetzt die Auswertung der gleichen Parameter im CT vorgenommen. Auch dabei wurden nun 10 Parameter inklusive Volumenmessungen 10 mm oberhalb des Tibiaplafonds und in Höhe des Tibiplateaus bestimmt. Zuletzt wurde ebenfalls 10 mm unterhalb der tibiotalaren Gelenkfläche die Breite des medialen und lateralen Gelenkspalts festgestellt.

Im Unterschied zum 3D-Scan konnte bei der CT-Auswertung die Auswertung der Parameter auch auf der Gegenseite, d.h. auf der gesunden, nicht verletzten Seite erhoben werden.

Folgende Parameter wurden erhoben:

9.4.2. Messparameter im CT und 3D-Scan → 1 cm oberhalb und in direkter Höhe des Tibiplateaus

- A) Gelenkspaltweite Fibulavorderkante—Tibiakante ventral
- B) Gelenkspaltweite Fibulamitte—Tibiamitte zentral
- C) Gelenkspaltweite Fibulahinterkante—Tibiakante dorsal

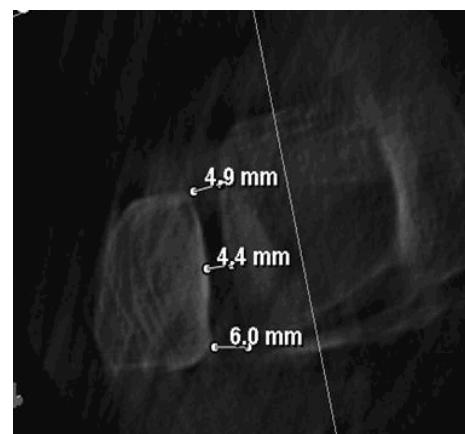
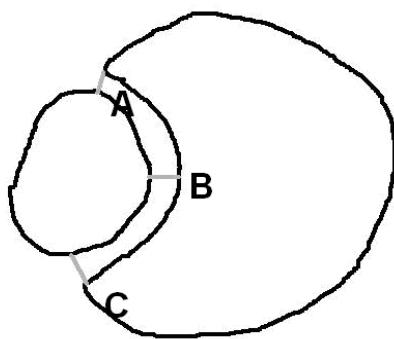


Abb. 12: Schematische Darstellung der Länge der Facetten

Material und Methoden

- D) Länge vordere Facette
E) Länge hintere Facette

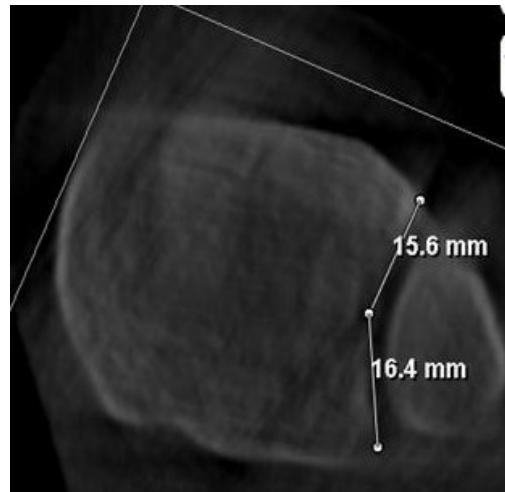
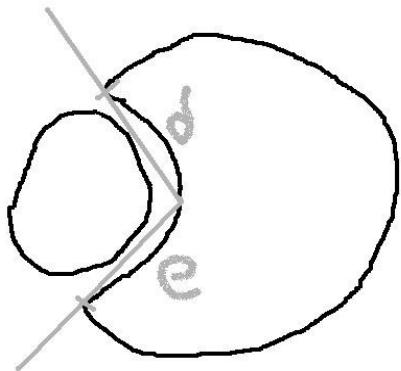


Abb. 13: Schematische Darstellung der Länge der vorderen und hinteren Facette

- F) Winkel tibiale Inzisur

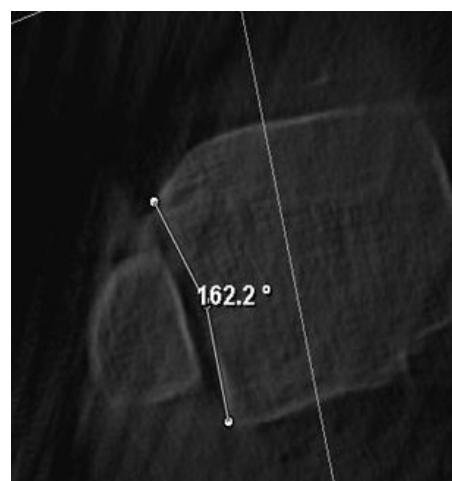
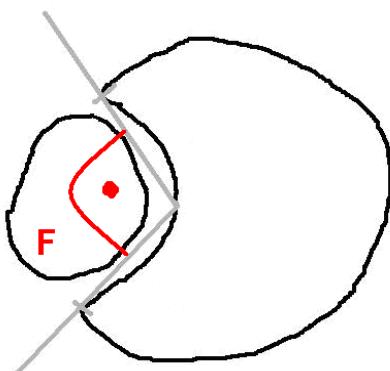
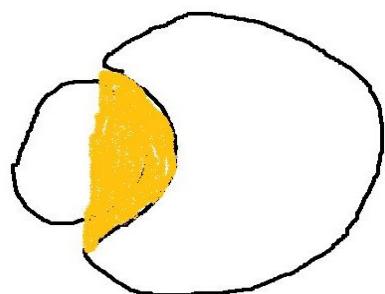


Abb.14: Schematische Darstellung des Inzisurenwinkels

Material und Methoden

G) Volumen der tibialen Inzisur (**nur CT**)



H) Volumen der Fibula (**nur CT**)

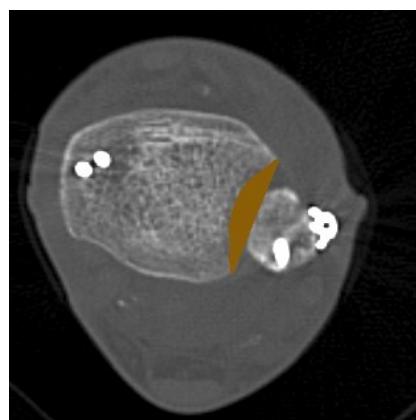
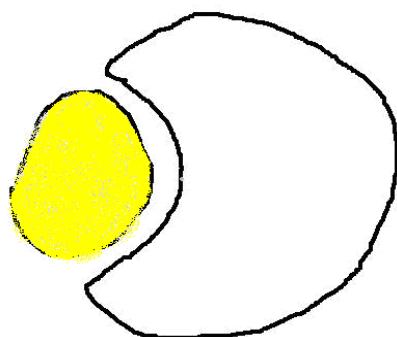


Abb. 15: Schematische Darstellung des Volumens der Inzisur

Abb. 16: Schematische Darstellung des Volumens der Fibula

I) Länge der tibialen Inzisur

J) Maximale Tiefe der tibialen Inzisur

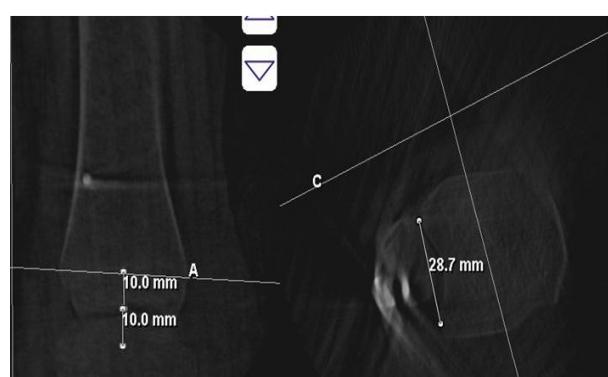
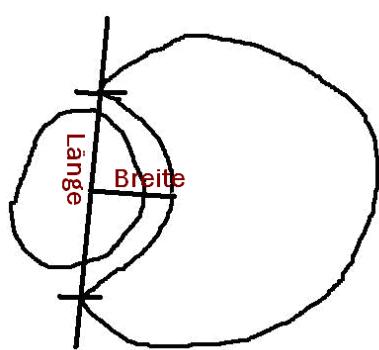


Abb. 17: Schematische Darstellung der Länge und Breite der Inzisur

Material und Methoden

9.4.3. Messparameter im 3D-Scan und im CT → 10mm unterhalb Pilon-Gelenkfläche (Dom, zentral)

K) Breite äußerer und innerer Gelenkspalt in mm

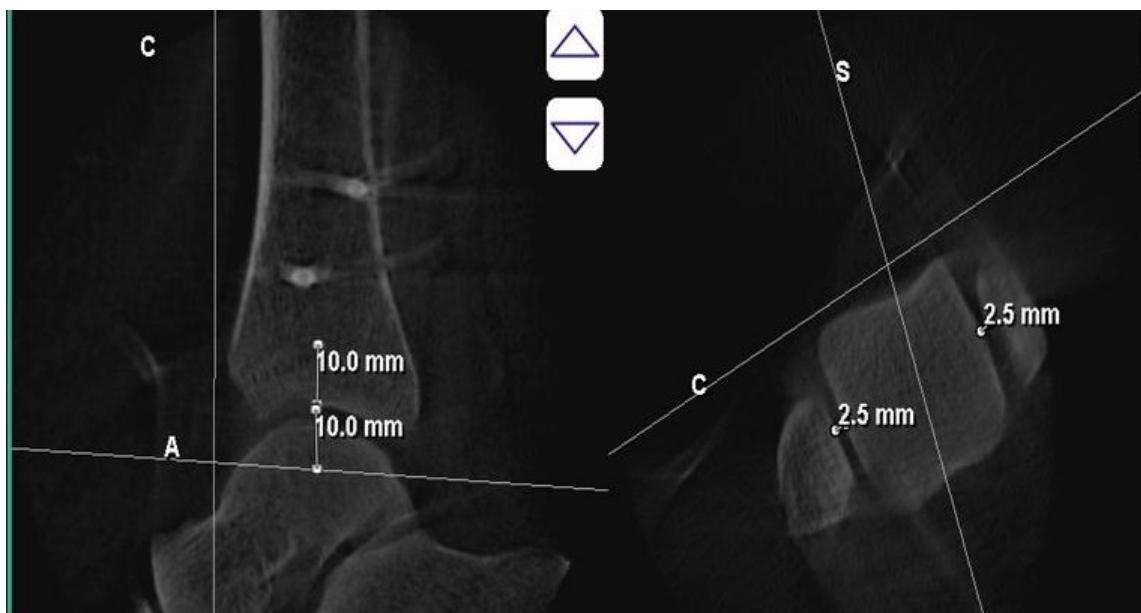


Abb. 18: Schematische Darstellung der Breite des Inneren und Äußeren Gelenkspaltes

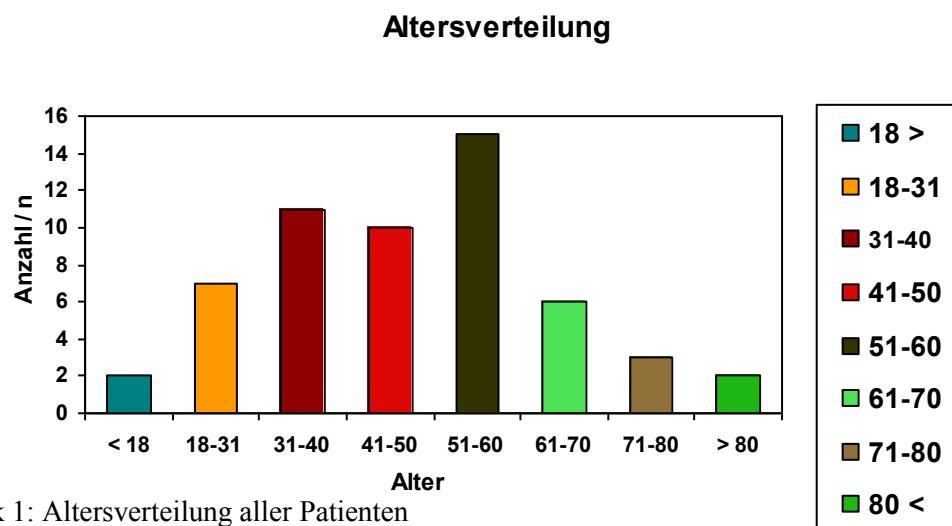
10. Allgemeine Patientendaten

10.1. Altersverteilung

Von September 2007 bis Dezember 2009 wurde bei 56 Patienten ein intraoperativer 3D-Scan mit dem Ziehm Vario 3D durchgeführt.

Von diesem Kollektiv waren 36 männlichen (64,3 %) und 20 (35,7 %) weiblichen Geschlechts.

Die Altersverteilung lag zwischen 18 - 83 Jahren und wird durch *Grafik 1* gezeigt. Der errechnete Mittelwert lag bei 47,4 Jahren.



Grafik 1: Altersverteilung aller Patienten

Material und Methoden

Das Gewicht der Patienten lag zwischen 51 kg und 110 kg, im Mittel bei 80,94 kg. Die Größe der Patienten schwankte zwischen 1,54 m und 1,95 m, im Mittel waren die Patienten 1,73 m groß.

10.2. Stationärer Verlauf

Die durchschnittliche Dauer des stationären Aufenthaltes lag bei allen 56 Patienten bei 12,4 Tagen. (Intervall 2-58)

Die operative Versorgung erfolgte je nach Frakturart:

Bei 3 Fällen erfolgte die primäre Versorgung bei hochgradig instabiler Fraktsituation direkt am Unfalltag durch die temporäre Anlage eines Fixateur externe. Diese waren in einem Fall eine trimalleolare Fraktur und in zwei Fällen eine bimalleolare Fraktur jeweils mit Beteiligung der Syndesmose. Im Anschluss fand nach Konsolidierung der Weichteile und Stabilisierung des Patienten eine sekundäre definitive Versorgung innerhalb der nächsten 6 -8 Tage statt.

Bei den übrigen Frakturen, die ohne höhergradigen Weichteilschaden nach Reposition im Gips ausreichend stabil retiniert waren, erfolgte die Versorgung im Verlauf:

Der Zeitraum zwischen Unfallzeitpunkt und operativer Versorgung lag im Mittel bei 8 Tagen. Die kürzeste Zeit zwischen Fraktur und Operation waren 0 Tage (n=3). Die längste Zeit waren 68 Tage (n=1); dabei handelte sich um einen Patienten mit erlittenem Polytrauma und Behandlungspflichtigkeit auf der Intensivstation.

10.3. Frakturen und Häufigkeitsverteilung

55 Patienten hatten aufgrund eines Unfalls eine Fraktur des oberen Sprunggelenkes und eine begleitende Ruptur der Syndesmosenbänder.

1 Patient erlitt eine isolierte Syndesmosenverletzung durch ein Distorsionstrauma.

Alle Frakturen wurden präoperativ mittels Röntgendiagnostik visualisiert und klassifiziert.

In 30 Fälle war die rechten Extremität und in 26 Fälle die linke Extremität betroffen.

Es fanden sich **32 isolierte Fibulafrakturen** mit Syndesmosenbeteiligung:

Dabei zeigten sich in der Auswertung **n=15 einfache transsyndesmale Außenknöchelfrakturen**, darunter n= 10 → 44 B1.2. und n=5 → 44 B 1.3. Frakturen.

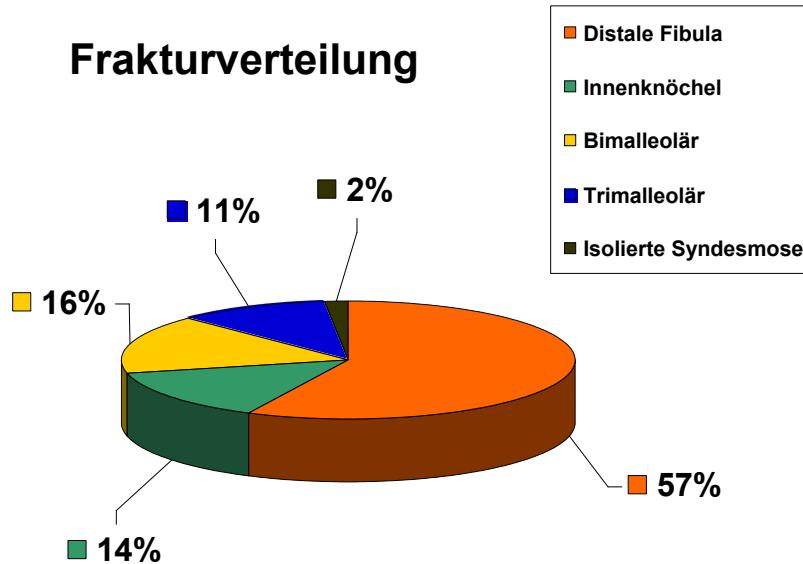
Unter **übrigen suprasyndesmalen Frakturen mit n= 17** konnten n= 3 als 44 C 3.1. Frakturen klassifiziert werden. Der größte Anteil mit n= 14 zeigte sich in den 44 C 1.1 Frakturen.

Distale Tibiafrakturen mit Fraktur des Innenknöchels und Syndesmosenbeteiligung ohne weitere Frakturlokalisation konnten insgesamt mit n=8 Fällen eingeschlossen werden →AO 34 B1.1. (+Q1)

Frakturen der distalen Tibia, Fibula und Syndesmosenverletzung konnten aus dem Kollektiv mit n=9 diagnostiziert werden →AO 44 B 2.2.

Material und Methoden

Die verbleibenden **n=6** Fälle waren komplexere Verletzungen mit Beteiligung der distalen Fibula, Tibia, des Volkmann-Dreieckes und der Syndesmose, so genannte **trimalleolare Frakturen** (AO 44 B 3.3.)



Grafik 2: Frakturverteilung der Patienten

10.4. Art und Dauer der osteosynthetischen Versorgung

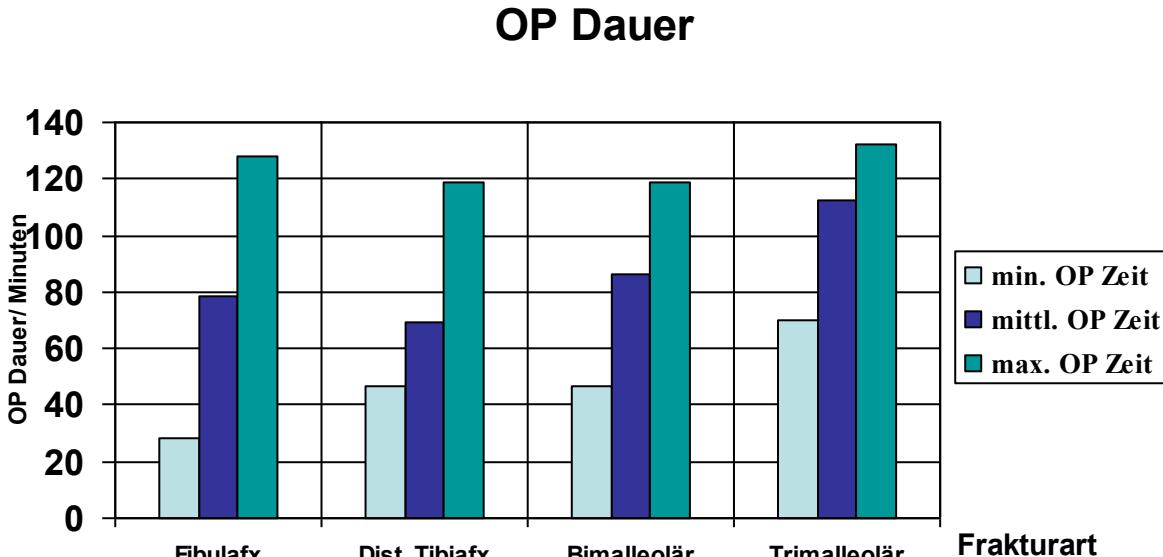
Die Operationen wurden standardisiert von je einem Operateur und einem Assistenten durchgeführt. Dabei lag die Operationsdauer im Mittel bei 80,7 Minuten. Die längste Operationsdauer wurde mit 139 Minuten angegeben werden. Die kürzeste lag bei 20 Minuten.

Die Operationsdauer war abhängig von der Art der Fraktur und somit vom Aufwand der Osteosynthese.

Im Mittel dauerte die Versorgung einer distalen Fibulafraktur mit Syndesmosenbeteiligung 78,2 Minuten.

Bei 5 von 9 in die Studie aufgenommenen bimalleolären Frakturen war der Innenknöchel betroffen und in 4 Fällen das Volkmann Dreieck. Die Operationszeit lag bei diesen Verletzungen bei durchschnittlich bei 86,4 Minuten. Die OP-Zeit variierte zwischen 47 und 119 Minuten.

Insgesamt wurden 6 trimalleoläre Frakturen in die Studie eingeschlossen. Die Operationszeit bei diesen komplexeren Frakturen lag zwischen 70 und 132 Minuten. Der Mittelwert konnte mit 112,2 Minuten errechnet werden



Grafik 3: OP-Dauer bei verschiedenen OSG-Frakturarten

In 44 Fällen wurde eine Stellschraube und in 12 Fällen 2 Stellschrauben implantiert.

10.5. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten wurde mittels SPSS Analyse durchgeführt. Dazu wurden die Daten im Excel-Programm sortiert und zugeordnet. Angegeben werden Mittelwerte und Standardabweichungen bzw. die Spanne. Nach Transferierung der Daten in das SPSS-Programm Version 15.0 (Chicago/ USA) wurde zunächst die Normalverteilung getestet. Da eine nicht-normalverteilte Konstellation vorlag, wurden die beiden Verfahren mittels Wilcoxon-Test verglichen.

Der von dem Mathematiker Frank Wilcoxon entwickelte Test dient zum Vergleich zweier abhängiger Stichproben bezüglich ihrer zentralen Tendenzen (Mediane), wobei die Differenzen zusammengehöriger Messwertpaare nicht normalverteilt sind.

Ein Wert von $p < 0,05$ wurde als statistisch signifikant festgelegt.

Die Korrelation wurden mit Hilfe des Chi-Quadrat Tests nach Pearson durchgeführt. Auch dabei wurde der Wert von $p < 0,05$ als signifikant betrachtet.

Mit Hilfe des Korrelationskoeffizienten lässt sich eine Gerade beschreiben, die sogenannte Regressionsgerade. Mit Hilfe der Formel der Geraden kann mit Kenntnis des einen Wertes des einen Merkmals, der zu erwartende Wert des anderen Merkmals errechnet werden.

Ergebnisse

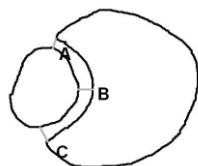
11. Ergebnisse

11.1. Beschreibende Messwerte

Nach der kompletten Auswertung der Daten der intraoperativen 3D-Scans wurde von den Patienten, zeitlich versetzt, die Auswertung der identischen Parameter der postoperativen CT vorgenommen.

11.1.1. Messwerte oberhalb Tibiaplafond (1 cm):

Distanzen:



3D-Scan:

Der ventrale Abstand von Tibia und Fibula lag im 3D Scan bei 3,6 im Mittel +/- 1,3 mm .

Der zentrale Abstand konnte im Mittel mit 3,5 +/- 1,4 mm angegeben werden.

Der dorsale Abstand lag bei 4,3 +/- 1,6 mm .

CT, verletzte Seite:

Der ventrale Abstand betrug im Mittel 3,2 +/- 1,5 mm .

Zentral wurde im Durchschnitt ein Abstand von 3,6 +/- 1,6 mm und dorsal eine Differenz von 4,7 +/- 2,0 mm berechnet.

CT, unverletzte Gegenseite:

Der ventrale Abstand betrug im Mittel 3,0 +/- 1,0 mm.

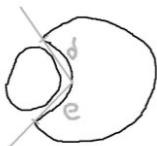
Zentral wurde im Durchschnitt ein Abstand von 4,0 +/- 1,4 mm und dorsal eine Differenz von 5,3 +/- 1,6 mm im Mittel gemessen.

Tabelle 1: Abstände im 3D-Scan und CT

<u>+1cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
zentral	3,6	1,3	1,4-7,3	3,2	1,5	1,3-8,3	3,0	1,0	1,4-5,7
ventral	3,5	1,4	1,4-7,4	3,6	1,6	1,0-8,5	4,0	1,4	1,6-7,7
dorsal	4,3	1,6	2,0-8,3	4,7	2,0	2,2-12,7	5,3	1,6	2,7-11,8

Ergebnisse

Facetten:



3D-Scan:

Die Länge der vorderen Facette betrug im Mittel $13,1 \pm 1,9$ mm (Intervall 8,5-19,1). Die Länge der hinteren Facette lag im Mittel bei $13,0 \pm 2,4$ mm (Intervall 9,1-20,9).

CT, verletzte Seite:

Im Bereich der vorderen Facette konnte ein Mittelwert von $12,5 \pm 1,5$ mm berechnet werden (Intervall 8,6- 16,5). Die hintere Facette wurde im Mittel mit $12,1 \pm 1,7$ mm gemessen werden. (Intervall 8,1-16,9).

CT, unverletzte Seite:

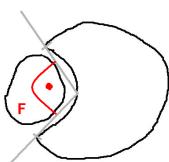
Für die Länge der vorderen Facette ergab sich ein Mittelwert von $12,1 \pm 1,8$ mm (Intervall 7,6-16,5).

Die Länge der hinteren Facette war im Mittel mit $12,5 \pm 1,3$ mm gemessen worden. (Intervall 9,8-15,2).

Tabelle 2: Facettenlänge

<u>+1cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
Vordere Facette	13,1	1,9	8,5-19,1	12,5	1,5	8,6-16,5	12,1	1,8	7,6-16,5
Hintere Facette	13,0	2,4	9,1-20,9	12,1	1,7	8,1-16,9	12,5	1,3	9,8-15,2

Winkel:



3D-Scan:

Der Winkel im Bereich der Inzisur lag im Mittel bei $134,8 \pm 12,5^\circ$ (Intervall 99,4-159,0).

CT, verletzte Seite:

In der CT- Auswertung der verletzten Seite lag er im Mittel bei $137,3 \pm 10,8^\circ$

Ergebnisse

(Intervall 109,5-169,4).

CT, unverletzte Seite:

In der CT- Auswertung der gesunden Seite lag er im Mittel bei $134,5 \pm 11,4^\circ$ (Intervall 107,9-161,8).

Tabelle 3: Inzisurenwinkel

<u>+1cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
Winkel	134,8	12,5	99,4-159,0	137,3	10,8	109,5-169,4	134,5	11,4	107,9-161,8

Breite und Länge der Inzisur:

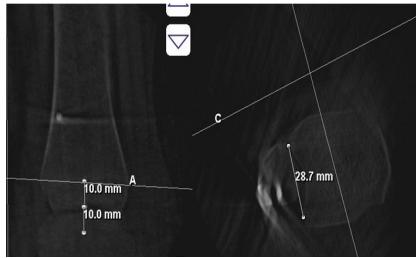
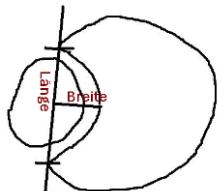


Abbildung 8/ Quelle: eigener 3D-Scan

3D-Scan:

Die Länge der tibialen Inzisur lag im Mittel bei $22,9 \pm 3,1$ mm (Intervall 15,5-30,8).

Die Breite lag im Mittel bei $3,8 \pm 1,1$ mm (Intervall 2,0-7,8).

CT, verletzte Seite:

Die Inzisurenlänge betrug im Mittel $22,0 \pm 2,8$ mm (Intervall 15,6- 29,9).

Die Breite der Inzisur betrug im Mittel $3,8 \pm 1,0$ mm (Intervall 1,2 - 5,9).

CT, unverletzte Seite:

Die Inzisurenlänge betrug $21,9 \pm 2,5$ mm (Intervall 18,1-28,7).

Die Breite der Inzisur war im Mittel $4,1 \pm 1,1$ mm (Intervall 1,3 - 6,6).

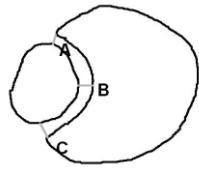
Tabelle 4: Breite und Länge der Inzisur

<u>+1cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
Länge	22,9	3,1	15,5-30,8	22,0	2,8	15,6-29,9	21,9	2,5	18,1-28,7
Breite	3,8	1,1	2,0-7,8	3,8	1,0	1,2-5,9	4,1	1,1	1,3-6,6

Ergebnisse

11.1.2. Messwerte auf Höhe des Tibioplafonds :

Abstände:



3D-Scan:

Der ventrale Abstand von Tibia und Fibula betrug im Mittel $3,7 \pm 1,4$ mm , der zentrale Abstand $3,6 \pm 1,2$ mm und der dorsale Abstand $4,1 \pm 1,5$ mm .

CT, verletzte Seite:

Der Abstand lag im ventralen Bereich im Mittel zwischen Tibia und Fibula $3,8 \pm 1,5$ mm ; der zentrale Anstand lag im Mittel bei $3,5 \pm 1,4$ mm ; und der dorsale Abstand bei $4,0 \pm 1,6$ mm .

CT, unverletzte Seite:

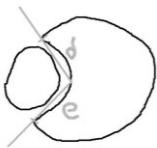
Der ventrale Abstand betrug im Mittel $3,6 \pm 1,3$ mm . Zentral betrug der Abstand im Mittel $3,4 \pm 1,0$ mm . Der dorsale Abstand konnte im Mittel mit $4,7 \pm 1,2$ mm gemessen werden.

Tabelle 5: Abstände auf Höhe des Plateaus

<u>+0cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT		Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
zentral	3,7	1,4	1,7-7,2	3,8	1,5	1,9-7,4	3,6	1,3	1,5-6,5
ventral	3,6	1,2	1,5-8,0	3,5	1,4	1,2-8,0	3,4	1,0	1,3-6,2
dorsal	4,1	1,5	1,6-8,0	4,0	1,6	1,7-8,3	4,7	1,2	2,5-7,7

Ergebnisse

Facetten:



3D-Scan:

Die Länge der vorderen Facette war im Mittel $14,5 \pm 2,1$ mm (Intervall 10,8 – 24,8). Im Bereich der hinteren Facette ergab die Längenmessung im Mittel einen Wert von: $14,7 \pm 2,0$ mm (Intervall 11,3 – 24,6).

CT, verletzte Seite:

Die Messung der vorderen Facettelänge ergab im Mittel eine Strecke von $14,1 \pm 1,5$ mm (Intervall 9,5 – 17,6).

Im Bereich der hinteren Facette konnte im CT auf der Höhe des Plafonds ein Mittelwert von $14,2 \pm 1,6$ mm ausgemessen werden. (Intervall 10,4 – 18,2).

CT, unverletzte Seite:

Im Bereich der vorderen Facette konnte ein Mittelwert von $13,8 \pm 2,1$ mm gemessen werden. (Intervall 8,6-18,5).

Die hintere Facettelänge konnte im Mittel mit $14,2 \pm 1,8$ mm ausgemessen werden. (Intervall 9,0 – 19,6).

Tabelle 6: Facetten auf Höhe des Plateaus

<u>+1cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
Länge	22,9	3,1	15,5-30,8	22,0	2,8	15,6-29,9	21,9	2,5	18,1-28,7
Breite	3,8	1,1	2,0-7,8	3,8	1,0	1,2-5,9	4,1	1,1	1,3-6,6

Winkel:



3D-Scan:

Der Inzisur-Winkel betrug im Mittel $149,3 \pm 13,6^\circ$ auszumessen. (Intervall 111,2 – 173,7).

Ergebnisse

CT, verletzte Seite:

In der CT- Auswertung der verletzten Seite lag der Winkel im Mittel bei 151,4 +/- 12,5 °. (Intervall 119,0 – 177,8).

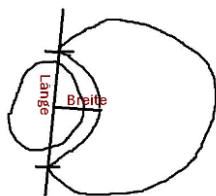
CT, unverletzte Seite:

Misst man den Inzisurenwinkel in der CT- Auswertung der gesunden Seite, so lag er hierbei im Mittel bei 151,4 +/- 10,9 ° (Intervall 123,5 – 173,2).

Tabelle 7: Inzisurenwinkel auf Höhe des Plateaus

<u>+0cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
Winkel	149,3	13,6	111,2-173,7	151,4	12,5	119,0-177,8	151,4	10,9	123,5-173,2

Breite und Länge der Inzisur:



3D-Scan:

Die Länge lag im Mittel bei 26,7 +/- 3,0 mm (Intervall 20,4 – 34,7) und die Breite bei 3,1 +/- 1,1 mm (Intervall 1,0 - 6,8 mm).

CT, verletzte Seite:

Die Inzisurenlänge betrug im Mittel 26,3 +/- 2,9 mm (Intervall 19,9 – 33,9).

Die Breite der Inzisur war im Mittel im CT 3,1 +/- 1,1 mm (Intervall 1,2- 6,1 mm).

CT, unverletzte Seite:

Die Inzisurenlänge betrug 26,2 +/- 3,8 mm (Intervall 17,5 – 39,1).

Die Breite der Inzisur war im Mittel im CT 3,2 +/- 1,1 mm (Intervall 1,2 - 5,8 mm).

Tabelle 8: Breite und Länge der Inzisur auf Höhe des Plateaus

<u>+0cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
Länge	26,7	3,0	20,4-34,7	26,3	2,9	19,9-33,9	26,2	3,8	17,5-39,1
Breite	3,0	1,1	1,0-6,8	3,1	1,1	1,2-6,1	3,2	1,1	1,2-5,8

Ergebnisse

11.1.3. Messwerte unterhalb Tibiaplatfond (1 cm):

3D Scan:

Die gemessenen Gelenkspaltweiten ergaben medial einen Mittelwert von 2,8 +/- 0,8 mm (1,4 - 6,0 mm) und lateral im Mittel einen Wert von 2,8 +/- 0,6 mm (1,8 – 4,9 mm).

CT, verletzte Seite:

Die Messungen zeigten medial einen Mittelwert von 2,7 +/- 0,8 mm (1,3 - 6,1 mm) und lateral einen Wert von 2,7 +/- 0,5 mm (1,0 – 4,1 mm).

CT, unverletzte Seite:

Die ausgemessenen Werte im Bereich des medialen und lateralen Gelenkspaltes ergaben medial einen Mittelwert von 2,6 +/- 0,5 mm (1,5 - 3,9 mm) und lateral durchschnittlich einen Wert von 2,4 +/- 0,4 mm (1,6 – 3,2 mm).

Tabelle 9: Abstand des Inneren und Äußeren Gelenkspaltes

<u>+1cm</u>	3D	SA	Intervall (min-max)	CT	SA	Intervall (min-max)	CT GS	SA	Intervall (min-max)
medial	2,8	0,8	1,4-6,0	2,7	0,8	1,3-6,1	2,6	0,5	1,5-3,9
lateral	2,8	0,6	1,8-4,9	2,7	0,5	1,0-4,1	2,4	0,4	1,6-3,2

12. Statistische Vergleiche der Messmethoden

12.1. Statistischer Vergleich CT-Werte operierte Seite/ 3D-Scan

Die unter „Material und Methoden“ beschriebenen Tests wurden nun zur Auswertung der diversen Mess-Parameter angewendet.

Dabei wurden die Parameter der 3D Scans mit den Parametern der CT-Messungen verglichen.

12.1.1. Oberhalb Plafond:

Tabelle 10: Statistische Auswertung oberhalb Plafond CT/3D-Scan

Ergebnisse

<u>+1 3D/ CT</u>	ventral	zentral	dorsal	Vordere Facette	Hintere Facette	Winkel Inzisur	Länge Inzisur	Breite Inzisur
Wilcoxon-W	2212,0	2606,0	2547,0	2266,0	2180,0	2525,0	2279,0	2538,5
Asymptomatische Signifikanz*	0,051	0,754	0,475	0,113	0,030	0,388	0,135	0,641

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant.

Bei den Parametern „**10 cm oberhalb des Tibiaplateaus**“: ventraler, zentrale und dorsaler Abstand, sowie vordere Facette, Winkel, Länge und Breite der Inzisur ergaben sich keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der Messwerte 3D-Scan vs. CT unserer Daten.

Eine Ausnahme ist der Bereich der hinteren Facette. Nach Auswertung der Resultate konnte im Vergleich der Parameter zwischen 3D-Scan und CT der betroffenen Seite eine signifikante Abweichung gefunden werden.

12.1.2. In Höhe Plafond:

Tabelle 11: Statistische Auswertung in Höhe Plafond CT/3D-Scan

<u>0/ 3D/ CT</u>	ventral	zentral	dorsal	Vordere Facette	Hintere Facette	Winkel Inzisur	Länge Inzisur	Breite Inzisur
Wilcoxon-W	2605,5	2393,5	2482,5	2361,0	2331,5	2593,0	2470,5	2498,5
Asymptomatische Signifikanz*	0,752	0,473	0,911	0,348	0,255	0,688	0,846	0,997

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant.

Bei den Parametern, die „**in Höhe der tibiotalaren Gelenkfläche**“ ausgemessen wurden, konnte mit Hilfe der statistischen Tests in allen Variablen kein signifikanter Unterschied gefunden werden.

12.1.3.Unterhalb Plafond:

Unterhalb der tibiotalaren Gelenkfläche wurden die Parameter für den medialen und lateralen Gelenkspalt ebenfalls mittels oben genannter Testverfahren korreliert. Auch hierbei konnte zwischen den Messverfahren kein signifikanter Unterschied gefunden werden.

Tabelle 12: Statistische Auswertung unterhalb Plafond CT/3D-Scan

Ergebnisse

<u>3D/CT</u>	medial	lateral
Wilcoxon-W	2377,5	2446,0
Asymptomatische Signifikanz*	0,408	0,718

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant.

12.2. Statistischer Vergleich CT-Werte gesunde versus operierte Seite

12.2.1. Oberhalb Plafond:

Zur statistischen Sicherung wurden die gleichen Parameter auch mit den Werten der unbetroffenen Seite verglichen. Beim Vergleich der CT-Werte operierte versus unverletzte Seite zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 13: Statistische Auswertung oberhalb Plafond CTgesund/operiert

<u>+1 CT/CTGS</u>	ventral	zentra l	dorsal	Vordere Facette	Hintere Facette	Winkel Inzisur	Länge Inzisur	Breite Inzisur
Wilcoxon-W	2011,5	2134,5	2017,5	1950,5	2157,5	1914,0	2028,0	2157,0
Asymptomatische Signifikanz*	0,663	0,195	0,028	0,366	0,263	0,236	0,758	0,261

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant.

12.2.2. In Höhe Plafond:

Tabelle 14: Statistische Auswertung in Höhe Plafonds CT gesund/operiert

<u>0 CT/CTGS</u>	Ventra l	zentral	dorsa l	Vorde re Facett e	Hintere Facette	Winkel Inzisur	Länge Inzisur	Breite Inzisur
Wilcoxon-W	2044,0	2236,5	2025, 0	1990,0	2261,0	2289,0	2039,0	2267,0
Asymptomatische Signifikanz*	0,853	0,761	0,032	0,548	0,746	0,914	0,823	0,782

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant.

Ergebnisse

12.2.3. Unterhalb Plafond:

Tabelle 15: Statistische Auswertung unterhalb Plafonds CT gesund/operiert

<u>CT/CT GS</u>	medial	lateral
Wilcoxon-W	2003,0	1735,5
Asymptomatische Signifikanz*	0,616	0,543

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant.

13. Auswertung der Messergebnisse der Inzisur

13.1. Verhältnisse des Inzisurenwinkels abhängig von der Messhöhe

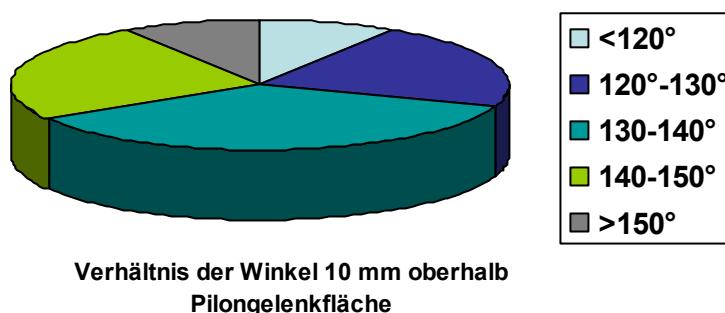
Betrachtet man die Art und den Aufbau der Inzisur, kann man hinsichtlich des Winkels und der Breite der Inzisur einen Zusammenhang erkennen. Die gemessenen Winkel im CT bzw. 3D Scan ändern sich weiterhin in Abhängigkeit von der Messhöhe.

Die gemessenen Winkel in Höhe 10 mm oberhalb des Tibiaplatfonds sind gemittelt kleiner, d.h. spitzer als die Winkel in Höhe des Tibiaplatfonds.

10 mm oberhalb der tibialaren Gelenkfläche findet man bei 8,9 % der Probanden einen Winkel von < 120°. Ein Winkel zwischen 120° und 130° wurden bei 21,4% der Fälle gefunden. 35,7% der Probanden haben einen Winkel zwischen 130-140° und 25,0% einen Winkel zwischen 140° und 150°. Nur 8,9 % weisen einem Winkel über 150° auf.

Misst man die Winkel auf Höhe des Tibiaplatfonds, wird der Winkel der Inzisur deutlich größer. Das bedeutet der Anteil über 150° wird deutlich größer.

3,6 % der Patienten haben einen Winkel <120°. Dieselbe Anzahl hat einen Winkel zwischen 120-130°. Der Anteil der Probanden mit einem Winkel zwischen 130° und 140° liegt bei nur 16,1 %. 28,6% haben einen Winkel zwischen 140°-150°. Die übrigen 48,2% zeigen den Winkel über 150°.



Ergebnisse



Grafik 4: Verhältnis der Winkel in verschiedenen Höhen

13.2. Korrelation zwischen Winkel und Breite der Inzisur

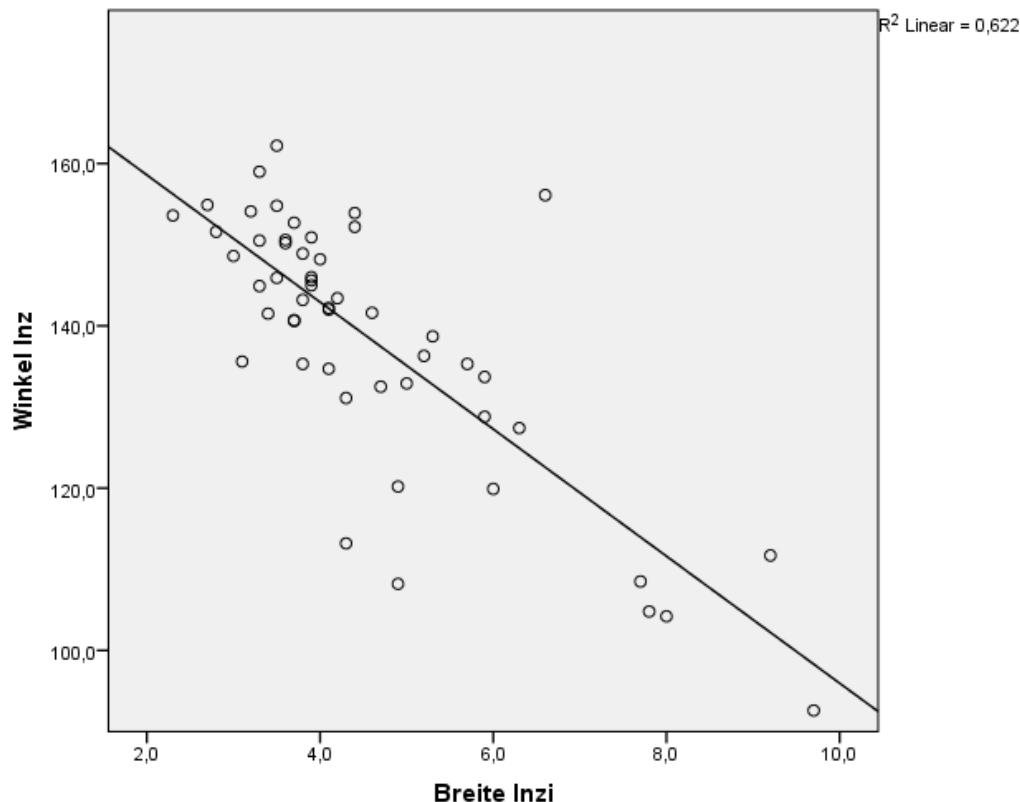
Bei der statistischen Auswertung des Verhältnisses zwischen Winkel und Breite der Inzisur zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang. Je größer der Inzisurwinkel, umso flacher wird die Breite der Inzisur.

Dieser Zusammenhang könnte zur genaueren Berechnung der anatomischen Einstellungen der Fibula in der Inzisur von Interesse sein.

Dabei ist die Stärke des Zusammenhangs durch die Korrelation und die entsprechende Maßzahl, den **Korrelationskoeffizienten r**, beschrieben.

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson liegt hier bei -0,747 ($p < 0,001$). Die graphische Darstellung der Regressionsgerade ergibt folgendes Bild:

Ergebnisse



Die errechnete Regressionsgerade ergibt die Formel:

$$\text{Breite Inzisur} = -7,8 \times \text{Winkel} + 174,2$$

13.3. Korrelation des Inzisurenwinkels zur Schwere der Fraktur

Bei der Überlegung, dass flachere Inzisuren eher prädisponierend sein müssten, bei einem Unfallgeschehen zu einer Verletzung mit Beteiligung von zwei oder mehr Malleolen zu führen, erfolgte auch die statistischen Auswertung der Winkel und der Breite der Inzisur. In der Auswertung konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen Winkel bzw. Breite der Inzisur und Art der Verletzung, das heißt mono-, bi- oder trimalleolär, sowohl in Höhe des Tibiaplateaus als auch 10 mm darüber gefunden werden. Das bedeutet, dass die Art der Inzisur, ob eher konvex oder konkav, in unserem Kollektiv keinen Einfluss auf die Schwere der Verletzung hatte.

13.4. Länge und Breite der Inzisur

Die Länge der Inzisur betrug 1cm oberhalb Tibiaplafond durchschnittlich 22,4 mm auf der verletzten Seite; auf der unverletzten Seite betrug die Länge bei 21,9 mm.

In Höhe des Tibiaplafonds fand sich im Durchschnitt eine Länge von 26,3 mm sowohl auf der verletzten als auch auf der gesunden Seite. Damit nimmt die Größe der Inzisur nach distal um ca. 3 mm zu, um eine sich distalwärts verdickende Fibula aufzunehmen.

Die Breite der Inzisur betrug oberhalb Tibiaplafonds im Durchschnitt 3,9 mm auf der verletzten Seite und 4,1 mm auf der gesunden Seite.

Ergebnisse

Auf Höhe des Plafonds nahm die Breite um durchschnittlich 0,9 mm auf 3,1 mm ab.

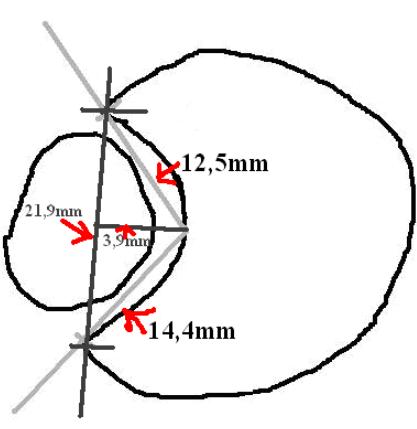


Abb. 19: Schema der Durchschnittswerte
Oberhalb Plafond

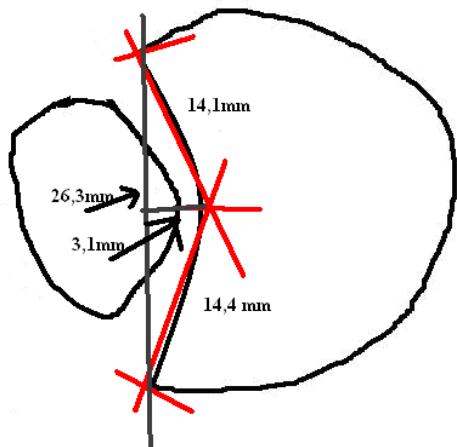


Abb. 20: Schema der Durchschnittswerte
In Höhe des Plafond

14. Einteilung verschiedener Inzisur -Typen

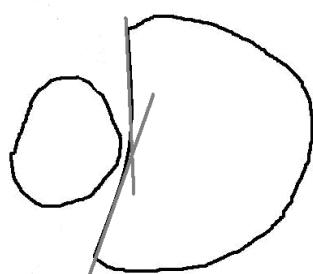
Die Winkel und die Breite im Bereich der Inzisuren ergeben in der statistischen Auswertung eine Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten von - 0,78.

Bei der Betrachtung der jeweiligen Inzisuren kann somit jeder Breite der Inzisur ein bestimmter Winkel zugeordnet werden:

- <4 mm Breite entspricht einem durchschnittlichen Winkel von $148,3^\circ$ $6,5^\circ \rightarrow n=26$
- 4-5 mm Breite entspricht einem durchschnittlichen Winkel von $135,5^\circ$ $13,3^\circ \rightarrow n=13$
- >5mm Breite entspricht einem durchschnittlichen Winkel von $122,9^\circ$ $17,1^\circ \rightarrow n=12$

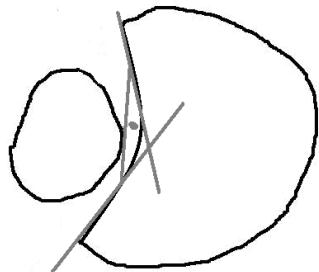
Damit lassen sich 3 Subtypen bei der Betrachtung der Inzisuren unterscheiden:

Typ I



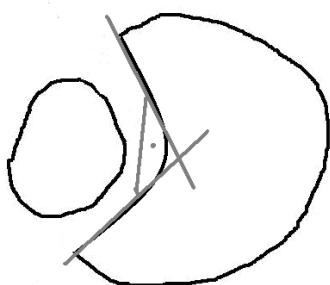
→ mit einer Inzisurenbreite von < 4mm und einem dazu korrelierenden Winkel von durchschnittlich $148,3^\circ$

Typ II



→ mit einer Inzisurenbreite von **4-5 mm** und einem durchschnittlichen dazu positiv korrelierenden Winkel c135,5 °

Typ III



→ mit einer Inzisurenbreite von **> 5 mm** und einem durchschnittlichen dazu positiv korrelierenden Winkel von 122,9 °

Hinweis: Für diese Berechnungen wurden **ausschließlich die Daten aus der CT** 1 cm oberhalb der Gelenkfläche verwendet.

15. Auswertung der Messergebnisse der Abstände in verschiedenen Höhen

15.1. Korrelation der Abstände 3D-Scan und Computertomographie

15.1.1. Korrelation der ventralen und zentralen Abstände

Betrachtet man die erhobenen Messparameter, fällt auf, dass die gemessenen Abstände sich voneinander unterscheiden: in der Höhe 1cm oberhalb der tibialen Gelenkflächen gemessen ist der dorsale Abstand größer als der ventrale und ebenso der zentrale Abstand größer als zum ventralen.

Auch hier lässt sich anhand des Korrelationskoeffizienten ein direkter signifikanter Zusammenhang zwischen dem ventralen und zentralen Wert in der Inzisur 1 cm oberhalb des Plateaus im 3D Scan zeigen:

Ergebnisse

Tabelle 16: Korrelation zwischen ventralem und zentralem Abstand

		3D +1ventral	zentral
ventral	Korrelation nach Pearson	1	,482 **
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	52	52
zentral	Korrelation nach Pearson	,482 **	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	52	52

****. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.**

Bei den Daten, die aus dem Messungen aus dem CT erhoben wurden, errechnen sich ebenfalls positive Korrelationskoeffizienten:

- CT: **r = 0,313 ; p < 0,028**
- CT GS: **r = 0,351; p < 0,02**

15.1.2. Korrelation der ventralen und dorsalen Abstände

Stellt man den ventralen dem dorsalen Abstand in allen Messungen gegenüber, dann ergibt sich in der statistischen Auswertung ebenfalls eine positive Korrelation:

Bei der Untersuchung im 3D- Scan zeigt sich folgende Korrelation:

Tabelle 17: Korrelation zwischen ventralem und dorsalem Abstand

		3D +1ventral	dorsal
ventral	Korrelation nach Pearson	1	,318 *
	Signifikanz (2-seitig)		,022
	N	52	52
dorsal	Korrelation nach Pearson	,318 *	1
	Signifikanz (2-seitig)	,022	
	N	52	52

***. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.**

Die Daten aus dem CT ergeben auch hier wiederum positive Korrelationen:

- CT: **r = 0,306; p < 0,033**
- CT GS: **r = 0,384; p < 0,010**

Ergebnisse

Somit kann belegt werden, dass zwischen den Abständen ventral-zentral als auch zwischen den Abständen ventral-dorsal ein Zusammenhang besteht.

15.1.3. Regressionsgeraden aufgrund der positiven Korrelation der Abstände Oberhalb Plafond

Berechnet man die Regression zwischen ventral und zentral entsteht folgende Gerade:
 $ventral = 0,348 \times zentral + 2,4$

Berechnet man die Regression zwischen ventral und dorsal entsteht folgende Gerade:
 $ventral = 0,272 \times dorsal + 2,4$

15.1.4. Regressionsgeraden aufgrund der positiven Korrelation der Abstände In Höhe des Plafond

Die oben genannten Rechnungen, Korrelation und Regression, erfolgten auch auf der Höhe der Gelenkfläche. Auch hier zeigten sich in allen Berechnungen der Abstände (ventral/zentral; sowie ventral/ dorsal) eine positive signifikante Korrelation ($p<0,05$).

Berechnet man die Regression zwischen ventral und zentral entsteht folgende Gerade:
 $ventral = 0,685 \times zentral + 1,22$

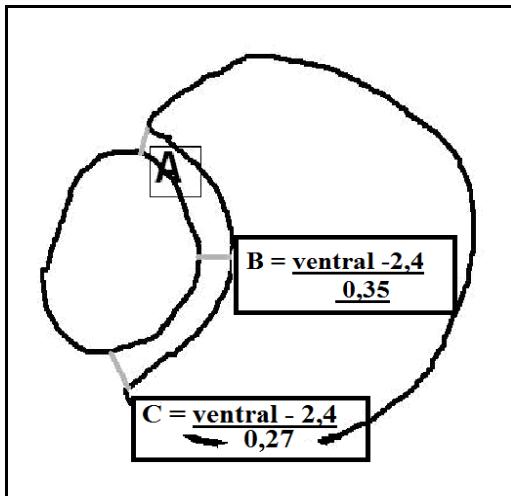
Berechnet man die Regression zwischen ventral und dorsal entsteht folgende Gerade:
 $ventral = 0,559 \times dorsal + 1,40$

Die Erstellung der Regressionsgeraden erfolgte nur bei den Daten aus dem 3D Scan.

Rein rechnerisch wäre es nun theoretisch möglich, mit Hilfe eines ventral gemessenen Wertes, den zentralen und dorsalen Abstand zu ermitteln und den Operateuren eine Hilfe an die Hand zu geben, eine Reposition korrekt im 3D Scan einzustellen.

Ergebnisse

A) 1cm oberhalb Tibiaplafond



B) Höhe Tibiaplafond

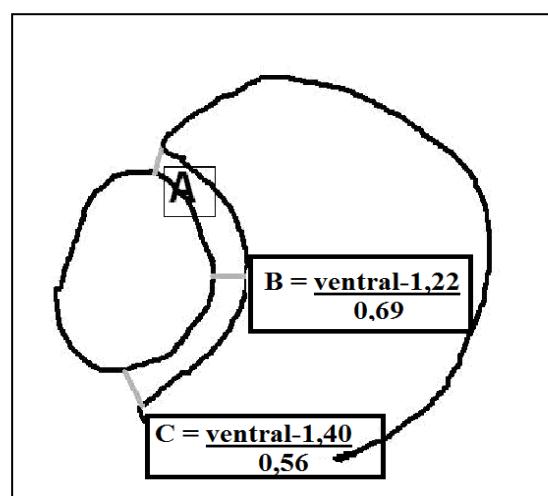


Abb.21: Mögliche errechenbare Distanzen

Neben den Formeln zur Errechnung der möglichen Abstände, zeigt sich beim Vergleich der Distanzen zwischen Fibula und Tibia, welche wir ventral und dorsal erhoben haben, dass bei einer korrekten zentralen Lage der Fibula die gemessenen Abstände sich maximal um 2,4 +/- 1,2 mm unterschieden.

16. Erhobene Durchleuchtungsparameter

16.1. Gesamtstrahlendosis

Die konventionelle Strahlendosis, d.h. die Strahlendosis, die ohne Scavorgang zur herkömmlichen Durchleuchtung benötigt wurde, lag im Durchschnitt bei 53,5 cGy/ cm². Dabei differierten die jeweiligen Dosen je nach Ausmaß der Fraktur und Aufwand der Osteosynthese zwischen 5,0 bis 185,3 cGy/ cm².

Die gesamte Strahlendosis während des Scavorganges betrug im Mittel 89,4 cGy/ cm². Hierbei differierten die Werte zwischen 28,1 und 244,3 cGy/ cm².

Das Gewicht des Patienten hatte keinen Einfluss auf die benötigte Dosis.

Für alle Osteosyntheseverfahren ergab sich eine Gesamtdosis für konventionelle Röntgendurchleuchtung und 3D-Scan von 142,9 cGy/ cm² als Mittelwert.

Gesamtdosis bezogen auf die einzelnen Frakturtypen (Mittelwert):

Distale Fibulafraktur mit Syndesmosenbeteiligung: 152,4 cGy/ cm²

Isolierte Syndesmoseninsuffizienz: 70,0 cGy/ cm²

Distale Tibiafrakturen und Beteiligung der Syndesmose: 96,0 cGy/ cm²

Bimalleolare Frakturen mit konsekutiver Insuffizienz der Syndesmose: 172,4 cGy/ cm²

Trimalleolare Frakturen mit Ruptur der Syndesmose: 203,3 cGy/ cm²

Tabelle 18: Strahlendosis bezogen auf verschiedene Frakturenarten

Ergebnisse

<u>Frakturart</u>	Konventionelle Durchleuchtung Mittelwert/ cGy cm ²	Konventionelle Durchleuchtung (MIN-MAX) /cGy cm ²	Scavorgang Mittelwert /cGy cm ²	Scavorgang (MIN-MAX) /cGy cm ²
Isolierte Syndesmosenruptur	17,1	5,0 - 26,3	64,5	40,1 - 52,9
Distale Fibulafraktur incl. Syndesmose	45,5	6,1 - 124,8	106,9	28,1 - 244,3
Innenknöchelfraktur incl. Syndesmose	56,1	20,4 - 132,6	107,9	51,6 - 107,9
Bimalleolare Fraktur incl. Syndesmose	89,4	41,3 - 185,3	109,2	54,9 - 175,5

16.2.Gesamtdurchleuchtungszeit

Die konventionelle Durchleuchtungszeit variierte in unserer Studie von 12 bis zu 286 Sekunden. Eine Abhängigkeit bestand vom Aufwand der Frakturversorgung. Je ausgedehnter die Verletzungen waren, umso länger waren die Durchleuchtungszeiten. Bei einer einfachen Stellschraubenimplantation lag die Zeit bei durchschnittlich 34,3 Sekunden, während aufwändige Osteosynthesen bei trimalleolären Frakturen eine durchschnittliche konventionelle Durchleuchtungszeit von 146,3 Sekunden ergaben.

Es ergibt sich eine Gesamtdurchleuchtungszeit für konventionelle Röntgendifchleuchtung und 3D-Scan von 179,0 Sekunden als Mittelwert für alle Osteosyntheseverfahren.

Gesamtdurchleuchtungszeit der einzelnen Frakturarten/ Mittelwert:

Distale Fibulafraktur mit Syndesmosenbeteiligung: 169,8 s

Isolierte Syndesmoseninsuffizienz: 117,6 s

Distale Tibiafrakturen und Beteiligung der Syndesmose: 181,8 s

Bimalleolare Frakturen mit konsekutiver Insuffizienz der Syndesmose: 298,1 s

Trimalleolare Frakturen mit Ruptur der Syndesmose: 240,7 s

Ergebnisse

17. Dauer der Befundung und Einschätzung der Bildqualität

Nach erfolgter dreidimensionaler Durchleuchtung wurde eine intra- und postoperative Befundung der erhobenen Scandaten und Bilder durch das Operationsteam durchgeführt. Dabei konnten die Dauer der Auswertung und die Bildqualität bestimmt werden. Insgesamt waren die Operateure zufrieden mit der Qualität des Scans: Das heißt 59,6% gaben die Bildqualität als „gut“ an. Bei 26,9% wurde die Qualität als „ausreichend“ und bei 3,8% als „schlecht“ beurteilt.

Bei insgesamt 5 durchgeführten Scans (entspricht 9,6%) wurde von den Operateuren keine subjektive Auswertung angegeben.

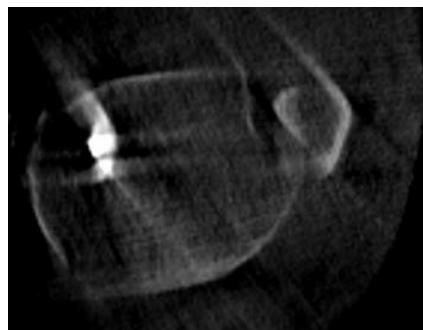
Die Dauer der Befundung lag in den meisten Fällen bei 1-2 Minuten. Im Durchschnitt lag dabei die Zeit für die intraoperative Befundung bei 99 Sekunden.

18. Intraoperative Revisionsrate

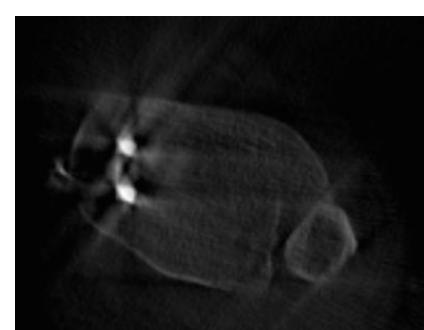
51 intraoperative Scans (91,1%) zeigten nach Einschätzung des Operateurs eine korrekte Einstellung der Fibula in der distalen Inzisur der Tibia und eine korrekt durchgeführte Osteosynthese.

Bei zwei Patienten (3,6%) wurden nach Durchführung des 3D-Scans überlange Schrauben am Außenknöchel detektiert. Diese wurden vom Operateur in der gleichen Sitzung durch kürzere Schrauben ersetzt werden.

Bei drei durchgeführten Scans (5,4 %) wurde die Stellung der Fibula in der tibialen Inzisur als fehlerhaft gewertet. Es erfolgte eine intraoperative Korrektur und Neuplatzierung der Fibula.



Vor Revision, Fibula zu weit dorsal



Nach Revision, Fibula zentral eingestellt

Nach erfolgter Korrektur der Fibulastellung und Platzierung der Stellschraube wurde wiederum ein 3D-Scan durchgeführt.

Bei allen drei 3D-Scans wurde die erreichte Fibulaeinstellung als korrekt bewertet.

Ergebnisse

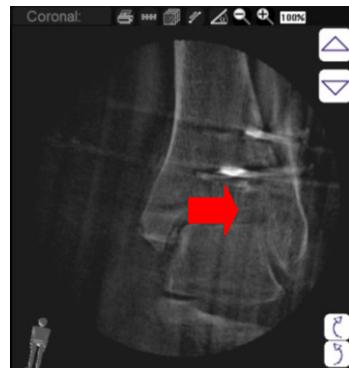


Von den 51 Patienten, bei denen die Stellung der Fibula in der tibialen Inzisur und die Lage des Osteosynthesematerials als korrekt beurteilt wurden zeigten sich bei 3 Patienten anderweitige Probleme

Bei zwei Patienten (3,6%) wurde im 3D-Scan erkannt, dass nicht alle Fragmente osteosynthetisch ausreichend stabil versorgt waren. Zur Stabilitätsverbesserung wurden die Osteosynthesen erweitert.

In einem Fall (1,8%) wurde durch den 3D-Scan ein osteochondrales Fragment entdeckt, welches durch die konventionelle Durchleuchtung nicht erkannt wurde.

Es erfolgte die intraoperative Revision des inneren Gelenkspaltes und die Entfernung des Fragmentes.



Zusammenfassend wurde bei insgesamt 7 von 56 Patienten (12,5%) auf Grund der intraoperativen Auswertung des 3D-Scans eine Korrektur der operativen Versorgung vorgenommen.

Die Auswertungen der postoperativen CT-Untersuchungen ergaben unter Vergleich mit der mitabgebildeten Gegenseite in keinem Fall eine revisionswürdige Fehlstellung der Fibula in der tibialen Inzisur, eine relevante Fehlstellung des Gelenkes oder eine revisionsbedürftige Osteosynthese.

Die postoperative Revisionsrate betrug somit 0%.

19. Diskussion

Sprunggelenksfrakturen gehören zu den häufigsten Frakturen. Sie stellen ca. 40% aller Sportverletzungen dar (57).

In unsere Studie wurden Patienten mit Sprunggelenksverletzungen eingeschlossen, die eine Verletzung des distalen ligamentären Syndesmosenkomplexes aufwiesen und mit einer oder zwei Stellschrauben versorgt wurden.

Bei der operativen Versorgung dieser Verletzungen werden üblicherweise die intraoperativen Stellungskontrollen der Fibula mittels klinischer Kontrolle und einer zweidimensionalen konventionellen Fluoroskopie durchgeführt. Parameter, die korrekte Stellung der Fibula in der tibialen Inzisur zu überprüfen, sind die Weite des lateralen und medialen Sprunggelenkspaltes, die tibiofibulare Überlappung, die tibiofibulare Distanz („ligne claire“) und sonstige indirekte Röntgenparameter (26,58,70).

Zur Genauigkeit der verwendeten Röntgenparameter ergaben Studien eine deutlich eingeschränkte Sensitivität. So beschreibt Beumer, dass es keine optimalen Parameter gibt, die eine sichere Aussage zulassen (6). Eine sichere Kontrolle der Fibulastellung nach Stellschraubenimplantation ist durch die fehlende transversale Darstellung der Fibula in der tibialen Inzisur nicht möglich.

In der Arbeit von Gardner wurden postoperative herkömmliche Röntgenaufnahmen in einem anterio-posterioren Strahlengang mit einer CT verglichen (25). Dabei handelte es sich um 25 Patienten mit einer Sprunggelenksfraktur und einer Syndesmoseninstabilität. In den Ergebnissen wurden 6 Fälle (24%) mit offensichtlicher Diastase in der Auswertung der Röntgenbilder gefunden. Vier von diesen Patienten wiesen im CT eine Fehlstellung der Fibula auf. 13 Patienten (52%) hatten eine postoperative Inkongruenz im Sinne eines Unterschieds zwischen anteriorem und posteriorem Abstand von mehr als 2 mm. Die Differenz lag bei $2,4 \pm 1,9$ mm. Bei den als fehlpositioniert diagnostizierten Fibulae lag die Differenz bei $3,6 \pm 1,8$ mm. Nur 4 von den 13 Patienten mit Inkongruenz der Fibula in der Inzisur im CT hatten einen oder mehrere auffällige Röntgenmessparameter. Das heißt, dass zahlreiche Fehlstellungen durch die postoperativen konventionellen Röntgen-Untersuchungen übersehen wurden (25).

Schreiber empfiehlt daher die zusätzliche seitliche Durchleuchtung des kontralateralen Sprunggelenkes im Vergleich zur operierten Seite zur Bestimmung der „posterior tibiofibular distance“ als zusätzlichen radiologischen Parameter (70).

Weiterhin ist die Rotation der Fibula im distalen Gelenk sehr unzuverlässig abzuschätzen. Marmor führte dazu eine Untersuchung mit Kadaverpräparaten durch (49). Es erfolgte eine Kirschnerdrahtosteosynthese bei insuffizienter Syndesmose in unterschiedlichen Rotationsstellungen der Fibula. Fehlstellungen von bis zu 30° Außenrotation der Fibula konnten durch die intraoperative Fluoroskopie nicht sicher diagnostiziert werden.

Die Arbeitsgruppen von Miller und Sagi konnten unabhängig voneinander nachweisen, dass die offene Darstellung und Reposition der Syndesmosenregion die Fehlpositionsrate der Fibula im Vergleich zur geschlossenen Reposition senkt, diese jedoch trotz des offenen Vorgehens unverändert zu hoch ist (50,67).

Eine Fehlpositionierung der Fibula im distalen fibulotalaren Gelenk durch die gelenknahen Stellschrauben mit konsekutiver Fehlstellung der Knöchelgabel kann im Laufe der Zeit zu einer schmerzhaften posttraumatischen Arthrose führen, die wiederum erneute chirurgische Eingriffe erfordert (13,26,75).

In der Arbeit von Wickeroy zeigten Verlaufsuntersuchungen von Patienten mit Syndesmosenverletzungen nach 8,4 Jahren, dass bereits eine Aufweitung der Syndesmose von 1,5 mm zur Gegenseite mit einem schlechteren klinischen Ergebnis einhergeht. Die Autoren verglichen in dieser Arbeit auch die tri- und quatrikortikale Schraubenplatzierung zur

Diskussion

Syndesmosenstabilisation und stellten in den funktionellen und radiologischen Auswertungen dahingehend keinen signifikanten Unterschied fest (87).

Ähnliches konnte bereits 1995 durch eine Arbeit von Chissell und Jones demonstriert werden. Diese Studien belegen die Notwendigkeit, eine korrekte Einstellung der distalen Fibula in der Inzisur der Tibia vorzunehmen, damit es in den folgenden Jahren nicht zu einer Einschränkung der Gelenkfunktion kommt (13).

Grundsätzlich ist die Computertomographie der konventionellen Röntgenuntersuchung bezüglich der Beurteilung gelenknaher Verletzungen durch die mehrdimensionalen Rekonstruktionsmöglichkeiten überlegen. Exemplarisch genannt sei die Arbeiten von Blaser (8). Frakturen des Tibiaplateaus wurden nach der AO-Klassifikation an herkömmlichen Röntgenbildern und an CT-Bildern klassifiziert. Es zeigte sich eine relevante Überlegenheit der dreidimensionalen CT hinsichtlich Genauigkeit der Klassifikation und Darstellbarkeit der Frakturmorphologie (8).

Eine Fehlstellung von gelenknahen Verletzungen konnten vor der Ära der 3D-Bildverstärker zuverlässig nur durch postoperative Kontrolluntersuchungen mittels Computertomographie aufgedeckt werden.

Seit mittlerweile über 10 Jahren befindet sich die intraoperative dreidimensionale Bildgebung in der klinischen Anwendung. Das Haupteinsatzgebiet der 3D-Bildverstärker umfasst die intraoperative Kontrolle von Repositionsergebnissen und Implantatlagekontrollen bei zweidimensional schlecht darstellbaren Regionen.

Die ersten Studien, welche den Einsatz von 3D-Bildverstärkern an Leichenpräparaten und Kontrastphantomen untersuchten, zeigten eine gute Diagnosesicherheit mit ausreichender Abbildungsqualität (36,40).

Rock et al. zeigten, dass der 3D-Scan an Leichen und am Hochkontrastmodell eine maximale Auflösung von 9 Linienpaaren pro Zentimeter in allen Ebenen darstellt, während ein einfaches Spiral-CT in der z-Ebene nur 5-6 Linienpaare visualisieren kann (64). Die Auflösung bei neueren Mehrzeilen-CT-Systemen ist gleichwertig zu hochwertigen 3D Scans. Frakturen konnten an einem Hochkontrastmodell bis zur minimalen Frakturspaltbreite (makroskopisch gerade noch sichtbar, digital keine Stufenbildung) in beiden Untersuchungsmodalitäten erkennbar gemacht werden (47,65).

Weiterhin zeigten Rock et al., dass Knie-, Hand-, Ellenbogen- und Sprunggelenke mit einer der CT vergleichbaren Qualität abgebildet werden konnten.

In den Bereichen der HWS, BWS und LWS sowie an den großen Gelenken (Hüfte) wurden im Vergleich zur CT etwas schlechtere Ergebnisse erzielt.

Das Schultergelenk wurde als am schlechtesten durch 3D-Scan darstellbar beurteilt, da es aufgrund der besonderen Lagerung und der dadurch schwierigen Schwenkbarkeit des C-Armes zu Einschränkungen kam (65).

Der Vergleich der Abbildungsqualität von 3D-Scans mit der Computertomographie wurde in weiteren Studien untersucht. König et. al. untersuchten Leichenpräparate des Beckens (39). Dabei wurden die Beurteilung durch erfahrene Unfallchirurgen und Radiologen durchgeführt. Die Ergebnisse zeigten, dass in allen untersuchten Beckenregionen der 3D-Scan für intra- und postoperative Kontrollen geeignet sind. Die Ergebnisse sind laut Studie vergleichbar mit der postoperativen CT-Kontrolle. Bei eingebrachten Metallimplantaten ist die Bildqualität durch die Artefakte eingeschränkt, aber ausreichend zur Beurteilung knöcherner Strukturen.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Abbildungsqualität der 3D-Bildverstärkeruntersuchungen in der Körperperipherie der CT adäquate Ergebnisse liefert, im Bereich des Körperstamms der Qualität einer Computertomographie unterliegt. Trotzdem kann man im Stammbereich ausreichend gute Aussagen zu Gelenkstellungen und Implantatlagen treffen (3, 4,40).

Diskussion

Die dreidimensionale Bildgebung wird in den zitierten Studien mit Bildwandlern von verschiedenen Firmen durchgeführt. Die meisten Einrichtungen verwenden für ihre Studien den Iso-C 3D Bildwandler und das Nachfolgemodell der Firma Siemens. Der C-Bogen dieser Firma ist in der Form eines Halbkreises konfiguriert und beschreibt einen isozentrischen Kreisbogen mit einer Umlaufstrecke von 190°. Dabei kann er bis zu 100 Bilder akquirieren (65).

In unserer Klinik und zur Erstellung der vorliegenden Studie erfolgte die dreidimensionale Darstellung durch das Modell der Firma Ziehm. Der bereits unter Material und Methoden beschrieben Ziehm Vario 3D arbeitet mit einem ovalären C-Bogen Design und fährt einen Rotationsbogen mit horizontalen und vertikalen Ausgleichsbewegungen um das zuvor festgelegte Isozentrum (5). Dabei werden 120 Bilder pro 3-D-Scan akquiriert.

Eine Vergleichsstudie von Stübig untersuchte die beiden initial genannten Systeme (Siemens vs. Ziehm) hinsichtlich der Abbildungsqualität, der Darstellbarkeit von spongiösem Knochen und Artefaktbildung (74). An Kadavermodellen wurden zunächst kleine Gelenke und später auch Kniegelenk, Wirbelsäule und Becken mit beiden Bildverstärkern untersucht. Es erfolgte die Simulation von Frakturen und deren Versorgung mit teilweise fehlplatzierten Implantaten. Im Bereich der generellen Abbildungsqualität, der Darstellung von spongiösem Knochen und der Artefaktbildung konnten keine signifikanten Unterschiede gefunden werden. Die Gelenkoberflächen konnten mit dem Iso-C 3D signifikant besser dargestellt werden. Beim Vario 3D ergaben sich deutliche Vorteile in der Darstellung der Schulterregion sowie bei Patienten mit adipösem Habitus. Implantatlage und Frakturreposition konnten mit beiden Systemen gleich gut dargestellt werden.

Verschiedene klinische Studien in den letzten Jahren haben aufgezeigt, dass die dreidimensionale intraoperative 3D-Bildgebung für die Klassifizierung und Bewertung von komplexen Frakturen eine übergeordnete Rolle spielt (22, 23, 37).

Alle diese Studien ergaben eine Überlegenheit des dreidimensionalen Scans gegenüber der intraoperativen zweidimensionalen Durchleuchtung bei nur geringer Unterlegenheit zur CT.

Mit dem Kostenreformgesetz und der Einführung des pauschalisierten Entgeltsystems, welches sich an den diagnosebezogenen Fallgruppen orientiert (DRG), im Jahre 2005, entsteht für die Kliniken ein zunehmender Kostendruck. Durch die Budgetierung des Etats müssen jegliche Anschaffungen einer strengen wirtschaftlichen Kalkulation unterzogen werden. Durch den Einsatz eines 3D-Bildwandlers fallen neben den hohen Anschaffungskosten auch Wartungs- und Reparaturkosten an.

Eine Analyse für einen Iso-C 3D Bildwandler der Firma Siemens durch Hüfner et al. ergab ein erhebliches Kosteneinsparpotential durch den Gebrauch von 3D Bildwandlern (33). Initial seien zwar die Anschaffungskosten und die Wartungs- bzw. Reparaturkosten sehr hoch. Durch Vermeidung von Revisionsoperationen und nötigem Implantatwechsel können aber erhebliche Folgekosten eingespart werden. Es entsteht somit auch ein betriebswirtschaftlicher Nutzen für die anwendende Klinik. In der Kalkulation dieser Studie wurde die Neuanschaffung von strahlendurchlässigem Equipment (z.B. Karbontisch) nicht berücksichtigt.

Bei erfolgreichem intraoperativen 3D-Scan und gegebenenfalls daraus resultierender Revision, die noch in der gleichen Sitzung erfolgen kann, ersparen sich einerseits für den Patienten Folgeeingriffe, andererseits kann der Krankenhausaufenthalt um einige Tage verkürzt werden. Aus wirtschaftlicher Sicht steigern notwendige Revisionen nicht nur die Zahl der Folgeeingriffe, sondern auch die Länge der Liegezeit und damit verbunden auch das erhöhte Risiko, Sekundärkomplikationen (z.B. Thrombosen, Pneumonie etc.) zu erleiden.

Diskussion

Durch die Möglichkeit der intraoperativen dreidimensionalen Darstellung des Sprunggelenkes, kommt es zu einer kurzeitigen Unterbrechung des operativen Ablaufes. Das Gerät muss eingestellt und justiert werden. Der Scavorgang selbst dauert im Schnitt weniger als 2 Minuten. Die zentrale Einstellung der Fibula kann sicher eingeschätzt und ggf. sofort geändert werden. Die postoperative CT Untersuchung liefert aktuell zwar noch eine bessere Bildqualität und erlaubt den Vergleich mit der unverletzten Gegenseite, ist aber in der Durchführung kostenintensiver und logistisch aufwändiger. Eine postoperative CT-Untersuchung liegt je nach Gerät und Aufwand bei minimal 130,00 Euro pro Patient (33).

Diskutiert werden muss ebenfalls die Strahlenbelastung durch die zusätzliche intraoperative 3D-Bildverstärkeruntersuchung.

Die Angaben in der Literatur und unsere Zahlen zeigen, dass durch den 3D-Scan die Strahlenbelastung intraoperativ steigt. Dieser Effekt wird jedoch durch Verringerung der intraoperativen Durchleuchtungszeit und durch die Entbehrlichkeit der postoperativen CT-Kontrollen mehr als ausgeglichen.

Bei Frakturen mit Gelenkbeteiligung ist zur genauen Beurteilung des Repositionsergebnisses und der Lage der Implantate intraoperativ mindestens eine Darstellung mittels Durchleuchtung in zwei Ebenen erforderlich. Dabei werden je nach Erfahrung des Operateurs und der Art der Fraktur Durchleuchtungszeiten von einigen Minuten erreicht.

Verzichtet man nach Abschluss der Osteosynthese auf eine länger dauernde intraoperative BV-Durchleuchtung in mehreren Ebenen zugunsten einer 3D-Bildverstärkeruntersuchung, kann eine dreidimensionale Schnittbildgebung durchaus zur verminderten Durchleuchtungszeit und damit zu einer geringeren Strahlenexposition des Patienten führen. Die Strahlenbelastung des Operateurs wird auf jeden Fall reduziert, da er sich während des 3D-Scans in ausreichendem Abstand vom Bildverstärker aufhalten kann.

In der Beckenchirurgie berichteten Starr et al von Durchleuchtungszeiten von bis zu 10 Minuten pro eingebrachte Schraube (71). Des Weiteren gibt es Studien, die von Durchleuchtungszeiten von über 12 Minuten bei minimal-invasiven Verfahren berichten (24). Eine Arbeit von Rock zeigt auf, dass dreidimensionale Scans an kleinen Gelenken eine Dosis ergeben, die mit einer Niedrigdosis- CT- Untersuchung vergleichbar sind. Ein durchgeföhrter Scan bei großen Gelenken verursacht 85 % mehr Strahlung, liegt aber noch bei etwa 50% der Exposition der einer Computertomografie einer zehn Zentimeter langen Strecke an der Lendenwirbelsäule (64).

Bei einem 3D-Scan im Bereich des Beckens zeigte die Gruppe um Wieners et al, dass die Strahlenexposition etwa der Exposition einer CT mit 60 mA und 140 kV Röhrenspannung entspricht (86).

In einer Arbeit von Debdut wurde die Strahlenexposition von muskuloskelettalen CTs aufgeführt und verglichen. Im Bereich des Sprunggelenkes werden Dosen von 310,07 +/- 209,62 mGy/cm angegeben (16).

Bei der CT Untersuchung wird als Maß für die Strahlenbelastung das Dosis-Längen Produkt angewendet. Bei konventionellen und 3D-Bildverstärkeruntersuchungen wird das Dosis-Flächenprodukt errechnet, was eine direkte Vergleichbarkeit der beiden Untersuchungsverfahren einschränkt.

Nur durch Untersuchungen mittels Phantomen kann die Strahlenbelastung beider Verfahren miteinander verglichen werden. Rock führte Dosismessungen an unteren und oberen Extremitäten sowie am Stammskelett bei 27 humanen Leichenpräparaten im CT und im ISO-C 3D durch (65). Die Dosismessung wurde an einem adaptierten Hochkontrastphantom experimentell überprüft. Vergleicht man die vom Hersteller empfohlene und zur Durchführung eines 3D-Scans kleiner Gelenke verwendete Geräteeinstellung mit denen des Spiral-CT, so zeigt sich bei den vorgegebenen Parametern mit einem Dosis-Längen-Produkt

Diskussion

von 39,9 mGy/ cm eine Dosis, die im Bereich der Dosis der Niedrigdosis-CT von 32 mGy/cm bei 1 mm Schichtdicke bzw. 37,4 mGy/cm bei 2 mm Schichtdicke liegt.

Sollte durch Einsatz des 3D Scans die postoperative Kontrolle mittels Standard-CT ersetzt werden können, kann die Strahlenexposition des Patienten zusätzlich reduziert werden (65).

Zur Beurteilung der Stellung der distalen Fibula in der Inzisur der Tibia bedarf es einer genauen, leicht anwendbaren und sicheren Messmethode, welche intraoperativ dem Operateur ermöglicht, eine zentrale Stellung der Fibula genau bestimmen zu können. Denn nur eine zentrale anatomische Stellung der Fibula führt postoperativ zu einer geringen Beeinträchtigung und im Verlauf zur Vermeidung einer posttraumatischen Arthrose.

Einige Autoren versuchten, Messparameter für die Einschätzung der Rotation der Fibula im Gelenkspalt zu finden, die eine zuverlässige Aussage erlauben. In der Arbeit von Knops wurden dazu 4 verschiedene Methoden untersucht (38). Eine Methode nach Zwipp ergab dabei die genaueste Einschätzung der Fehlrotation (93).

Für die Einschätzung der Position der Fibula in der Inzisur gibt es verschiedene Abstands- und Winkelgrößen, die die Beurteilung erleichtern sollen.

Ein wesentlicher Schwerpunkt unserer Arbeit war es, zu belegen, dass die Messgenauigkeit des 3D-Scans der CT entspricht. Zudem galt es, Parameter zu finden, die möglichst genau die korrekte Einstellung der Fibula in der tibialen Inzisur beschreiben.

In einer Arbeit von Taser wurden 35 Kadaverpräparate, bestehend aus Tibia und Fibula-Verbindungen, untersucht (77). Beurteilt wurde die Stellung der Fibula in der Incisura tibiae. Als einheitliche Messhöhe wurde von den Autoren eine transversale Achse 1 cm oberhalb des Tibiaplatfonds genutzt. Ausgemessen wurden in dieser Höhe die Länge der vorderen und hinteren Facette, die Länge, die Breite und der Winkel der Inzisur. Der Mittelwert der vorderen Facette lag im Durchschnitt bei $10,89 \pm 2,08$ mm bei beiden Geschlechtern. Die hintere Facette konnte mit $13,28 \pm 1,49$ mm im Durchschnitt errechnet werden. Der Winkel lag bei beiden Geschlechtern gleichförmig im Mittel bei: 126,6 bzw. 126,9 °. Die Autoren fanden 35 % der Fälle mit einer konkaven Inzisur und einer Breite von > 4 mm; die restlichen 65 % zeigten eine eher flache Inzisur mit einer Breite < 4mm (77).

Ebraheim beschäftigte sich mit der Abbildung der Stellung der Fibula in der Inzisur der Tibia mittels computertomographischer Auswertung (20). Dazu wurden 20 Kadaverpräparate im CT untersucht. Wiederum wurde die Untersuchungsebene 1 cm über dem Tibiaplatfond festgelegt. Gemessene Parameter waren die Länge der vorderen und hinteren Facette, die Länge und Breite sowie der Winkel der Inzisur, dazu kamen noch die gemessene Überlappung zwischen Fibula und Tibia, der Abstand zwischen vorderer Kante der Fibula zur vorderen Kante der Tibia und der kürzeste Abstand zwischen Inzisur und Fibula. Die Auswertung ergab ähnliche Werte im Vergleich zu der vorher genannten Studie. Durch zusätzliche Distanzmessungen zwischen Tibia und Fibula kann die Lage der Fibula besser eingeschätzt werden. Der kürzeste Abstand zwischen der Inzisur der Tibia und Fibula wurde angegeben mit durchschnittlich $2,01 \pm 0,49$ mm. In dieser Arbeit wurde bei 60% eine konkave und bei 40% eine flache konvexe Inzisur gefunden. Mit Zunahme des Winkels im Bereich der Inzisur nimmt die Dimension der tibialen Tuberkel ab und die Inzisur wird flacher (20).

Die Festlegung unserer Messparameter erfolgte in Anlehnung an die erwähnten Arbeiten und die zusätzlichen Messparameter in der Arbeit von Höcker und Pachuki (29) und Gardner (25). In unserer Studie wurden neben der Breite und Länge der Inzisur, sowie des Winkels auch die Abstände der Fibula zur Tibia (1cm oberhalb der Gelenkfläche) ventral, dorsal und zentral gemessen. Anders als bei den genannten Autoren wurden in unserer Studie dieselben

Diskussion

Messwerte auch auf Höhe der Gelenkfläche und 1 cm unterhalb ermittelt. Das Ziel dabei war es, noch weitere Parameter zu finden, die den Operateur unterstützen sollen, die exakte anatomische Einstellung der Fibula in der tibialen Inzisur zu beurteilen.

Bei allen erhobenen Messwerten unserer Studie zeigen sich ähnliche bis gleiche Ergebnissen in Vergleich zu den zitierten anderer Studien.

Eine Arbeit von Elgafy beschreibt die Abstandsfestlegung anterior (zwischen der anterioren Spitze der Fibula und dem nächstgelegene Punkt auf der Tibia) sowie posterior (mediale Grenze der Fibula und der nächstgelegene Punkt der Tibia) (17). In den ausschließlich an gesunden Syndesmosen durchgeföhrten Messungen in der CT, konnten Abstände anterior von durchschnittlich 2 mm und posterior von durchschnittlich 4 mm gemessen werden.

Die Messhöhe wurde mit 3 CT-Schichten über dem Plateau festgelegt (entspricht 9-12 mm).

Bei der Auswertung der Parameter zeigten sich 67% mit einer sichelförmigen und 33% mit einer flachen Inzisur (17).

Der mittlere ventrale Abstand ist in unserer Studie etwas größer als in der Arbeit von Elgafy. Die Ursache ist sicherlich, dass wir nicht die anteriore Spitze der Fibula als Markierung nutzten und dieselbe Messhöhe festlegten. In unserer Arbeit zeigten sich ein durchschnittlicher ventraler Abstand von 3,5-4 cm im 3D- Scan und in den CT- Untersuchungen sowie ein dorsaler Abstand von 4,3-5,3 cm.

Die erhobenen Parameter in unserer Studie erfolgten an bereits intraoperativ kontrollierten und korrekt eingestellten Sprunggelenken. Bei einer korrekten zentralen Lage der Fibula zeigten die gemessenen Abstände ventral und dorsal eine maximale Differenz um 2,4 +/- 1,2 mm.

Sicherlich ist ab einer größeren Differenz (>3,5 mm) von einer inkorrekt Lage in der Inzisur auszugehen und eine erneute Einstellung durchzuführen. Dies wird auch in der Arbeit von Gardner (25) bestätigt.

Weiteres Interesse galt der Beurteilung der Inzisurform. Es fanden sich konvexe (<4mm Breite) und konkave (>4mm Breite) Inzisuren. Ein ausschlaggebender Hinweis für die Aussage, welche Formen der Inzisur eher vorliegt, ist in unserer Arbeit deutlich geworden: während sich 1 cm oberhalb der Gelenkfläche bei 52% der Patienten konkave Formen der Inzisur und bei 48% der Probanden konvexe Formen darstellen, finden sich in der Ebene auf Höhe der Gelenkfläche vermehrt konvexe, flachere Inzisuren (65%) bei geringerer Rate konkaver Inzisuren (34%).

Das unterstreicht die Wichtigkeit, dass erhobene intraoperative Messwerte im durchgeföhrten 3D Scan sich auf einer definierten Ebene befinden sollten. Der Untersucher sollte sich dabei möglichst auf eine Ebene festlegen, damit sich reliable und valide Messwerte erreichen lassen und Fehlpositionen der Fibula nicht übersehen werden.

Höcker und Pachuki beschreiben in ihrer Arbeit insgesamt sechs Formen der Inzisur mit unterschiedlichen konkaven und konvexen Anteilen (29). Ausschlaggebend war rein die Form und nicht die Größe des Inzisurenwinkels. Sie differenzierten drei Hauptgruppen: 75% mit konkaver, 16% mit konvexer Inzisur und 8% ohne spezielle Zuordnung (29). Dies deckt sich mit unserer Studie und der Arbeit von Elgafy (17).

Die Überlegung, dass eine flachere Inzisur eher für Frakturen prädisponierend sei, die mindestens zwei Malleolen oder mehr betreffen, konnten wir mit den ermittelten Daten in unserer Studie nicht belegen (20,31).

Bei der Messung der hinteren und vorderen Facette reihen wir uns in die Ergebnisse von Taser mit ein (77). In der Arbeit von Höcker und Pachuki wurden die Facettenlängen nicht nominal angegeben, sondern zur Beschreibung der Inzisur ins Verhältnis gesetzt (29). Für die

Diskussion

Beschreibung der Inzisur sind diese Daten sicherlich hilfreich. Sie haben aber nur wenig Aussagekraft bei der Einschätzung der Fibulaeinstellung.

Der Winkel, die Breite und Länge der Inzisur ergeben in unserer Studie Werte, die den anderen Studien entsprechen. Zwischen Breite der Inzisur und dem Winkel konnten wir einen signifikanten Zusammenhang feststellen. Die Breite und Länge der Inzisur ist abhängig von der Messhöhe im Gelenkspalt.

Da beim 3D-Scan der Vergleich mit der gesunden Gegenseite fehlt, wäre es sinnvoll, bereits intraoperativ dem Operateur exakte Parameter an die Hand zu geben, welche ihm erleichtern, die Stellung der Fibula in der Inzisur der Tibia zu beurteilen. Wie im Ergebnisteil beschrieben, konnten wir einen direkten Zusammenhang einerseits zwischen dem Winkel und der Breite der Inzisur, andererseits aber auch zwischen den ventralen und zentralen Abständen bzw. zwischen den ventralen und dorsalen Abständen zwischen Fibula und Tibia zeigen.

Rein rechnerisch ist es möglich, mit Hilfe der erstellten Formeln nach Ermittlung des ventralen Abstandes die ungefähren Ausmaße der anderen Abstände zu bestimmen. Die Berechnung mit Hilfe der erstellten Regressionsgeraden ist im intraoperativen Alltag begrenzt praktikabel. Denkbar wäre aber, dass die Gerätehersteller spezifische Software bereitstellen, die nach Maß des ventralen Abstandes eine Berechnung ermöglicht.

Zusammenfassend kann man sagen, dass bei der Beurteilung der Stellung der Fibula in der tibialen Inzisur laut Literatur die gemessenen Abstände zwischen ventraler und dorsaler tibiofibularer Distanz sich maximal um 3 mm unterscheiden sollten. Dann ist von einer zentralen Position auszugehen. Gelenkstufen und Fehllagen der Implantate sollten vom Operateur ebenfalls erhoben und korrigiert werden.

Unsere Studie konnte kein exaktes „Werkzeug“ ermitteln, das eine genauere Einstellung der Fibula gewährleistet. Wir können nachweisen, dass die Darstellung der Gelenkgegebenheiten im dreidimensionalen Scan einer Computertomographie ebenbürtig ist. Subjektive und objektive Einschätzungen können also nach der Osteosynthese mit Sicherheit vorgenommen werden. Ein weiterer Inhalt unserer Arbeit war es zu belegen, dass die gewonnenen Messparameter im 3D-Scan den gemessenen Werten in der Computertomographie entsprechen. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den erhobenen multiplen Messwerten. Einzige Ausnahme bildet die hintere Facette 1 cm oberhalb des Tibiaplatfonds.

Diese Diskrepanz wird durch die Arbeiten von Franke und Beerekamp bestätigt (22, 23, 3). Beide Autoren beschrieben reduzierte Revisionsraten nach erfolgter intraoperativer Kontrolle mittels 3D-Scan. Franke erzielte durch den 3D-Scan eine intraoperative Revisionsrate von 32,7%. Somit war jede 3. Fraktur falsch reponiert und konnte noch in der gleichen Sitzung korrigiert werden. Beerekamp spricht in seinem Review ebenfalls von einer Korrekturrate von 11-40% (3).

Eine Ausnahme beschreibt Davidovitch. Er verglich die Ergebnisse von zwei Studiengruppen mit und ohne intraoperative 3D-BV-Untersuchung. Bei ansonsten vergleichbaren Repositionsergebnissen unterschied sich nur bei der posterioren fibularen Distanz ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Studiengruppen. Die sonstigen Messparameter wie die tibiofibulare Distanz und Überlappung zeigten trotz 3D-Scan keine besseren Ergebnisse im Vergleich zum Standardverfahren mit konventionellem BV. Eine mögliche Erklärung für die von der sonstigen Literatur divergenten Ergebnisse dieser Studie ist die sehr eng gelegte Grenze für die „fehlpositionierte“ Fibula ab 1 mm Inkongruenz zur Gegenseite. Daraus resultiert eine weitaus höhere Rate von Fehlpositionen von 38-70% bei >1mm Differenz in beiden Gruppen. Die Einschätzung der Rotation bleibt auch bei Davidovitch schwierig, da sie mit den von ihm erhobenen Parametern nicht bestimmt werden konnte (15).

Diskussion

Bei ausreichend guter Beurteilbarkeit der Sprunggelenksregion in den dreidimensionalen Scans war es nun bereits intraoperativ möglich, fehlplatzierte Implantate zu revidieren und Gelenkfehlstellungen zu korrigieren, die durch die konventionelle Durchleuchtungskontrolle nicht aufgefallen waren. In unserer Studie konnte eine durch die Auswertung des 3D-Scans induzierte intraoperative Revisionsrate von 12,5% ermittelt werden.

In den Arbeiten von Franke wurde an 251 operativ versorgten Sprunggelenksfrakturen mit Syndesmosenbeteiligung eine 3D-Bildgebung intraoperativ veranlasst. Dabei führte der 3D-Scan sogar in 32,7% der Fälle zu einer intraoperativen Konsequenz. Bei den meisten Fällen (ca. 31%) wurde eine Korrektur der Reposition durchgeführt. Bei 64 Patienten erfolgte dabei die Korrektur der Fibula in der distalen Inzisur der Tibia. Bei 3 Patienten zeigte sich als Ursache für die Fehlpositionierung ein in der Syndesmose interponiertes Fragment, welches sich nur in der 3D- Bildgebung zeigte (22,23).

Kendoff untersuchte insgesamt 248 Patienten mit unterschiedlichen Frakturen mittels 3D Scan intraoperativ. Hierbei ergab sich in 19% der Fälle eine operative Konsequenz (37).

Zusammenfassend finden sich in der Literatur Revisionsraten nach operativer Versorgung von Sprunggelenksfrakturen im Bereich von 15-30%. Dabei wird in den meisten Fällen von einer fehlerhaften Reposition der Fibula in der Inzisur der Tibia berichtet.

In unserer Studie fand sich mit 12,5% intraoperativen Revisionen eine Revisionsrate im unteren Bereich.

Schlussfolgerung

20. Schlussfolgerung

Das Anliegen unserer Studie war es herauszufinden, ob es intraoperativ möglich ist, die Stellung der Fibula in der Inzisur der Tibia nach erfolgter Osteosynthese mittels dreidimensionaler Bildwandleruntersuchung darzustellen. Wir konnten mit den ausgewerteten Daten zeigen, dass die Beurteilung der anatomiegerechten Reposition und korrekten Positionierung der Fibula durch den intraoperativen 3D-Scan zuverlässig möglich ist.

Die Ergebnisse der intraoperativen 3D-Scans wurden mit den postoperativen Computertomographien hinsichtlich qualitativer und quantitativer Parameter verglichen und ausgewertet. Zusammenfassend kann man sagen, dass bei guter Bildqualität die Darstellung des 3D-Scans der Computertomographie ebenbürtig ist und eine korrekte Einschätzung der Stellung der Fibula in der Inzisur der Tibia zulässt. Durch die intraoperativ durchgeführten dreidimensionalen Abbildungen konnten Osteosynthefehler detektiert und in der gleichen Sitzung korrigiert werden. Folgeoperationen können vermieden werden.

Wir fanden signifikante Zusammenhänge zwischen den gemessenen Abständen von Fibula und Tibia sowie der Breite der Inzisur und deren Winkel. Damit lässt sich die Inzisur genau klassifizieren.

Einen Zusammenhang zwischen Art der Inzisur und Ausmaß der Fraktur ließ sich nicht eruieren.

21. Zusammenfassung

Wir konnten belegen, dass der 3D-Scan in Abbildung und Mess-Genauigkeit der Computertomographie bei der Sprunggelenkschirurgie ebenbürtig ist.

Zusammenfassend können wir feststellen, dass die intraoperative Kontrolle der Stellung der distalen Fibula in der Inzisur der Tibia möglich ist. Eine Korrektur einer Fibulafehlposition oder einer fehlerhaft durchgeführten Reposition kann noch in der gleichen operativen Sitzung erfolgen. Konsekutiv ist dadurch eine Senkung der Revisionsrate erzielt worden.

Eine korrekt abgeschlossene Operation reduziert das Risiko eines Zweiteingriffes und macht eine postoperative Computertomographie weitestgehend verzichtbar, was die Strahlenbelastung und die Kosten reduziert.

22. Literaturverzeichnis

1. Bartonícek J. Anatomy of the tibiofibular syndesmosis and its clinical relevance. *Surg Radiol Anat* 2003; 25:379-86
2. Bava E., Charlton T. Ankle Fracture Syndesmosis Fixation and Management: The current Practice of Orthopedic Surgeons. *Am. J Orthop* 2010; 39:242-246
3. Beerekamp MS, Sulkers GS, Ubbink DT, Maas M, Schep NW, Goslings JC. - Accuracy and consequences of 3D-fluoroscopy in upper and lower extremity fracture treatment: a systematic review. *Eur J Radiol* 2012; 81:4019-28
4. Beerekamp S, Ubbink D. Fracture Surgery of the extremities with the intraoperative use of 3D-RX: A randomized multicenter trial (EF 3X-trial). *BMC Musculoskeletal Disorders* 2011; 12:151-159
5. Betriebsanleitung Ziehm Imaging GmbH, Ziehm Vario 3D; Technische Daten. 2006
6. Beumer A; van Hemert WLW, Niesing R, Entius CAC, Ginai AZ, Mulder PGH, Swierstra BA. Radiographic measurement of the distal tibiofibular syndesmosis has limited use. *Clin Orthop Rel Res* 2004, 423:227–234
7. Biswas D., Bible J. Radiation Exposure from Musculoskeletal Computerized Tomographic Scans. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91:1882-1889
8. Blaser PF, Wicky S, Husmann O, Leyvraz PF. Value of 3D CT in diagnosis and treatment of fractures of the tibial plateau; *Swiss Surg* 1998;180-186
9. Bode SD, Labropoulos PA, McCowin P. Mechanical considerations for the syndesmosis screw. A cadaver study. *J. Bone Joint Surg Am* 1989; 71:1548-1555
10. Bundesamt für Strahlenschutz (BfS). Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommision (ICRP) von 2007: ICRP-Veröffentlichung 103 verabschiedet im März 2007 (Erscheinungsdatum: Nov. 2009)
11. Burks RT, Morgan J. Anatomy of the lateral ankle ligaments. . *Am J Sports Med* 1994; 22:72-77
12. Burn WC, Prakash K, Adelaar R; Tibiotalar Joint Dynamics: Indications for the Syndesmotic Screw- A Cadaver Study. *Foot Ankle* 14; 1993;135-158
13. Chissel,H., Jones, J.;The Influence of a diastasis screw on the outcome of Weber Type-C ankle fractures. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77:435-438
14. Close JR; Some applications of the functional anatomy of the ankle. *J Bone Joint Surg Am* 1956 71:1548-1555
15. Davidovitch RI, Weil Y, Karia R, Forman J, Looze C, Liebergall M, Egol K. Intraoperative syndesmotic reduction: Three-dimensional versus standard fluoroscopic imaging. *J Bone Joint Surg Am* 2013; 95:1838-1844

Verzeichnisse und Anhang

16. Debdut B, Jesse E; Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91:1882-1889
17. Elgafy H, Semaan HB, Blessinger B, Wassef A, Ebraheim NA. Computed tomography of normal distal tibiofibular syndesmosis. *Skeletal Radiol* 2010; 39:559-564
18. Ebraheim NA, Lu J, Yang H, Mekhail AO, Yeasting RA. Radiographic and CT evaluation of tibiofibular syndesmotic diastasis: a cadaver study. *Foot Ankle Int* 1997; 18:693-698
19. Ebraheim NA, Taser F. Anatomical Evaluation and clinical importance of the tibiofibular syndesmosis ligaments. *Surg Radiol Anat* 2006 28:142-149
20. Ebraheim NA, Lu J, Yang H, Rollins J; The Fibular incisure of the tibia on CT-Scan: A cadaver study. *Foot Ankle Int* 1998; 19:318-321
21. Fallat L, Grimm DJ, Saracco JA. Sprained ankle syndrome: Prevalence and analysis of acute injuries. *J Foot Ankle Surg* 1998; 37:280-285
22. Franke J, von Recum J, Suda AJ, Grützner PA, Wendl K. Intraoperative three-dimensional imaging in the treatment of acute unstable syndesmotic injuries. *J Bone Joint Surg Am* 2012; 94:1386-1390
23. Franke J, von Recum J, Wendl K, Grützner PA. Intraoperative dreidimensionale Bildgebung- nützlich oder notwendig? *Unfallchirurg* 2013; 116:185-190
24. Fuchs M. Radiation dosage of the surgery from intraoperative roentgen procedures: risks and dose management in the operating room. *Langenbecks Arch Chir Suppl* 1998; 115:1111-1113
25. Gardner MJ, Demetrikopoulos D, Briggs SM, Lorich DG. Malreduction of the tibiofibular syndesmosis in ankle fractures. *Foot Ankle Int* 2006; 27: 788-792
26. Grass R, Herzmann K, Zwipp H. Verletzung der unteren tibiofibularen Syndesmose. *Unfallchirurg* 2000; 103: 520-532
27. Gray H. Gray's anatomy. Running Press, Philadelphia, 1984, 987-988
28. Hermans, J., Beumer A. Anatomy of the distal tibiofibular syndesmosis in adults: a pictorial essay with a multimodality approach. *J Anat* 2010; 217: 633-645
29. Höcker K, Pachuki A. Die Incisura fibularis tibiae. Die Stellung der Fibula in der distalen Syndesmose am Querschnitt. : *Unfallchirurg* 1998; 92: 401-406
30. Hoffman E, Paller D, Koruprolu S, Drakos M, Behrens SB, Crisco JJ, DiGiovanni CW. Accuracy of plain radiographs versus 3D analysis of ankle stress test. *Foot Ankle Int* 2011;32:994-999
31. Huber T, Schmoelz W, Bölderl A. Motion of the fibula relative to the tibia and its alterations with syndesmosis screws: A cadaver study. *Foot Ankle Surg* 2012; 18:203-209

32. Hüfner T, Geerling J, Gänsslein A, Krettek C. Rechnergestütztes Operieren bei Beckenverletzungen. Chirurg 2004; 75:961-966
33. Hüfner T, Stübig T. Kosten- und Nutzenanalyse der intraoperativen 3D-Bildgebung. Unfallchirurg 2007; 110: 14-21
34. Johnson EE, Markolf KL. The contribution of the anterior talofibular ligament to ankle laxity. J Bone Joint Surg Am 1983; 65:81-88
35. Kapandji I; Koebke J. Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremität, Enke Verlag, Stuttgart 1985
36. Kendoff D; Citak M. Three-dimensional fluoroscopy for evaluation of articular reduction and screw placement in calcaneal fractures. Foot Ankle Int 2007; 28:1165-1171
37. Kendoff D, Citak M. Intraoperative 3D imaging: value and consequences in 248 cases. J Trauma 2009; 66:232-238
38. Knops SP, Kohn MA, Hansen EN, Matityahu A, Marmor M. Rotational malreduction of the syndesmosis: reliability and accuracy of computed tomography measurement methods. Foot Ankle Int 2013; 34:1403-10
39. König B, Erdmenger U, Schröder RJ. Evaluation der Bildqualität des Iso-C-3D Bildwandlers im Vergleich mit der CT-Diagnostik und Therapie im Beckenbereich. Unfallchirurg 2005; 108:378-386
40. Kotsianos D, Wirth S, Fischer T, Euler E, Rock C, Linsenmaier U, Pfeifer KJ, Reiser M. 3D imaging with an isocentric mobile C-arm comparison of image quality with spiral CT. Eur Radiol 2004; 14:1590-1595
41. Krieger H. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. Wiesbaden, BG Teuber-Verlag, 2004
42. Lauge-Hansen N. Fractures of the ankle II. Combined surgical and roentgenologic exploration. Arch Surg 1950; 60:957-985
43. Lauge-Hansen N. Fractures of the ankle IV. Clinical use of a genetic and roentgenologic diagnosis and genetic reduction. Arch Surg 1952; 64:488-500
44. Lauge-Hansen N. Fractures of the ankle: analytic historic survey as the basic of a new experimental, roentgenologic and clinical investigation. Arch Surg 1948; 56:259-317
45. Leeds HC, Ehrlich MG. Instability of the distal tibiofibular syndesmosis after bimalleolar and trimalleolar ankle fractures. J Bone Joint Surgery Am 1984; 66:490-503
46. S1- Leitlinie Sprunggelenksfraktur; Leitlinien der deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie AWMF Leitlinien Register 012/003

Verzeichnisse und Anhang

47. Linsenmaier U, Rock C, Euler E, Pfeiffer KJ. Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility. Radiology 2002; 224:286-292
48. Lutz W. Zur Struktur der unteren Tibiofibularverbindung und der Membrana interosseus cruris. Z Anat Entwicklungsgesch 1942; 111:315
49. Marmor M, Hansen E, Han HK, Buckley J, Matityahu A. Limitations of standard fluoroscopy in detecting rotational malreduction of the syndesmosis in an ankle fracture model. Foot Ankle Int 2011; 32: 616-622
50. Miller AN, Carroll AE, Parker RJ, Boraiah S, Helfet DL, Lorich DG. Direct visualization for syndesmotic stabilization of ankle fractures. Foot Ankle Int 2009; 30: 419-26
51. Müller ME, Nazarian S, Koch P. AO-Klassifikation der Frakturen. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1987
52. Netter F. Atlas der Anatomie. München, Urban und Fischer-Verlag, 2008
53. Ney R, Jend H-H. Tibiofibulare Beweglichkeit und Arthrose bei Patienten mit postoperativen Ossifikationen im Syndesmosenbereich des oberen Sprunggelenkes. Unfallchirurgie 1987;13:247-277
54. Norkus S; Floyd RT. The anatomy and mechanisms of syndesmotic ankle sprains. J Athletic Training 2001; 36:86-73
55. Park J., McLaurin T. Acute syndesmosis injured associated with ankle fractures: current perspectives in management. Bull NYU Hospital Joint Dis 2009; 67:39-44
56. Rammelt S, Grass R, Zwipp H. Mechanismus, Ligamentäre Verletzungen, Diagnostik der Sprunggelenkverletzungen. Unfallchirurg 2008; 111:421–425
57. Rammelt S, Grass R, Zwipp H. Anatomie, Biomechanik und Klassifikation der Sprunggelenkfrakturen. Unfallchirurg 2008; 111: 425-437
58. Rammelt S, Heim D, Hofbauer LC; Zwipp H. Probleme und Kontroversen in der Behandlung von Sprunggelenksfrakturen. Unfallchirurg 2011; 114:847-860
59. Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area by lateral talar shift. J Bone Joint Surg Am 1976; 58:356-357
60. Rasmussen O Harrington RM. Biomechanical effects of internal fixation of the distal tibiofibular syndesmotic joint; comparison of two fixation techniques. J Orthop Trauma 1994; 8:215-219
61. Rasmussen O, Tovborg-Jensen I. Distal tibiofibular ligaments. Analysis of function. Acta Orthop Scand 1982; 53:681-686
62. Rauber/Kopsch. Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1: Allgemeines Skelettsystem – Muskelsystem. Stuttgart, Thieme –Verlag, 2003

Verzeichnisse und Anhang

63. Richter M.; Geerling J. Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (Siremobil ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care. *J Orthop Trauma* 2005; 19:259-266
64. Rock C, Lisenmaier U, Brandl R, Kotsanios D. Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen/CT Kombinationsgerät (ISO C-3D). Erste Ergebnisse der 3D-Schnittbildgebung. *Unfallchirurg* 2001; 104:827-833
65. Rock C, Kotsanios D, Reiser M. Untersuchung zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmaßenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (ISO-C-3D). *Fortschr Röntgenstr* 2002; 174:170-176
66. Ruan Z, Luo C, Shi Z, Zhang B, Zeng B, Zhang C. Intraoperative reduction of distal tibiofibular joint aided by three-dimensional fluoroscopy. *Technol Health Care*. 2011; 19:161-166
67. Sagi HC, Shah AR, Sanders RW. The functional consequences of syndesmotic joint malreduction at a minimum 2-year follow up. *J Orthop Trauma* 2012; 26:439-443
68. Sarsam IM, Hughes SP. The role of the anterior tibiofibular ligament in talar rotation: an anatomical study. *Injury* 1988; 19: 62-64
69. Schmidt HM Die Artikulationsflächen der menschlichen Sprunggelenke. *Adv Anat. Embryol Cell Biol* 1980; 66:1-88
70. Schreiber JJ, McLawhorn AS, Dy CJ, Goldwyn EM. Intraoperative contralateral view for assessing accurate syndesmosis reduction. *Orthopedics* 2013; 36; 360-361
71. Starr AJ, Reinert CM. Percutaneous fixation of the columns of the acetabulum: A new technique. *J Orthop Trauma* 1998; 12:51-58
72. Steiger M. CT-Diagnostik von Sprunggelenk und Fußwurzelfrakturen. *Fuß Sprunggelenk* 2010; 8:92-98.
73. Stormont D, Morrey B. Stability of the loaded ankle. *Am J Sports Med* 1985; 13:295-300
74. Stübig T, Kendoff D, Citak M, Geerling J, Khalafi A, Krettek C, Hüfner T. Comparative study of different intraoperative 3-D image intensifiers in orthopedic trauma care. *J Trauma* 2009; 66:821-830
75. Stufkens SA, Knupp M, Horisberger M, Lampert C, Hintermann B. Cartilage lesions and the development of osteoarthritis after internal fixation of ankle fractures: a prospective study. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92:279-286
76. Summers HD, Sinclair MK, Stover MD. A Reliable Method for Intraoperative Evaluation of Syndesmotic Reduction. *J Orthop Trauma* 2013; 27:196–200
77. Taser F, Toker S. Evaluation of morphometric characteristics of the fibular incisura on dry bones. *Joint Dis Rel Surg* 2009; 20:52-58
78. Tittel, K. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 12. Auflage Jena, Fischer Verlag, Jena, 1994

Verzeichnisse und Anhang

79. van den Bekerom MP, van Dijk CN. Is fibular fracture displacement consistent with tibiotalar displacement? Clin Orthop Relat Res.2010; 468:969-974
80. van den Bekerom MP, Lamme B, Hogervorst M, Bolhuis HW. Which ankle fractures require syndesmotic stabilization? J Foot Ankle Surg 2007;46:456-463
81. Van Heest TJ, Lafferty PM. Injuries to the ankle syndesmosis. J Bone Joint Surg Am. 2014; 96:603-613
82. Vasarhelyi A, Lubitz J, Gierer P, Grasl G, Mittlmeier T. Detection of fibular torsional deformities after surgery for ankle fractures with a novel CT method. Foot Ankle Int 2006; 27:1115-1121
83. Weber BG. Verletzung des oberen Sprunggelenkes. Aktuelle Probleme in der Chirurgie. Bd. 3. Bern, Huber-Verlag, 1996
84. Weening B, Bhandari M. Predictors of functional outcome of following transsyndesmotic screw fixation of ankle fractures. J Orthop Trauma 2005; 19:102-108
85. Weigel B, Nerlich M. Diagnostik und Therapie der Bandverletzungen des Sprunggelenkes. ; Chirurg 1998; 69:994-1010
86. Wieners G, Pech M, Beck A. Vergleich von Strahlenexposition und Bildqualität eines Siremobil-ISO-C3D mit einer 16 Zeilen Spiral-CT bei Diagnostik und Intervention am humanen Becken. Rofo 2005;, 177:258-264
87. Wikeroy A., Hoiness P. No Differences in functional and radiographic results 8.4 years after quadricortical compared with tricortical syndesmosis fixation in ankle fractures. J Orthop Trauma 2010; 24: 17-23
88. Wilson AB, Toriello EA. Lateral rotatory dislocation of the ankle without fracture. J Orthop Trauma 1991; 5:93-95
89. Wilson MJ, Michele AA, Jacobsen EW. Ankle dislocations without fracture. J Bon Joint Surg Am 1939; 21:198-204
90. Wirth CJ, Küsswetter W, Jäger M. Biomechanik und Pathomechanik des oberen Sprunggelenkes Hefte Unfallheilkunde 1978;131: 10
91. Xenos JS, Hopkinson WJ, Mulligan ME. The tibiofibular syndesmosis. Evaluation of the ligamentous structures. Methods of fixation and radiographic assessment. J Bone Joint Surg Am 1995; 77:847-856
92. Yildrim H. Mavi A. Evaluation of the fibular incisura of the tibia with magnetic resonance imaging. Foot Ankle Int 2003; 24:387-391
93. Zwipp H; Reconstructions after inveterated fractures and dislocations of the foot. Orthopäde 2014; 43: 1025-40

23. Abbildungsverzeichnis

Abb1: Abbildung des Sprunggelenkes mit eingezeichneten medialen Bändern (53)

Abb. 2 Darstellung der Frakturtypen nach Lauge-Hansen (58)

Abb. 3: schematische Darstellung der Frakturtypen nach Lauge- Hansen (58)

Abb.4: Übersicht über die AO-Klassifikation der distalen Tibia und Fibula (52)

Abb. 5: Radiologische Parameter zur Einschätzung der Syndesmosenweite in der Röntgenaufnahme mit 20° Innenrotation

Abb. 6: Darstellung eines 3D- Scans aus unserer Studie

Abb.7: Operativ versorgte Sprunggelenksfraktur in zweidimensionaler Darstellung/
Röntgenabteilung Universitätsmedizin Rostock

Abb.8: Abbildung eines Ziehm Vario 3D mit Rotationsbogen

Abb.9: Bedienelement des Ziehm Vario 3D

Abb. 10: Intraoperative Abbildung im zweidimensionalen Modus

Abb.11: Festlegung der Messhöhe 1 cm oberhalb der Gelenkfläche und des zentralen Doms

Abb. 12: Schematische Darstellung der Länge der Facetten

Abb. 13: Schematische Darstellung der Länge der vorderen und hinteren Facette

Abb.14: Schematische Darstellung des Inzisurenwinkels

Abb. 15: Schematische Darstellung des Volumens der Inzisur

Abb. 16: Schematische Darstellung des Volumens der Fibula

Abb. 17: Schematische Darstellung der Länge und Breite der Inzisur

Abb. 18: Schematische Darstellung der Breite des Inneren und Äußeren Gelenkspaltes

Abb. 19: Schema der Durchschnittswerte oberhalb Plafond

Abb. 20: Schema der Durchschnittswerte in Höhe des Plafonds

Abb.21: Mögliche errechenbare Distanzen

Verzeichnisse und Anhang

Grafik 1: Altersverteilung aller Patienten

Grafik 2: Frakturverteilung der Patienten

Grafik 3: OP-Dauer bei verschiedenen OSG-Frakturarten

Grafik 4: Verhältnis der Winkel in verschiedenen Höhen

24. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Abstände im 3D-Scan und CT

Tabelle 2: Facettenlänge

Tabelle 3: Inzisurenwinkel

Tabelle 4: Breite und Länge der Inzisur

Tabelle 5: Abstände auf Höhe des Plateaus

Tabelle 6: Facetten auf Höhe des Plateaus

Tabelle 7: Inzisurenwinkel auf Höhe des Plateaus

Tabelle 8: Breite und Länge der Inzisur auf Höhe des Plateaus

Tabelle 9: Abstand des Inneren und Äußenen Gelenkspaltes

Tabelle 10: Statistische Auswertung oberhalb Plafond CT/3D-Scan

Tabelle 11: Statistische Auswertung in Höhe Plafond CT/3D-Scan

Tabelle 12: Statistische Auswertung unterhalb Plafond CT/3D-Scan

Tabelle 13: Statistische Auswertung oberhalb Plafond CT gesund/operiert

Tabelle 14: Statistische Auswertung in Höhe Plafond CT gesund/operiert

Tabelle 15: Statistische Auswertung unterhalb Plafond CT gesund/operiert

Tabelle 16: Korrelation zwischen ventralem und zentralem Abstand

Tabelle 17: Korrelation zwischen ventralem und dorsalem Abstand

Tabelle 18: Strahlendosis bezogen auf verschiedene Frakturenarten

25. Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
AO-Klassifikation	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese Klassifikation
a.p.	anterior-posterior
BV	Bildverstärker
BW	Bildwandler
CT	Computertomographie
DFP	Dosisflächenprodukt
DLP	Dosislängenprodukt
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
MRT	Magnetresonanztomographie
OSG	oberes Sprunggelenk
OP	Operation
SA	Standardabweichung
Tab.	Tabelle

26. Anhang

C U R R I C U L U M V I T A E

PERSÖNLICHE INFORMATIONEN

- | | |
|------------------------|----------------------------------|
| ▪ Name, Vorname | Brunk, Manuela |
| ▪ Geburtsdatum | 28.01.1981 |
| ▪ Geburtsort: | Lauchhammer |
| ▪ Familienstand: | ledig |
| ▪ Staatsangehörigkeit: | deutsch |
| ▪ Wohnort: | Hermannstraße 27 / 18055 Rostock |
| ▪ Telefon: | 0381/4995071 |
| ▪ E-Mail: | manuela.brunk@med.uni-rostock.de |

SCHULISCHE AUSBILDUNG

1987 – 1992	Grundschule Brandenburg an der Havel
1992 – 2000	Bertolt- Brecht- Gymnasium Brandenburg
2000	Erwerb der allgemeinen Hochschulreife

UNIVERSITÄRE AUSBILDUNG

2000 – 2007	Studium der Medizin, Universität Rostock
08/ 2006-11/2006	PJ Pädiatrie an der Universität Sao Paulo/ Brasilien
11/2006-03/2007	PJ Chirurgie Unispital Zürich/ Schweiz
03/2007-06/2007	PJ Innere Medizin/ Universität Rostock
Oktober 2007	Approbation als Ärztin

BERUFLICHE AUSBILDUNG

seit 01/ 2008	Assistenzärztin in der Klinik und Poliklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsmedizin Rostock
---------------	---

DISSERTATION

2010 – 2015	Promotionsarbeit am Institut für Chirurgie, Universität Rostock.
-------------	--

27. Thesen

1. Sprunggelenksverletzungen mit Beteiligung des Syndesmosenkomplexes stellen eine komplikationsbelastete Verletzung dar.
2. Eine Fehlstellung der Fibula in der distalen tibialen Inzisur verschlechtert das funktionelle Outcome und begünstigt die Entwicklung einer posttraumatischen Arthrose.
3. Intraoperative Durchleuchtungsaufnahmen und postoperative Röntgenbilder können Fehlstellungen der Fibula nicht zuverlässig detektieren.
4. Bisher war eine postoperative Computertomographie der Goldstandard zur radiologischen Kontrolle der Stellung der Sprunggelenksgabel.
5. Die erhobenen Messparameter und die Abbildungsqualität des 3D-Bildwandlers sind mit der Computertomographie vergleichbar.
6. Der Einsatz des Bildwandlers deckt eine Reihe von Fehlplatzierungen der Fibula in der tibialen Inzisur auf. Weiterhin können fehlerhafte Osteosynthesen intraoperativ erkannt werden.
7. Revisionsoperationen werden durch die direkte Korrektur der identifizierten Probleme in der gleichen operativen Sitzung vermieden.
8. Das postoperative CT wird bei guter Abbildungsqualität des 3D-Scans in Zukunft verzichtbar sein.
9. Es zeigen sich statistisch auswertbare Zusammenhänge zwischen Winkel und Breite der Inzisur; daraus können „Typen“ der Incisura fibularis abgeleitet werden.
10. Mit Hilfe der statistischen Zusammenhänge konnten Formeln entwickelt werden, die dem Operateur mögliche Werkzeuge an die Hand geben, die zentrale Stellung der Fibula in der Inzisur exakt zu bestimmen.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, Manuela Brunk, geboren am 28.01.1981 in Lauchhammer, dass ich die unter dem Titel:

„Intraoperative Kontrolle von Sprunggelenksverletzungen mit Syndesmosenbeteiligung mittels 3D-Bildwandler“

vorliegende Arbeit selbstständig verfasst habe, mir darüber hinaus keine weitere Hilfe zuteil geworden ist und bei der Anfertigung der Dissertation keine anderen als die in der Arbeit genannten Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Rostock, den 20.04.2015

Manuela Brunk

Danksagung:

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. Markus Beck für die Vergabe des Promotionsthemas, seine persönliche Betreuung und die kritische Begleitung bedanken. Des Weiteren gilt ein besonderer Dank an meinen Chef, Prof. Dr. med. habil. Thomas Mittlmeier, für eine umfassende Unterstützung, Motivation und jegliche Hilfestellung.

Für aufmunternde Worte und Hilfen bei Korrekturen von Inhalt und Rechtschreibung möchte ich mich ganz herzlich bei Oberärztin unserer Abteilung, Dr. med. Alice Wichelhaus, bedanken.

Ein besonderer Dank geht an alle guten Seelen, die mich während meines gesamten Studiums, der ersten Zeit danach und der Doktorarbeit motiviert und an entscheidenden Stellen den Rücken gestärkt und auch frei gehalten haben: das wären an erster Stelle meine Eltern, mein Freund Werner Krautschneider, Anne-Katrin und Joachim Meitzner sowie noch unzählige weitere Personen.

Rostock 2015