

Aus der Unfallchirurgischen Klinik
der Medizinischen Hochschule Hannover

Direktor: Prof. Dr. med. C. Krettek

Entstehung, Behandlung und Prävention von Frakturen des Mittelfußes

**Klinische, unfalltechnische und experimentelle
Studien**

als Habilitationsschrift zur Erlangung der Venia legendi für das Fach

Experimentelle Unfallchirurgie

verfasst und der Sektion II sowie dem Senat der
Medizinischen Hochschule Hannover vorgelegt von

Dr. med. Martinus Richter

Hannover 2001

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
1. Einleitung.....	1
1.1. Thematik.....	1
1.2. Historischer Rückblick	3
1.3. Entwicklungsgeschichte, Anatomie, Biomechanik.....	8
1.3.1. Phylo- und Ontogenese.....	8
1.3.2. Anatomie.....	10
1.3.3. Biomechanik	13
1.4. Pathogenese	15
1.4.1. Chopartgelenk.....	15
1.4.2. Lisfrancgelenk	17
1.5. Diagnostik	18
1.6. Behandlung	19
1.7. Prognose	20
2. Klinische Langzeitstudie von Frakturen des Mittelfußes.....	22
2.1. Zusammenfassung.....	22
2.2. Einleitung	23
2.3. Material und Methode.....	24
2.3.1. Nachuntersuchung	24
2.4. Ergebnisse.....	26
2.4.1. Epidemiologie.....	26
2.4.2. Verletzungsmuster	27
2.4.3. Behandlung	29
2.4.4. Nachuntersuchung	30
2.5. Kasuistiken	35
2.6. Diskussion	44
2.7. Schlussfolgerung	47

3. Unfalltechnische Analyse von Fußfrakturen bei	
PKW-Insassen	48
3.1. Zusammenfassung.....	48
3.2. Einleitung	49
3.3. Material und Methode.....	50
3.3.1. Untersuchungsgebiet.....	50
3.3.2. Statistischer Erfassungsplan	51
3.3.3. Alarmierung und Anfahrt.....	52
3.3.4. Wissenschaftliche Erfassungsteams und Datenerfassung	52
3.3.5. Allgemeine Daten	53
3.3.6. Medizinische Daten	54
3.3.7. Unfalltechnische Daten	56
3.3.8. Statistik	58
3.4. Ergebnisse.....	59
3.4.1. Epidemiologie.....	59
3.4.2. Verletzungsmuster und -schwere	60
3.4.3. Langzeitfolgen.....	62
3.4.4. Unfalltechnische Parameter	63
3.4.5. Korrelation zwischen unfalltechnischen Parametern und Verletzungsschwere	67
3.4.6. Vergleich zwischen Fahrer und Beifahrer	68
3.4.7. Vergleich zwischen Fällen bis und ab 1990	69
3.5. Diskussion	70
3.6. Schlussfolgerung.....	74
4. Experimentelle Analyse des Verletzungsmechanismus von	
Frakturen des Mittelfußes	75
4.1. Zusammenfassung.....	75

4.2. Einleitung	76
4.3. Material und Methode	77
4.3.1. Versuchsaufbau	78
4.3.2. Druckmeßsystem	82
4.3.3. Bewegungsanalysesystem	84
4.3.4. Versuchsablauf	88
4.3.5. Statistik und Hypothese	89
4.4. Ergebnisse	89
4.4.1. Gelenkdrücke und -kräfte	91
4.4.2. Knochenbewegung	95
4.5. Diskussion	97
4.6. Schlussfolgerung	105
5. Zusammenfassende Diskussion	106
5.1. Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover	109
5.2. Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover	109
5.3. Zentrum Rechtsmedizin, Medizinische Hochschule Hannover	110
6. Schlussfolgerung	119
7. Literatur	121
8. Anhang	130
8.1. Bewertungsschema Fußdeformitäten nach Paulos	130
8.2. Einteilung Arthrosegrade nach Kellgren	130
8.3. American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) Score ...	131
8.3.1. Rückfuß Sektion / Hindfoot Section	131
8.3.2. Mittelfuß Sektion / Midfoot Section	132
8.3.3. Erster Vorfußstrahl / 1st Forefoot Ray	133

8.3.4. Vorfußstrahl 2-5 / Forefoot Rays 2-5	134
8.4. Hannover Scoring System (HSS).....	135
8.5. Hannover Questionnaire (Q).....	137
8.6. Hannover Polytrauma Schlüssel	141
8.7. Klassifikation Weichteilschaden nach Tscherne	142
8.8. Schema AO-Klassifikation der Frakturen der langen Röhrenknochen	143
8.9. Technische Ausstattung experimentelle Analyse	144
8.9.1. Drucksensor, 2 x 2 cm.....	144
8.9.2. Drucksensor, 3 x 3 cm.....	144
8.9.3. Ultraschallmikrofon.....	145
8.9.4. Plexiglasadapter, einfach	145
8.9.5. Plexiglasadapter, dreifach	145
8.10. Zeitlicher Druck- und Kraftverlauf in Gelenken.....	146
8.10.1. Druckverlauf der 17 Sensorfelder, Versuch 1 bis 16	146
8.10.2. Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- und Calcaneocuboid- gelenk, Versuch 1 bis 16.....	154
8.11. Dummies für die Fußregion	162
8.11.1. Hybrid III ALEX™	162
8.11.2. THOR LX™	162
9. Danksagung	163

1. Einleitung

1.1. Thematik

Unter den Verletzungen der Fußregion verursachen besonders die eher seltenen Frakturen und Luxationsfrakturen des Mittelfußes immer noch Probleme bei Diagnostik und Behandlung und führen zu erheblicher Langzeitmorbidity [2, 3, 29, 60, 68, 84, 88, 99, 117].

[Anmerkung des Verfassers: Da die Studien entsprechend der Thematik aufeinander aufbauen, enthält die weitere Beschreibung der Thematik bereits einen Teil der Ergebnisse und Schlussfolgerungen der klinischen und unfalltechnischen Studien.]

Im Rahmen einer klinischen Studie sollten die in der eigenen Klinik behandelten Fälle von Frakturen (inkl. Luxationsfrakturen) des Mittelfußes untersucht werden, um eine Basis zur Behandlungsoptimierung und Minimierung der Verletzungsfolgen zu schaffen. Um bei der bekannt niedrigen Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes ausreichende Fallzahlen für relevante Aussagen zu erreichen, wurde ein retrospektives Studiendesign mit Erfassung der Patienten von 1972 bis 1997 gewählt. Der dadurch bedingte lange Nachuntersuchungszeitraum ermöglichte zugleich eine Evaluation der Langzeitfolgen. Auf den Ergebnissen dieser klinischen Studie basierend können eindeutige Hinweise zur Optimierung von Diagnostik und vor allem Behandlung von Frakturen des Mittelfußes gegeben werden. Es zeigt sich jedoch auch in dieser Untersuchung wieder ein hoher Anteil und ein hohes Ausmaß von Langzeitmorbidity [83, 84, 88]. Dies betrifft leider ebenso Fälle mit als optimal anzusehender Behandlung. Deshalb spielt bei Frakturen des Mittelfußes die Prävention eine wesentliche Rolle. Da Frakturen des Mittelfußes in drei Viertel der Fälle bei Verkehrsunfällen auftreten und

dabei hauptsächlich PKW-Insassen betreffen, sollten präventive Maßnahmen am ehesten bei der passiven Fahrzeugsicherheit des PKW ansetzen.

Um die Prävention einer Verletzung zu ermöglichen ist in jedem Fall die genaue Kenntnis des Verletzungsmechanismus unabdingbar. Bezogen auf die Frakturen des Mittelfußes sind die Mechanismen bei realen Verkehrsunfällen das primäre Untersuchungsziel. Mit diesem Ziel wurde die unfalltechnische Studie von PKW-Insassen durchgeführt. Dabei erfolgte auch eine klinische Analyse der Verletzungen. Im unfalltechnischen Teil dieser Studie wurden Art, Richtung und Ausmaß der bei Realunfällen einwirkenden Kräfte analysiert. Die Auswirkung der Kräfte wurde dann im klinischen Teil der Studie durch Analyse von Verletzungsmuster, -typ und -schwere evaluiert. Der Verletzungsmechanismus konnte jedoch auch bei dieser unfalltechnischen und klinischen Langzeitstudie nicht über die Determinierung der Kraftein- und -auswirkung hinaus geklärt werden [85, 86, 88]. Um aber eine Entwicklung und realitätsnahe Überprüfung wirkungsvollerer präventiver Maßnahmen zu ermöglichen, reichten die bis dahin erworbenen Kenntnisse nicht aus. Daher folgte eine experimentelle Untersuchungen des Verletzungsmechanismus. Da der zum Zeitpunkt der Untersuchung vorliegende Dummy (Hybrid III™ Lower Extremity) keine realitätsnahe Simulation erlaubt, sind Untersuchungen an humanen Präparaten nötig.

Bei bisherigen experimentellen Analysen des Verletzungsmechanismus an humanen Präparaten kamen Hochgeschwindigkeitsvideokameras und/oder Kraft- und Beschleunigungsaufnehmer, welche außerhalb des Fußes angebracht waren, zum Einsatz [18]. Auf den Ergebnissen dieser Experimente basierend wurde auch das aktuelle Crash Test Modell entwickelt [42, 69]. Mit den durchgeführten Analysen wurden Kräfte (*externe* Kraftaufnehmer)

und Knochenbewegungen (Hochgeschwindigkeitskameras) indirekt gemessen und registriert. Die nach diesen Analysen unbekannt Prozesse *im* Fuß zum Zeitpunkt der Verletzung sollten im Rahmen der eigenen experimentellen Untersuchungen präziser analysiert werden. Dafür sollte ein bisher nicht durchgeführtes Verfahren mit direkter Registrierung von Knochenbewegungen und Druckmessungen in angrenzenden Gelenken zum Einsatz kommen. Zuvor sollte eine Methode zur reproduzierbaren Erzeugung von Frakturen des Mittelfußes bei humanen Präparaten entwickelt werden, um standardisierte Messungen durchführen zu können. Die erarbeiteten Daten sollen als Basis zur Modifikation des aktuellen Crash Test Modells dienen. Damit sollte die Überprüfung von Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit optimiert und somit realitätsnäher gemacht werden.

Ermöglicht wurde die Durchführung dieser klinischen, unfalltechnischen und experimentellen Studien durch die Präsenz eines Traumazentrums der Maximalversorgung, einer Einrichtung für Verkehrsunfallforschung und eines Instituts für Rechtsmedizin an der Medizinischen Hochschule Hannover.

1.2. Historischer Rückblick

Der Hochgesang auf den Fuß des berühmten Galenos von Pergamon zeugt noch heute von der Ästhetik, der ehrfürchtigen Betrachtung und teleologische Deutung dieser bemerkenswerten Einheit: Fuß [28]. Leonardo da Vinci zeichnet und bewunderte ihn als „Miraculum technicum naturae“ (aus [116]). Medizinisch historisch sind Traumen des Fußes bereits in der Heilkunst der Babylonier, Ägypter und Griechen bekannt. Hippokrates (460-375 v. Chr.) beschrieb im 9. Buch seines umfassenden Werkes

anschaulich Frakturen und Luxationen im Fußbereich und insbesondere im Fußwurzelbereich [31, 35]:

„Der menschliche Fuß ist wie die Hand aus vielen kleinen Knochen zusammengesetzt. Diese Knochen werden nicht leicht gebrochen, wenn nicht zugleich die Weichteile durch einen spitzigen oder schweren Körper verwundet sind. Wenn aber ein Zehengelenk oder ein Knochen des sog. Tarsus aus der Lage gekommen ist, so muss ein jeder an seine Stelle zurückgebracht werden... . Diese Verletzung heilen alle in 20 Tagen... . Es ist notwendig, währen dieser Zeit zu liegen, aber diejenigen, welche die Krankheit für gering erachten, können sich nicht dazu entschließen, sondern gehen herum, ehe die Heilung erfolgt ist. Deshalb werden die meisten nicht vollständig geheilt, und oft mahnt sie ein Schmerz mit Recht daran, denn die Füße haben das ganze Gewicht des Körpers zu tragen. Wenn jene aber ehe sie geheilt sind umhergehen, heilen die bewegten Gelenke schlecht zusammen. und deshalb fühlen sie beim Gehen von Zeit zu Zeit Schmerzen.“

Nach Hippokrates werden Frakturen und Luxationen des Fußes (ὀόταρδός, rasceta pedis. Fußwurzel) über eine Radnabe (Scamnum Hippocratis) mit Extension und „Kontraextension“ eingerichtet. Talus und Calcaneus werden kaum erwähnt, jedoch Spezialverbände zur Vermeidung des Fersenbrandes exakt beschrieben [35].

Galen (129-199 n. Chr.), Leibarzt Kaiser Marc Aurels, warnt in seinem Medicus, Cap. 20 vor offenen Sprunggelenksbrüchen und hält vollständige Verrenkungen für kaum reponibel [28].

Abu 1-Quasim, der berühmteste arabische Chirurg (1013 n. Chr.) empfiehlt bei der Luxation einzelner Fußknochen, dass der Chirurg mit seinen

eigenen Füßen einen kräftigen Druck auf den abnormen Vorsprung an dem auf den Boden gesetzten Fuße des Patienten ausübt (zit. n. [31]).

Chopart (1743-1795) blieb bis heute hin bekannt durch seine in der Kriegschirurgie empfohlene transtarsale Absetzungslinie, Lisfranc (1790-1847) durch die Gelenklinie zur Exartikulation der Metatarsalia. Nach Malgaigne, der die Verrenkung im Chopartgelenk als „Luxation mediotarsalis“ bezeichnete, lieferte Petit die ersten zwei Beobachtungen [57, 79]. Broca und Henke dementierten diese Art der Verrenkung, erst Fuhr konnte diese 1892 in Autopsien nachweisen [10, 27, 33]. Krämer verwies 1923 auf 10 radiologisch dokumentierte Fälle von Madelung und fügte eine rein ligamentäre Verrenkung im Chopartgelenk nach medial hinzu [49]. Florian illustrierte sehr anschaulich den 17. Fall der Weltliteratur [26]:

„J.W., ein 68-jähriger Knecht, führte am 2.VI.1922 ein Ochsespann mit einem Leiterwagen im Trab einen steilen und engen Hohlweg herab, auf der linken Böschung des Hohlweges, die Zügel in der Hand, mitlaufend. Dabei rutschte er plötzlich ab, senkrecht auf den Wagen zu und kam mit dem rechten Fuß in das unter dem Wagen befindliche Gestänge, welches die Vorderachse des Wagens mit der Deichsel verbindet. Er blieb mit dem rechten Fuß darin hängen, rutschte mit dem ganzen Körper ganz an den Wagen heran und wurde so, knapp parallel am Wagen liegend (hängend) eine Strecke geschleift, bis es gelang, das Gefährt zum Stillstand zu bringen. Er konnte nicht gehen und wurde nach Hause geführt.“

Florian beschreibt anschließend die palpable Verrenkung nach caudal, die Verkürzung des Fußes, die aufgehobene aktive Plantarflexion, Pro- und Supination, belegt dies radiologisch und reponiert geschlossen in tiefer Äthernarkose [26].

Nach der Literatur gilt bis heute die rein ligamentäre Chopart-Luxation als extrem selten. Am ehesten kann sie mit Begleitfrakturen des Naviculare, Talus, Metatarsus oder Calcaneus beobachtet werden [116].

Die erste Luxationsfraktur des Os naviculare pedis beschrieb Piednagel im Jahre 1831 [80]:

„Ein Mann, der überfahren worden war, zeigte am inneren Fußrande in einer querverlaufenden Wunde eine Gelenkfläche; anfängliche Diagnose: Luxationen des Taluskopfes; vergebliche Repositionsversuche, daher Amputation des Fußes. Es zeigte sich, dass das Naviculare seine Verbindungen mit dem Talus von den Keilbeinen gelöst hatte und nach innen luxiert war. Der äußere Teil war frakturiert und das Fragment wurde durch Bandmassen in Form eines Y und durch das Ligamentum calcaneo-naviculare inferius gehalten.“

Bis 1908 sind nach Finsterer nur 19 solcher Fälle in der gesamten Literatur bekannt, zwei davon mit gleichzeitiger Fraktur des Os cuboideum [25]. Subluxationen des Os naviculare bzw. des Os cuboideum sind dagegen häufiger beschrieben. Eine vollständige „isolierte Luxation des Os naviculare pedis“ wurde von Malgaigne in drei Fällen beschrieben, muss aber bei fehlender Beschreibung in der Literatur nach Einführung der Röntgendiagnostik bezweifelt werden [57]. Eine isolierte, rein „ligamentäre Cuboidluxation“ wurde erstmals von Drummond und Hastings beschrieben [22]. Wenngleich Petit 1723 Frakturen des Mittelfußes näher beschrieb, so untersuchten im chirurgischen Feld der Chopart-Läsionen erst 1907 Baumgartner und Huguier die subtalaren Luxationen [7, 79]. Erst 1952 wurden diese von Leitner exakt analysiert und systematisiert [51]. Obgleich Jacques L. Lisfranc (1790-1847), Chirurg in der napoleonischen Armee, nie über Luxationsfrakturen dieses nach ihm benannten Gelenkes berich-

tete, so kannte er diese Gelenklinie anatomisch derart exakt, dass er einen gangränösen Vorfuß innerhalb einer Minute in dieser Linie absetzen konnte. Auch das Y-förmige Ligament zwischen Metatarsale I und II-Basis und Cuneiforme I ist nach ihm benannt [82]. Malgaigne berichtete als erster 1843 bereits über 22 Fälle einer „Luxation im Lisfrancgelenk“ [57]. Hitzig, ein Chirurg aus Berlin, überlieferte 1865 einen äußerst anschaulichen klinischen Bericht über eine Luxation im „Tarsometatarsal-Gelenk“ bei einem 23 Jahre alten Drechsler, der im Rahmen „eines Entweichungsversuches aus einem Fenster des 2. Stockes der Gefangenen-Anstalt“ sprang. Seine exakte klinische Beschreibung entspricht einer homolateralen dorsalen Luxation, die er in Chloroformnarkose mit zwei Helfern reponierte. Quenu und Rüss verdanken wir eine subtile Studie zahlreicher klinischer Fälle, anatomische Studien, eine heute noch sinnvolle Klassifikation sowie die erstmalige Empfehlung bei komplexeren Verletzungen operativ vorzugehen (Abb. 1) [82].

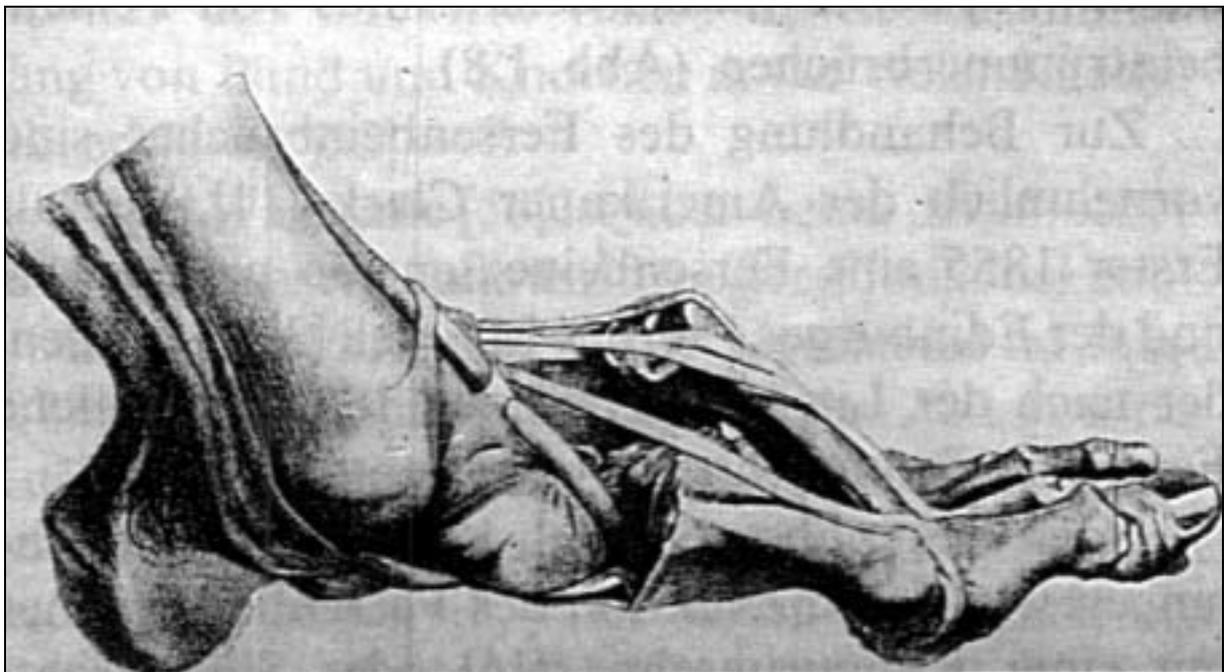


Abb. 1: Zeichnung einer Lisfranc-Luxationsfraktur aus der Originalarbeit von Quenu und Küss [82].

1.3. Entwicklungsgeschichte, Anatomie, Biomechanik

1.3.1. Phylo- und Ontogenese

„Wir behaupten nun, dass nicht der Kopf, nicht die Hand, nicht die Brust, sondern das Bein und vorzugsweise der Fuß es ist, welcher den Menschen zoologisch am besten von den Tieren unterscheidet, weil nirgends mehr, als gerade an ihm, die körperliche Eigentümlichkeit des Menschen hervorritt, d.h. kein Körperteil hat sich weiter als der Fuß von den entsprechenden der Tiere entfernt.“ Burmeister 1851 [13].

Gregory vermutete, dass das fünfstrahlige Fußmuster der Amphibien den Grundstock zur anthropoiden Fußentwicklung darstellt [30]. Danach entwickelte sich von der amphibischen Hinterhand der Calcaneus aus dem Os fibulare, der Talus aus dem Os intermedium, das Naviculare durch Fusion des Os tibiale und des proximalen Os centrale. Die Ossa cuneiformia I-III entstanden aus den Tarsalia I-III, das Cuboid aus den Tarsalia IV-V mit Persistenz der 5 Metatarsalia. Der quadropede Fuß archaischer Säugetiere hat sich in den letzten 40 Millionen Jahren über den proanthropoiden zum anthropoiden Fuß im Pliozän (vor 12 Millionen Jahren) entwickelt. Neuere Befunde eines hominoiden fossilen Fußes gehen noch vor das Zeitalter des Neandertalers zurück, wie der kürzliche 1.750.000 Jahre alte Fund im Olduwai Gorge, Tanganjika. Kennzeichnend sind dabei die Artikulationsflächen der Metatarsale I und II-Basen mit der damit fehlenden hallucalen Divergens. Vergleichende anatomische Studien des Fersenbeines von Gorilla und Neandertaler zeigen, dass in der Tat die Gelenkfläche des Sustentaculum tali beim Gorilla um 70-73 Grad geneigt ist, die des Neandertalers um einige Grad weniger und die des heutigen Menschen horizontal verläuft.

Obwohl heute nach Benninghoff und Görttler vom analogen Bauplan der Hand und des Fußes - mit adaptiven Alterationen - ausgegangen wird, so imponieren dennoch nach wie vor die teleologischen Überlegungen des großen Galenus von Pergamon zur Entwicklung der Großzehe [8, 28]:

„Erstens wuchs daher der Großzeh nicht nur derart viel größer als der Daumen, sondern auch viel massiger. Zweitens aber entstand er nicht wie jener aus drei Knochen sondern aus zwei. Da die Natur nämlich meiner Meinung nach grosse, solcher Art angeordnete Knochen brauchte, deshalb hütete sie sich, diese in viele kleine zu zerlegen.“

Ontogenetisch ist die Extremitätenbildende Substanz bereits ekto- und endodermal in der Gastrula lokalisiert [96]. Die distale Tibia, Fibula, ein noch zweigeteilter Calcaneus und der Tarsus können bereits beim 12 mm großen Embryo differenziert werden. Bereits in der 6. Embryonalwoche vollziehen beide Fußplatten 90% ihrer Innenrotation, die linke im Uhrzeigersinn, die rechte entgegengesetzt. Calcaneus, Talus, Cuneiforme mediale, Naviculare und Cuboid können differenziert werden. Die periostale Ossifikation des Calcaneus kann beim 90 mm langen, die enchondrale Verknöcherung beim 150 mm messenden Embryo beobachtet werden. Die enchondrale Ossifikation des Talus beginnt erst im 8. Monat gefolgt von der des Cuboids und der Metatarsalia [6]. Analog zur Phylogenese wandert der Talus in der Embryonalphase erst allmählich über den Calcaneus. Der ursprünglich plantar gerichtete Taluskopf rotiert im 1. Monat annähernd um 90 Grad in die Horizontalebene unter gleichzeitiger Dorsalextension des Fußes. Die phylogenetisch erklärbare supinatorische Stellung der Metatarsalia sowie die Varusstellung des Rückfußes verliert sich dagegen erst im Kleinkindalter. Die phylogenetische Differenzierung des Fußes anthropoider Affen zum menschlichen Fuß hat sich vor allem im

Kürzerwerden der Zehen, im Mächtigerwerden des Fersenbeines und in der Ausbildung des Längs- und Quergewölbes vollzogen - eine biomechanische Evolution des plantigraden Ganges.

1.3.2. Anatomie

Der Mittelfuß umfasst Naviculare, Cuboid und Cuneiforme I-III und die angrenzenden Gelenke inkl. Chopart- und Lisfrancgelenk sowie die umgebenden Weichteile. Proximal grenzt der Mittelfuß an den Rückfuß bestehend aus Calcaneus und Talus und distal an den Vorfuß mit den Metatarsalia und den Phalangen.

Knochen

Das Os cuboideum (Cubus = Würfel) stellt die Fortsetzung der lateralen Fußsäule vom Rückfuß dar. Es artikuliert sowohl mit dem Fersenbein als auch mit dem 4. und 5. Mittelfußknochen in seiner Längsrichtung, in der Querausrichtung mit dem Os naviculare und dem Os cuneiforme laterale, wobei letzteres mit den Cuneiformia intermedium et mediale und dem Os naviculare den inneren Block des Tarsus als Verlängerung der medialen Fußsäule darstellen. Während die Gelenkfläche zum Calcaneus S-förmig in beiden Ebenen geschwungen ist, ist die zum Os naviculare, Cuneiforme laterale und Metatarsale IV, V deutlich für sich jeweils nur in einer Ebene abgesetzt. An seiner plantaren Fläche hebt sich die Tuberositas ossis cuboidei ab sowie ein schräg verlaufender Sulcus zur Aufnahme der Sehne des M. peroneus longus.

Das Os naviculare (Navicula = Kahn, Schiffchen) ist ein 6-flächiger, kahnförmiger Knochen, der 4-gelenkig zwischen Taluskopf und den 3 Cuneiformia den Schlüsselstein des medialen Fußlängsgewölbes und der media-

len Fußsäule darstellt. Seine posteriore Fläche stellt die ovaläre, bikonkave Gelenkfläche zum Taluskopf dar. Seine anteriore konvexe Fläche artikuliert dreigeteilt allen drei Cuneiformia. Seine laterale Fläche ist quadrilateral, sie artikuliert mehr plantarwärts mit dem Os cuboideum und verbindet sich mehr dorsalwärts über den Ansatz des navicularen Schenkels des Lig. bifurcatum mit dem Processus anterior calcanei. Seine mediale Fläche zeichnet sich vor allem durch die Tuberositas aus, an der der größte Arm der Sehne des M. tibialis posterior und die cuneo-navicularen Bänder verhaftet sind. Die dorsale und plantare Fläche sind größtenteils von den nach proximal und distal gelenkverbindenden Ligamenten besetzt.

Die Ossa cuneiformia (cuneus = Keil) setzen nach Talus und Naviculare die mediale Fußsäule fort und sind Hauptbestandteil des Fußquergewölbes. Das mediale Keilbein ist das größte und längste und zeigt mit seiner Schneide nach dorsal. Das mittlere ist das kleinste und kürzeste und zeigt wie das laterale mit seiner Schneide nach plantar. Nach proximal artikulieren alle drei mit dem Os naviculare, nach distal mit den ersten 3 Metatarsalia, wobei das Metatarsale II durch das kürzere Cuneiforme intermedium regelrecht verzahnt wird. Das Cuneiforme mediale artikuliert zusätzlich mit der Basis des 2. Mittelfußknochens, das Cuneiforme intermedium mit dem Cuneiforme mediale und laterale, das Cuneiforme laterale zusätzlich mit dem Cuboid.

Ligamente

Das Ligamentum bifurcatum ist ein wesentlicher Stabilisator des Chopartgelenkes auf der lateralen Seite. Es entspringt als zweigeteiltes Band im distalen Bereich der Dorsalfläche des Processus anterior calcanei zwischen der Facies articularis anterior calcanei und der Ursprungszone des M.

extensor digitorum brevis. Der Schenkel zum Naviculare (Pars calcaneo-navicularis) zieht zum seitlichen Rand des Os naviculare etwas oberhalb der Articulatio cuboideonavicularis. Der Schenkel zum Cuboid (Pars calcaneocuboidalis) ist dagegen an der Dorsalfläche des Os cuboideum befestigt. Nach Schmidt und Grünwald ist das Lig. calcaneonaviculare im Mittel 5 mm länger (14,6 mm) als das Lig. calcaneocuboideum (9,4 mm) [94]. Im Mittel ist der naviculare Schenkel mit 3 mm Dicke auch stärker als der cuboidale Schenkel mit 2 mm Dicke. Das Calcaneocuboidgelenk wird außerdem zusätzlich stabilisiert durch schwächere und inkonstant vorkommende Ligamente wie das Lig. calcaneocuboidale dorsale, laterale und plantare.

Das medialseitige Chopartgelenk weist neben der kräftigen talonavicularen Kapsel und dem navicularen Schenkel des Lig. bifurcatum verschiedene Verstärkungszüge auf [116]. So stabilisiert dorsal das Lig. talonaviculare dorsale die Gelenkverbindung, plantar das Lig. calcaneonaviculare plantare (Spring-Ligament) und das bisher wenig beachtete Ligamentum calcaneonaviculare mediale, welches dem Lig. neglectum nach Volkmann entspricht [105]. Dieses entspringt am Fersenbein am Oberrand des Sustentaculum tali. In dieses Band strahlen von unten Fasern aus dem Lig. calcaneonaviculare plantare (Pars medialis), von oben Fasern der Pars tibio calcaneare des Lig. deltoideum ein. Im Winkel zwischen Vorderkante des Sustentaculum tali und der Tuberositas ossis navicularis ist die Fibrocartilago navicularis in das Band eingelassen. Die Bandfasern zeigen schraubenförmig nach vorn und oben, umgreifen den Taluskopf medial und inserieren am Os naviculare zwischen Tuberositas und Dorsalfläche. Die mittlere Länge dieses Bandes beträgt nach Schmidt und Grünwald 22 mm und hat nach Volkmann funktionell eine eminente Bedeutung zur Verhinderung eines Pes valgo planus [94, 105].

Durch die zahlreichen ligamentären Verbindungen zwischen den 3 Cuneiformia untereinander, zum Os naviculare und Os cuboideum einerseits und den Metatarsalia andererseits sind durch die dorsale und plantare Bandverbindung amphiarthrotische Gelenkverbindungen gegeben, die in ihrer Gesamtheit beim Aufsetzen des Fußes die Funktion einer federnden Platte erfüllen und nur in ihrer Gesamtheit funktionell bedeutsam sind. Deshalb soll zur Anatomie dieser Bänder hier nur zur Besonderheit des sog. Lisfranc-Ligamentes hingewiesen werden, das zwischengliedrig vom Cuneiforme I zur Basis des Metatarsale I und II zieht [82].

1.3.3. Biomechanik

Die komplexen 3-dimensionalen Bewegungsabläufe des sog. heterokinetischen Kardangelenkes der OSG-Fuß-Finheit können gedanklich nicht getrennt werden, da der Talus als „knöcherner Meniskus“ der Vermittler von Bewegungen in einem 3-kammerigen Sprunggelenk ist [44, 97].

Chopartgelenk

Das Chopartgelenk wird im chirurgischen Sinne als vorderes unteres Sprunggelenk oder Artic. transversa tarsi verstanden. Während bereits Henke 1855 eine Schraubenbewegung im queren Tarsalgelenk vermutete, konnte Manter diese 1941 nachweisen [32, 59]. Er fand eine longitudinale Achse des Chopartgelenkes, welche zentral durch die tiefe Portion des Ligamentum bifurcatum verläuft, und um 150° zur Horizontalebene ansteigt sowie um 90° nach medial abweicht. Um diese Achse erfolgt mit 100° Steigung eine schraubenförmige Bewegung gegensinnig zur helicalen Motion des Subtalgelenkes, d.h. linksdrehend beim rechten Fuß und rechtsdrehend beim linken Fuß. Die Eversion des rechten Fußes ist verbunden mit einer Drehung des Cuboids entgegen dem Uhrzeigersinn

kombiniert mit einem geringen Vorschub des Os naviculare. Die Interaktion von Subtalargelenk und Chopartgelenk wird dabei mit zwei gegenseitig laufenden Zahnrädern verglichen. Neben dieser longitudinalen Achse mit „screwlike motion“ wies Manter noch eine zweite schräge, nicht schraubenförmige Bewegungsachse im Chopartgelenk nach, die zur Horizontalen um 52° ansteigt und zur Fußachse um 57° nach medial abweicht [59]. Auch diese Achse verläuft zentral durch die tiefe Portion des Lig. bifurcatum, welches die Bewegungsfreiheit maßgeblich bedingt.

Die nordamerikanischen Podiater Root et al. belegten 1977, dass die schräge Achse des Chopartgelenkes bei axialer Belastung direkt abhängig ist von der Position des Talus zum Calcaneus, also von der subtalaren Bewegung [91]. Wenn das Subtalargelenk invertiert wird, richtet sich die schräge Chopartachse auf, wird zunehmend vertikal, wodurch die Rotationskräfte im Chopartgelenk verringert und die mechanische Stabilität erhöht wird. Bei Eversion des Rückfußes weicht die schräge Chopartachse mehr zur Horizontalen ab, die Rotationskraft nimmt zu, die mechanische Stabilität ab. Die Lagebeziehung von Taluskopf und cuboidaler Fersenbein-gelenkfläche am belasteten Fuß variiert nach Root et al. erheblich [91]. Dies erklärt beispielsweise, warum beim noch nicht dekompensierten Pes valgo planus sich der mediale Fußrand bei Außenrotation des Unterschenkels mit konsekutiver Inversion des Rückfußes aufrichtet.

Lisfrancgelenk (Artic. tarso-metatarsalis)

Das Lisfrancgelenk stellt die Einheit zwischen tarsalen und metatarsalen Knochen dar. Die gesamte Gelenkreihe wird durch starke Ligamente besonders plantar stabilisiert, ist aber weniger starr als bisher angenommen. Unter der Körperlast ist eine sagittale Beweglichkeit vor allem der Randstrahlen I, IV und V um 5-17 Grad nachweisbar [36]. Die Rigidität

dieses Gelenks wird statisch durch die mechanische Stabilität der gewölbgebildenden Cuneiformia bedingt. Dynamisch werden sie zusätzlich stabilisiert durch die einstrahlenden Sehnenfasern des M. tibialis posterior (medialer Steigbügel) und die quere dynamische Verspannung durch die M. peroneus longus-Sehne, die dem lateralen Steigbügel entspricht. Die statische Verriegelung des Quergewölbes wird zudem gewährleistet durch die zahlreichen interossären Bandverbindungen. Mechanisch am stärksten verklammert ist der 2. Strahl, da er durch die Verkürzung des Cuneiforme II zwischen Cuneiforme I und Cuneiforme III eingeschoben ist und biomechanisch eine „Schlüsselfunktion“ hat. Zu beachten ist auch die Situation des 1. Strahles, der a priori mehr Bewegungsfreiheit genießt, wobei einerseits 3 dynamische Stabilisatoren inserieren (M. tibialis anterior, M. tibialis posterior und M. peroneus longus). Ein anderes besonderes Merkmal besteht darin, dass ligamentär statt eines einfachen Lig. transversale zwischen Metatarsale I/II ein Y-förmiges Band (sog. Lisfranc-Ligament) beobachtbar ist [116].

1.4. Pathogenese

1.4.1. Chopartgelenk

Da die kapsulo-ligamentäre Führung im Chopartgelenk extrem stark ist, müssen in Übereinstimmung mit allen Autoren extreme Kräfte auf den Fuß einwirken, um eine Luxation oder Luxationsfraktur in dieser Gelenkebene hervorzurufen. Die sorgfältige Analyse von Finsterer hat Hinweise zur Pathomechanik ergeben, die auch heute noch Gültigkeit haben [25]:

„Wenn beim Sturze (aus größerer Höhe) der Fuß nicht nur plantarflektiert, sondern gleichzeitig auch supiniert gehalten ist, so wird auch diese Bewegung vermehrt, der Effekt ist neben einer Fraktur des Naviculare ein

bedeutendes Diastasierendes Gelenkes zwischen Calcaneus und Cuboideum. Umgekehrt wird bei Pronationsstellung und gleichzeitigem Auftreffen des inneren Fußrandes die Gelenkverbindung medial zerissen, der laterale Anteil des Naviculare durch den Taluskopf frakturiert, und außerdem aber auch das Würfelbein gebrochen...“

Zwipps umfangreiche Analysen von 123 Fällen einer Chopart-Lisfranc-Luxationsfraktur, die 1971 bis 1989 in der Unfallchirurgischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover behandelt wurden, zeigen als Unfallursachen [116, 117]:

1. Verkehrsunfall mit Polytrauma (49%),
2. Sturz aus größerer Höhe (42%),
3. Lokales Bary-Trauma (9%).

Die numerische Zunahme dieser typischen Rasanztraumen (2/3 dieser Fälle gingen auf die letzte 5-Jahresperiode zurück, die häufige Kombination von Läsionen der Chopart-Linie und gleichzeitig der Lisfranc-Reihe (44 von 123 Fällen) sowie die häufiger beobachtbaren Kettenverletzungen der unteren Extremität mit 3 Etagen-Frakturen in der Sprunggelenks- und Fußebene (11%) deuten auf die hohe Energie zur Zeit des traumatisierenden Momentes hin. Bei eigenen unfalltechnischen Untersuchungen von 6.378 PKW-Unfällen mit 148 Fällen einer OSG-/Fußfraktur konnte bzgl. der Unfallkinematik deutlich gemacht werden, dass die erhebliche Dezele-ration, das Einklemmen der Füße zwischen den Pedalen und/oder die Intrusion der Fahrgastzelle im Fußbereich variable Luxationsfrakturen besonders des Chopart- und Lisfrancgelenks hervorrufen. Danach scheinen forcierte Kräfte bei fixiertem Rück- oder Vorfuß im Sinne der Ab- und Adduktion vorwiegend das Chopartgelenk zu zerstören, dagegen Hyperplantar-/dorsalflexion eher das Lisfrancgelenk und rotatorische Kompo-

nenten beide Gelenkebenen. Erhebliche axiale Stauchung im Augenblick der Luxation durch Energien der Dezeleration oder Intrusion führen zu stößelartigen Impaktionen am Calcaneus, Cuboid, Naviculare oder Taluskopf, wobei die zerstörende Gewalt zusätzlich quer durch das Chopartgelenk verläuft und auf der biegebeanspruchten Seite zumindest die kapsulo-ligamentären Strukturen zerreißt [86]. Diese Erkenntnisse haben die zuvor von Suren und Zwipp eingeführte neue Klassifikation dieser speziellen Chopart-Verletzungen bestätigt, die eindeutig von allen Formen der subtalaren Luxation abgegrenzt werden sollten [98, 116].

Die sog. Nußknackerfraktur des Cuboids ist in Zwipps pathomechanischem Denken nur so deutbar, dass Calcaneus und Metatarsale IV/V im Sinne der forcierten Abduktion das Cuboid sprengen, die talonaviculare Kapsel gleichzeitig zerreißen und/oder das mediale Naviculare Fragment „enuklieren“, was die Erstbeschreiber dieses Frakturtyps in 2 der 5 gezeigten Fälle sogar selbst radiologisch dokumentierten [34]. Dieses Missverständnis hat offensichtlich auch dazu geführt, dass gelegentlich die Navicularefraktur als sog. Nußknackerfraktur verstanden wird [116].

Entscheidend für die wiederherstellende Chirurgie des Chopartgelenkes ist vielmehr die pathomechanische Denkweise, dass bei allen relevanten Luxationsfrakturen des Chopartgelenkes die sog. 2-Säulen-Statik des Fußes durch Verkürzung einer der beiden gestört wird [116].

1.4.2. Lisfrancgelenk

Pathomechanisch hat das Lisfrancgelenk die Schlüsselfunktion zwischen Vorfuß und Mittelfuß. Es ist Zentrum, Schaltstelle und ein wichtiger Garant der dynamischen (1. Strahl) und statischen (2.-5. Strahl) Stabilität des Längs- und Quergewölbes des Fußes.

In Übereinstimmung mit nahezu allen Autoren luxieren die Metatarsalia durch direkte oder meist indirekte Gewalt am häufigsten nach dorsal, da hier der Bandapparat deutlich schwächer ist als plantar [66, 116]. In der 2. Luxationsebene verrenkt der 1. Strahl nach medial oder mit allen 4 benachbarten Metatarsalia nach lateral. Wilson zeigte in Kadaverversuchen, dass in forcierter Vorfußpronation zunächst der 1. Strahl und erst bei fortgesetzter Gewalt der 2.-5. Strahl nach dorsolateral luxieren. Bei forcierter Vorfußsupination erfolgt die Luxation in umgekehrter Reihenfolge [116]. Jeffreys zeigte experimentell, dass bei fixiertem Vorfuß und forcierter Pronation des Rückfußes die homolaterale Luxation entsteht, bei gewaltsamer Rückfußsupination die isolierte Instabilität des 1. Fußstrahles [40].

Eigene klinische Untersuchungen und Ergebnisse der eigenen Unfallforschung haben gezeigt, dass eine Lisfrancgelenk-Luxation nach plantar eher durch direkte Gewalteinwirkung entsteht (Sturz schwerer Gegenstände auf den Vorfuß). Dorsale Verrenkungen entstehen beim Sturz auf den plantarflektierten Fuß oder durch Dezelerationstraumen bei PKW-Insassen mit Abstützvorgängen des plantarflektierten Fußes und nachschiebender Energie [86, 116]. Die beschriebenen Unfallmechanismen beruhen im wesentlichen auf älteren unfalltechnischen Untersuchungen und konnten den Verletzungsmechanismus nicht erschöpfend analysieren.

1.5. Diagnostik

Wichtig ist in erster Linie die klinische Diagnostik mit Prüfung der medialen und lateralen Fußsäulenlänge im Seitenvergleich, die Kontrolle auf eine spontan fixierte Vorfußabduktion oder -adduktion, auf Fehlstellungen in vermehrter Vorfußplantar-/ -dorsalflexion, auf Störungen der aktiven Vorfußbeweglichkeit und auf lokale Druckschmerzen mit Stufenbildung.

Die Prüfung der Motorik, Sensibilität und Durchblutung sowie Beurteilung des Kompartimentdrucks. Erst danach erfolgt die radiologische Diagnostik des Fußes mit 3 Standard-Aufnahmen:

1. Dorso-plantare Aufnahme des ganzen Fußes mit 20° caudo-cranial gekippter Röntgenröhre,
2. exakt seitliche Projektion des gesamten Fußes,
3. 45° Schräg-Projektion des Mittelfußes mit den angrenzenden Gelenken (Chopart- und Lisfrancgelenk).

Zu beachten ist auf der seitlichen Aufnahme besonders die sog. Cyma-Linie als Gelenkverlauf des Chopartgelenks, die normalerweise exakt S-förmig geschwungen sein muss. In Zweifelsfällen sind Vergleichsaufnahmen der gesunden Seite hilfreich. Bei Verdacht auf Instabilität empfehlen sich gehaltene Aufnahmen dorso-plantar mit Rückfußvarus-/valgusstress. Bei Impressionsfrakturen oder bei Verdacht auf Cuboidluxation sind Tomographien des Mittelfußes in 2 Ebenen sehr vorteilhaft ggf. eine axiale CT und dreidimensionale Rekonstruktion.

1.6. Behandlung

Da eine Optimierung der Behandlung Ziel der klinischen Studie war, werden hier die bisherigen Behandlungsstandards nur kurz aufgezeigt [116].

a) Nicht-operativ

Subluxationen im Calcaneo-Cuboid-Gelenk, Talo-Navicular-Gelenk und komplette Luxationen im Chopartgelenk oder Lisfrancgelenk, die reponibel und danach im Gips stabil retinierbar sind, stellen klassische Indikationen zum nicht-operativen Vorgehen dar. Das gleiche gilt für undislozierte Frakturen der Chopart-Linie, d.h. des Cuboids, des Naviculare und der Cuneiformia.

b) Semioperativ

Alle Luxationsformen, die zwar geschlossen anatomisch reponibel aber im Gips nicht stabil retinierbar sind, sollten mit perkutanen Spickdrähten temporär fixiert und zusätzlich im Gipsverband für 6 Wochen ruhig gestellt werden.

c) Operativ

Alle Luxationsformen, die geschlossen nicht reponibel, nicht retinierbar oder mit Gelenkverwerfungen bzw. relevanter Verkürzung der lateralen/medialen Fußsäule einhergehen, sollten sofern keine allgemeinen oder lokalen Kontraindikationen bestehen, mit offener Reposition und interner Fixation behandelt werden.

1.7. Prognose

Rein ligamentäre Verletzungen des Mittelfußes verheilen unter nicht-operativer Behandlung in der Regel folgenlos, knöcherne Bandausrisse des Lig. bifurcatum vor allem mit Gelenkbeteiligung, neigen unter nicht-operativer Behandlung zur schmerzhaften pseudarthrotischen Fehlverheilung. Alle relevanten Gelenkverwerfungen und/oder Verkürzungen der medialen bzw. lateralen Fußsäule führen ohne primär-rekonstruktiven Eingriff in der Regel zur posttraumatischen Arthrose, Valgus-/Varusfehlstellung des Vorfußes, Hemmung der Pronation bzw. Supination und/ oder der Dorsal-/Plantarflexion. Nach Fraktur des Naviculare besteht auch bei primärer korrekter Versorgung die Gefahr der aseptischen Nekrose. Bei primärer Knorpelzerstörung sind posttraumatische Arthrosen relativ häufig zu sehen, die in der Regel aber besser toleriert werden als in anderen Gelenkabschnitten des Fußes. Die Prognose der hängt auch besonders vom Ausmaß des initialen Weichteilschadens ab. Rasche Kompartment-

spaltung, anatomische Rekonstruktion und temporäre stabile Transfixation sind bei hohem Weichteilschaden günstig. Verzögerte Kompartmentspaltung, unzureichende konservative oder semioperative Behandlung mit perkutaner Spickdrahtfixation können Steifigkeit, Kontrakturen und Fehlstellungen verursachen, die dann oftmals nur durch korrigierende Eingriffe beherrschbar sind.

2. Klinische Langzeitstudie von Frakturen des Mittelfußes

2.1. Zusammenfassung

Fragestellung: Unter den Verletzungen der Fußregion verursachen besonders Frakturen des Mittelfußes immer noch Probleme bei Diagnose und Behandlung und führen zu erheblicher Langzeitmorbidity. Ätiologie, Behandlung und Ausheilungsergebnis der in der eigenen Klinik behandelten Patienten mit Frakturen des Mittelfußes wurden untersucht, um eine Basis zur Behandlungsoptimierung zu schaffen.

Material und Methoden: Patienten der Jahre 1972 bis 1997 mit Frakturen des Mittelfußes wurden eingeschlossen. Nicht eingeschlossen wurden isolierte knöcherner Kapsel- oder Bandausrisse und Luxationen des Chopart- und/oder Lisfrancgelenks ohne knöcherner Beteiligung. Die Patienten wurden klinisch und radiologisch nachuntersucht, und drei Scoring Systeme kamen zum Einsatz [American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) Midfoot Sektion und Summe aller 4 Sektionen, Hannover Scoring System (HSS), Hannover Questionnaire (Q)].

Ergebnisse: Verletzungsursache waren Verkehrsunfälle (72,2%), Stürze (11,6%), Quetschungen (7,7%) und andere (5,8%). Chopart-Luxationsfrakturen resultierten in 25 (16%), Lisfranc-Luxationsfrakturen in 49 (31,2%), Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen in 26 (16,8%) und isolierte Frakturen des Mittelfußes ohne Gelenkbeteiligung (I) in 55 (35,5%) Fällen. 95% (n=148) der Frakturen des Mittelfußes wurden operativ behandelt, 30 mit geschlossener, 115 mit offener Reposition, und 3 mit initialer Amputation. 7 (5%) wurden konservativ behandelt. 97 (63%) wurden nach durchschnittlich 9 (1,3-25) Jahren nachuntersucht, 9 starben zuvor und bei 16 war eine Amputation durchgeführt worden. Die mittleren

Scores der gesamten Follow-up Gruppe betragen: AOFAS Summe aller 4 Scores: 296, AOFAS Midfoot: 71, HSS: 65, Q: 63. Unter Berücksichtigung von Alter, Geschlecht, Unfallursache und Zeitpunkt oder Art der Behandlung wurden keine Scoreunterschiede festgestellt. Patienten mit Lisfranc- oder Chopart-Luxationsfrakturen oder isolierten Frakturen des Mittelfußes zeigten keine Unterschiede in den Scores, Patienten mit Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen schnitten signifikant schlechter ab. Die besten Ergebnisse wurden bei allen Verletzungsarten nach früher offener Reposition und interner Fixation erreicht.

Schlussfolgerung: Frakturen des Mittelfußes beeinträchtigen besonders als Luxationsfrakturen die gesamte Fußfunktion und führen zu erheblichen Langzeitfolgen, welche sich am ehesten durch frühe anatomische (offene) Reposition und suffiziente (interne) Retention minimieren lassen. Aufgrund der schwierigen Diagnostik und Behandlung und der Langzeitfolgen sollte die Prävention von Frakturen des Mittelfußes verbessert werden.

2.2. Einleitung

Unter den Verletzungen der Fußregion verursachen besonders die Frakturen des Mittelfußes immer noch Probleme bei Diagnose und Behandlung und führen zu erheblicher Langzeitmorbidity [2, 3, 29, 60, 67, 68, 84, 99, 117]. Diese Verletzungen sind selten und treten überwiegend bei Verkehrsunfällen auf [11]. Trotz erheblicher Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit haben sich Verletzungsinzidenz und –schwere bisher kaum verringert [52, 85, 86].

Durch eine retrospektive klinischen Studie der in der eigenen Klinik behandelten Patienten sollte eine Basis zur Behandlungsoptimierung und Minimierung der Langzeitfolgen geschaffen werden.

2.3. Material und Methode

Die von 1972 bis 1997 in der Unfallchirurgischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover behandelten Patienten mit Frakturen des Mittelfußes wurden in die Studie eingeschlossen.

Eingeschlossen wurden Patienten mit Frakturen des Mittelfußes ohne Beteiligung des Chopart- und/oder Lisfrancgelenks sowie Luxationsfrakturen dieser Gelenke. Nicht eingeschlossen wurden isolierte knöcherner Kapsel- oder Bandausrisse im Bereich des Mittelfußes und Luxationen des Chopart- und/oder Lisfrancgelenks ohne knöcherner Beteiligung.

Verletzungsursache, -muster, -schwere, Begleitverletzungen, Therapie und Verlauf wurden retrospektiv erfasst.

2.3.1. Nachuntersuchung

Patienten ohne Amputation wurden 1998 klinisch und radiologisch (konventionelle Röntgenaufnahmen beider Füße mit Belastung dorso-plantar und seitlich und des verletzten Fußes ohne Belastung schräg laterodorsal-medioplantar) untersucht. In die Nachuntersuchung wurden nur Patienten eingeschlossen, bei denen die Behandlung mindestens ein Jahr zuvor abgeschlossen worden war.

Radiologische Beurteilung

Die Röntgenbilder wurden von zwei in der Unfallchirurgischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover tätigen Ärzten unabhängig voneinander beurteilt. Dabei wurde die Länge der medialen und lateralen Säule (Länge korrekt oder inkorrekt), die Form des Fußlängsgewölbes nach Paulos (s. Anhang 8.1., Form exzellent/gut/mäßig/schlecht) und das Arthroseausmaß im Mittelfußbereich nach Kellgren (s. Anhang 8.2, Arthro-segrade: keine, zweifelhaft, minimal, mäßig, schwer) beurteilt [46, 77].

Jeder Fall mit Abweichungen in einer der Beurteilungen (n=6) wurde von beiden gemeinsam diskutiert und erneut beurteilt.

Scores

Die nachuntersuchten Patienten wurden mit drei Scoring Systemen beurteilt (AOFAS - American Orthopaedic Foot and Ankle Society, HSS - Hannover Scoring System, Q - Hannover Questionnaire, s. Anhang 8.3.-5.) [47, 84, 102]. Der Score der AOFAS wurde einmal mit der Mittelfußsektion verwendet und einmal mit der Kombination aus allen vier Sektionen, also Rückfuß, Mittelfuß, 1. Vorfußstrahl und 2.-5. Vorfußstrahl, zur Beurteilung der gesamten Fußfunktion. Daneben kamen das HSS und der Q, ein eigener Outcomequestionnaire, der Beschwerden und Funktionsstatus basierend auf einer Symptom-Schweregrad-Skala und Funktionsbeurteilung kombiniert, zum Einsatz. Der t-Test oder Chi²-Test diente zur statistischen Analyse der Scoreunterschiede (Signifikanzniveau: $p < 0,05$).

Pedobarographie

Bei einem Teil der nachuntersuchten Patienten wurde eine pedobarographische Untersuchung mit einer EMED® Plattform (Novel, München, Deutschland) durchgeführt. Um einen intraindividuellen Vergleich zu einer unverletzten Extremität zu ermöglichen wurden nur Patienten mit einseitigen Verletzungen pedobarographisch untersucht. Die Ergebnisse wurden von zwei Untersuchern unabhängig voneinander mit Hilfe der Standardsoftware (Pliance-m expert™ V6.3-4/2000, Novel, München, Deutschland) analysiert und qualitativ (Druckverteilungsmuster normal, fast normal, abnormal oder erheblich abnormal) beurteilt. Abweichende Beurteilungen traten dabei nicht auf. Die Druckwerte wurden zusätzlich statistisch mit Hilfe des t-Tests (Signifikanzniveau: $p < 0,05$) mit der gesunden Seite verglichen.

2.4. Ergebnisse

2.4.1. Epidemiologie

Im Zeitraum von 1972 bis 1997 wurden 155 Patienten mit Frakturen des Mittelfußes in der Unfallchirurgischen Klinik der Medizinischen Hochschule behandelt.

Männer (n=114, 73,5%) waren dreimal so häufig betroffen wie Frauen (n=41, 26,5%). Das mittlere Alter zum Zeitpunkt des Unfalls betrug 35 (10-82) Jahre; 12 (7,7%) Patienten waren unter 18 Jahre alt. Unfallursache waren in fast drei Viertel der Verletzten Verkehrsunfälle (Abb. 1). Dabei waren überwiegend PKW-Insassen (71% der Verkehrsunfallverletzten) und Motorrad-Aufsassen (23% der Verkehrsunfallverletzten) betroffen. Außerhalb des Straßenverkehrs waren Stürze (18%) und Quetschungen bzw. lokale Barytraumen (8%) am häufigsten.

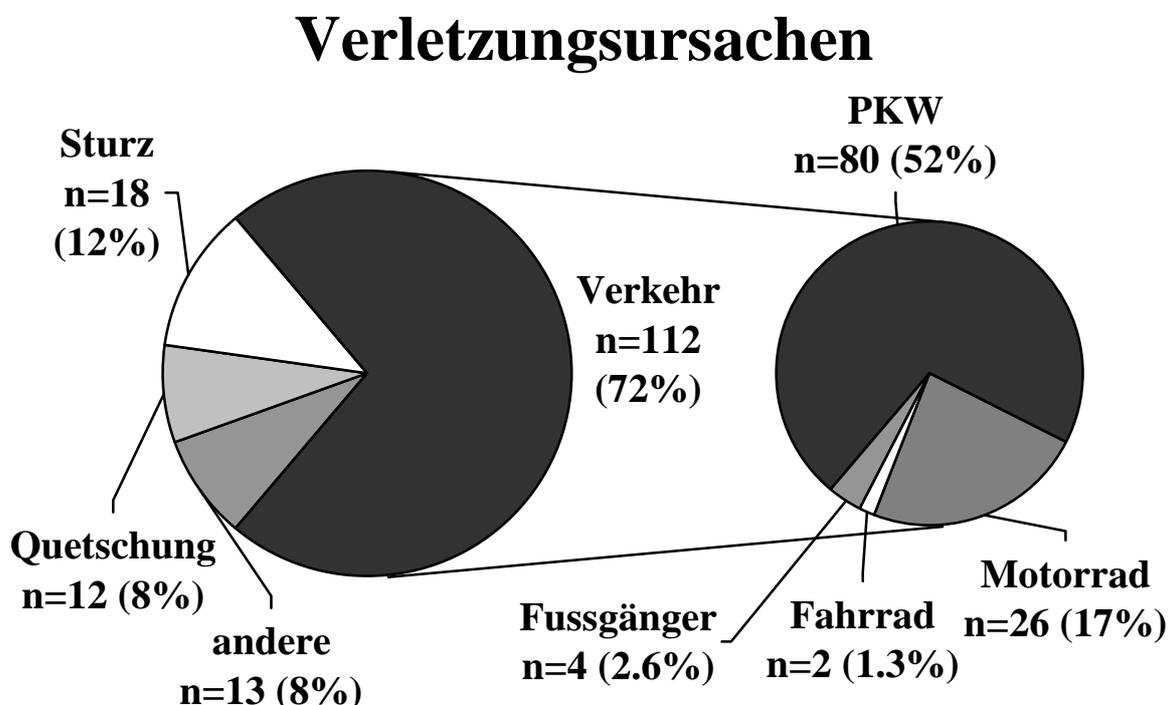


Abb. 1: Verletzungsursachen von 155 Patienten mit Frakturen des Mittelfußes.

2.4.2. Verletzungsmuster

Beide Seiten waren gleich häufig betroffen (rechts: n=84, links: n=80); 9 (5,8%) Patienten erlitten beidseitige Frakturen des Mittelfußes. Die Rate der offenen Verletzungen betrug 14% (n=23). In zwei Drittel (n=100) der Fälle handelte es sich um Chopart- und/oder Lisfranc-Luxationsfrakturen (Abb. 2). Chopart-Luxationsfrakturen wurden in 25 Fällen beobachtet, Lisfranc-Luxationsfrakturen in 55 Fällen und Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen in 26 Fällen. In einem Drittel (n=55) aller Frakturen des Mittelfußes handelte es sich um isolierte Frakturen ohne Beteiligung des Chopart- oder Lisfrancgelenks. Davon waren 15 (27%) Navicularefrakturen, 14 (25%) Cuboidfrakturen und 26 (47%) Cuneiformefrakturen. Insgesamt wurden 192 Frakturen von Knochen des Mittelfußes registriert. Davon waren 84 (44%) am den Cuneiformia lokalisiert, 58 (30%) am Cuboid und 50 (26%) am Naviculare.

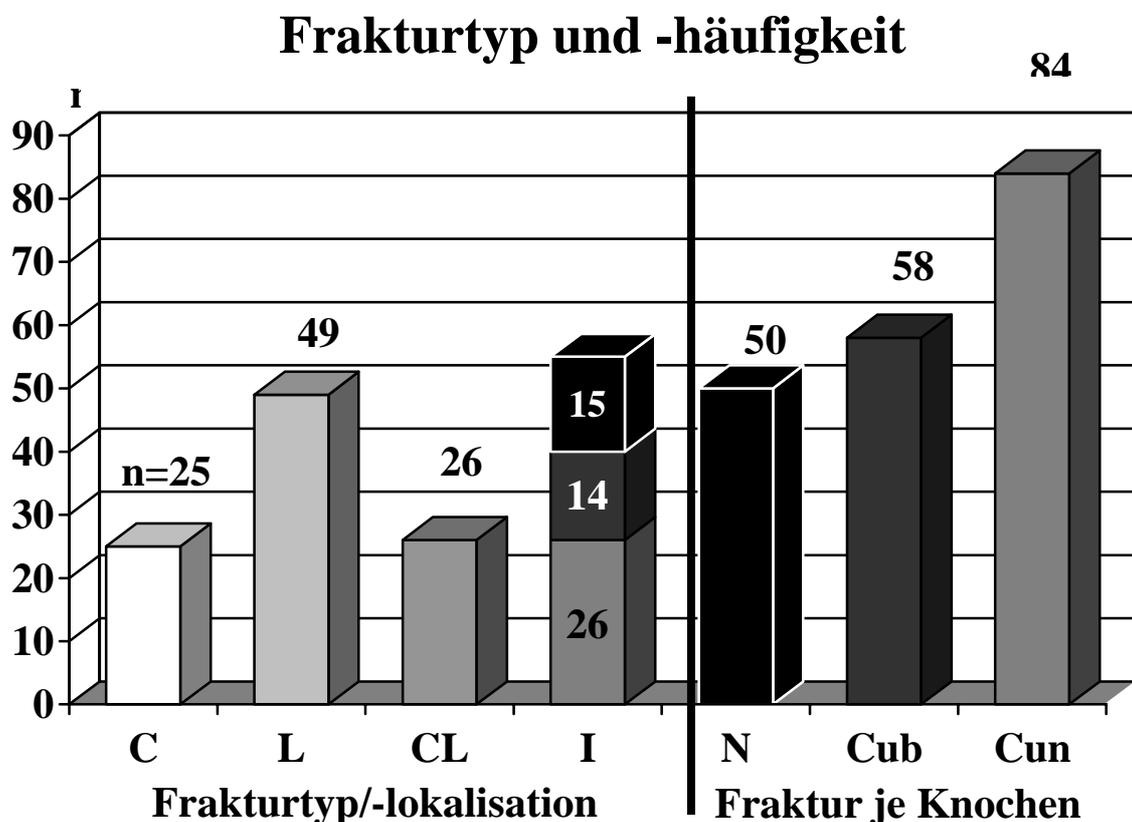


Abb. 2 (vorige Seite): Frakturlokalisation im Mittelfuß (n=155) (C: Chopart-Luxations-Fraktur, L: Lisfranc-Luxations-Fraktur, CL: Chopart-Lisfranc-Luxations-Fraktur, I: Fraktur des Mittelfußes ohne Beteiligung des Chopart- und/oder Lisfrancgelenks, N: Navikularefrakturen gesamt, Cub: Cuboidfrakturen gesamt, Cun: Cuneiformefrakturen gesamt).

Nur 10 (6,5%) Patienten erlitten eine isolierte Verletzung, während 35 (23%) als Polytrauma eingestuft wurden (Abb. 3). Als Begleitverletzungen wurden vor allem Frakturen der unteren Extremität (n=245) registriert. 27% der Patienten erlitten Oberschenkelfrakturen, 14% Unterschenkel-frakturen, 39% Frakturen im OSG-Bereich, 16% Frakturen im Rückfußbereich und 53% Frakturen im Vorfußbereich.

Begleitfrakturen untere Extremität / Polytraumainzidenz

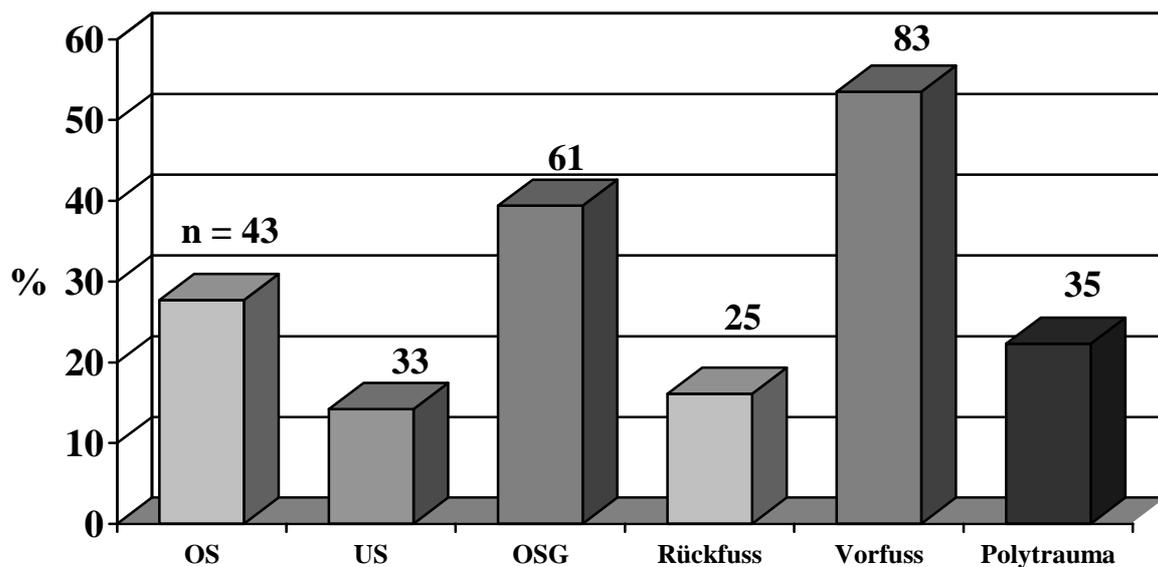


Abb. 3: Inzidenz von Begleitfrakturen der unteren Extremität und Polytrauma unter 155 Patienten mit Frakturen des Mittelfußes.

2.4.3. Behandlung

Fünfundneunzig Prozent (n=148) der Frakturen des Mittelfußes wurden operativ behandelt. Geschlossen wurde in 30 (19%) Fällen reponiert (semioperative Behandlung) und offen in 118 (76%) Fällen (operative Behandlung). In 116 (75%) Fällen folgte eine interne Fixation, meist mit Kirschner Drähten (n=80, 71%) oder mit Kirschner Drähten und Schrauben (n=30, 19%). In 6 (7%) Fällen wurden nur Schrauben verwendet. Eine externe Fixation erfolgte in 55 (36%) Fällen. Eine Kompartmentspaltung wurde 18 (12%) Mal durchgeführt und eine primäre Amputation in 9 (5,5%) Fällen. Eine primäre Arthrodesen erfolgte in 7 (5%) Fällen; in 4 Fällen mit Verwendung eines autologen Knochentransplantats. Autologe Knochentransplantationen wurden insgesamt 12 (8%) Mal verwendet. Allogene Knochentransplantate oder synthetische Knochenersatzstoffe kamen nicht zum Einsatz. Keine sekundäre Amputation folgte. Zwei sekundäre offene Reposition und interne Fixation wurden durchgeführt. Vierunddreißig Revisionen erfolgten bei 20 (13%) Patienten. Darunter waren 20 sekundäre Hautnähte und 3 Debridements wegen Infektion. Bei insgesamt 7 (5%) Patienten wurden Reosteosynthesen oder Rearthrodesen durchgeführt. Sieben (5%) Patienten mit isolierten Frakturen des Mittelfußes wurden nicht-operativ behandelt. In drei dieser Fälle wurde ein Gips angelegt. Die Nachbehandlung erfolgte in 120 (77%) mit früher Mobilisation im Gipsschuh (bzw. im Verband bei n=4 der nicht-operativ behandelten Patienten ohne Gips) unter Teilbelastung. Polytraumatisierte Patienten machten die restlichen 35 (23%) Patienten mit späterer Mobilisation aus. Zur Vollbelastung wurde nach 6-12 Wochen übergegangen. Kirschnerdrähte und externe Fixateure wurden normalerweise nach 6 Wochen entfernt und Schrauben nach 1 Jahr. Bei einem Teil der Patienten (n=11) wurden die Schrauben nicht entfernt.

2.4.4. Nachuntersuchung

Die mittlere Nachuntersuchungszeit betrug 9 (Spannweite 1,3-25, Median 8,5) Jahre. Bei sechs Patienten betrug der Nachuntersuchungszeitraum weniger als zwei Jahre. Siebenundneunzig von 131 Überlebenden ohne Amputation (63% des Gesamtkollektivs, 74% der Überlebenden) konnten nachuntersucht werden. 72 (55% des Gesamtkollektivs) Patienten wurden klinisch untersucht, konventionell geröntgt und mit allen 3 Scoring Systemen beurteilt. Dreiundzwanzig (19%) Patienten wurden zusätzlich pedobarographisch untersucht und 25 (19%) Patienten wurden nur anhand des Hannover Questionnaire beurteilt.

Scoreergebnisse

Der durchschnittliche AOFAS Midfoot Score für die gesamte Follow-up Gruppe betrug 71 (21-100) Punkte. Keine signifikanten Unterschiede wurden bei dem Vergleich verschiedener Gruppen mit unterschiedlichen Alter, d.h. bis und über 35 Jahre, unterschiedlichem Geschlecht, Unfallart, d.h. Verkehrsunfall oder anderer Unfall, geschlossene oder offene Reposition beobachtet (Abb. 4). Unterschieden nach dem Verletzungsmuster zeigten Patienten mit den Luxationsfrakturen des Chopartgelenks, Lisfrancgelenks oder beiden Gelenken keine signifikanten Scoreunterschiede (Chi²-Test: $p > 0,05$). Signifikant besser schnitten Patienten mit isolierten Frakturen des Mittelfußes ohne Luxation des Chopart- oder Lisfrancgelenks ab (Chi²-Test: $p = 0,04$). Die mittlere Summe aller vier AOFAS Scores betrug für die gesamte Gruppe 296 (188-398) Punkte (Abb. 5). Beim Hannover Scoring System (Abb. 6) wurden im Mittel 65 (23-100) Punkte und beim Hannover Questionnaire (Abb. 7) 63 (28-100) Punkte erreicht. Dabei fanden sich auch bei diesen Scores (AOFAS Summe, Hannover Scoring System) keine Scoreunterschiede bei der Differenzierung nach Alter, Geschlecht, Unfall-

art, Art der Behandlung und Repositionsart. Bei der Einteilung nach unterschiedlichem Verletzungsmuster erreichten die Patienten mit Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen signifikant schlechtere Scores (Chi²-Test, AOFAS Summe: p=0,05, Hannover Scoring System: p=0,05, Hannover Questionnaire: p=0,03).

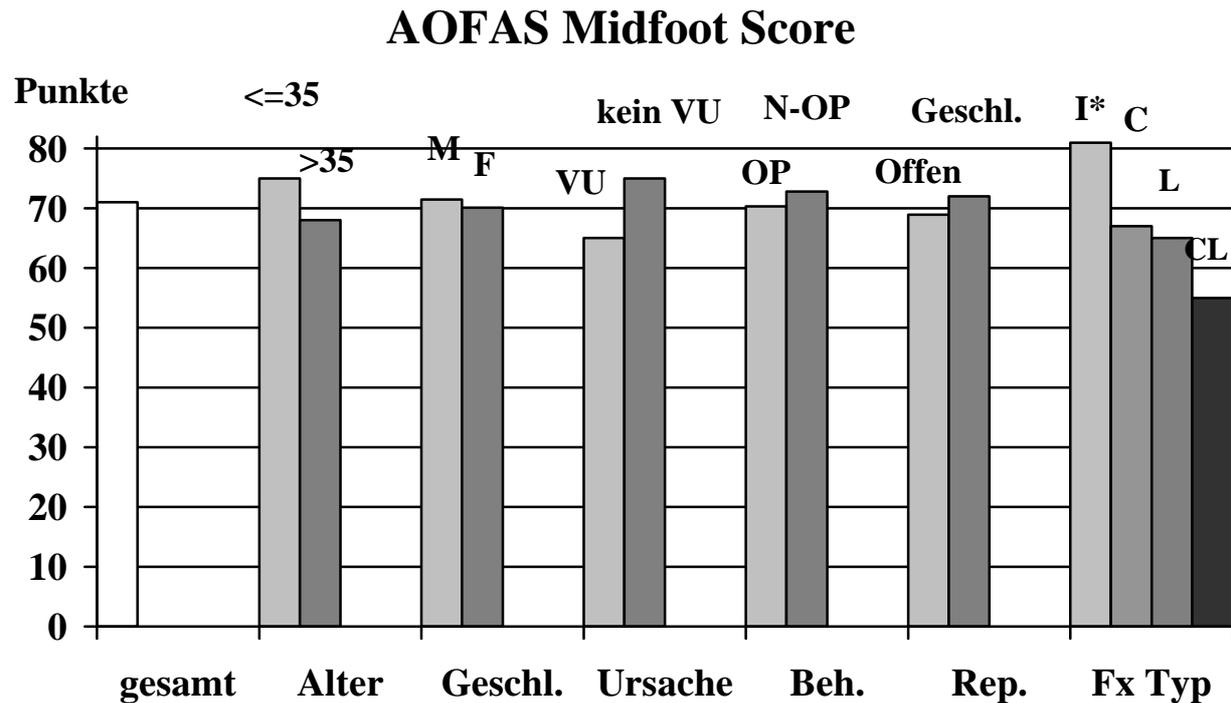


Abb. 4: AOFAS-Midfoot Score von 72 nachuntersuchten Patienten mit Frakturen des Mittelfußes [47]. Erläuterungen: gesamt: gesamte Gruppe (n=72); Alter: Alter zum Zeitpunkt der Verletzung, unter (n=42) oder ab 35 Jahre (n=30); Geschl.: Geschlecht M = männl. (n=46) oder W = weibl. (n=26); Ursache: VU = Verkehrsunfall (n=45) oder kein VU (27); Beh.: Behandlung OP = operativ (n=68) oder N-OP = nicht-operativ (n=4); Rep.: Reposition, Offen = primär offen (n=56) oder Geschl. = primär geschlossen (n=26); Fx Typ: Frakturtyp: I = isolierte Fraktur der Mittelfußregion ohne Läsion des Chopart und/oder Lisfranc Gelenks, C = Chopart-Luxations-Fraktur, L = Lisfranc-Luxations-Fraktur, CL = Chopart-Lis-

franc-Luxations-Fraktur. Statistik: t-Test bei „Alter“, „Geschl.“, „Ursache“, „Beh.“ und „Rep.“; Chi²-Test bei „Fx Typ“. Signifikanzniveau „*“: p<0,05.

AOFAS Summe

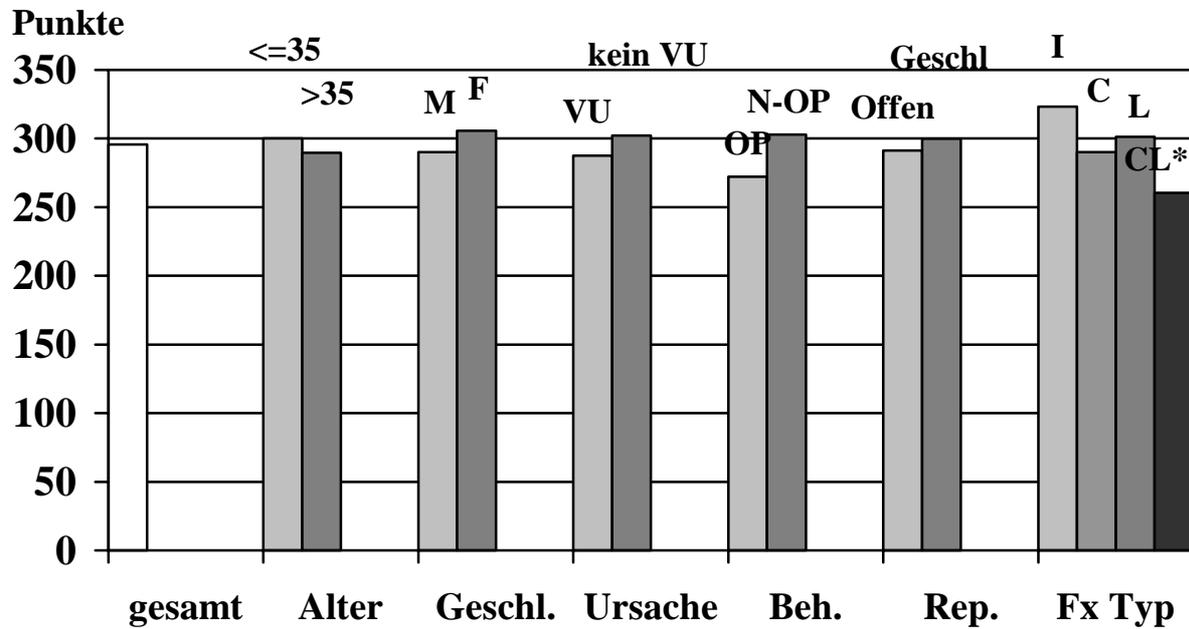


Abb. 5: Summe aller 4 AOFAS Score-Sektionen von 72 nachuntersuchten Patienten mit Frakturen des Mittelfußes [47]. Erläuterungen s. Abb. 4.

Hannover Scoring System (HSS)

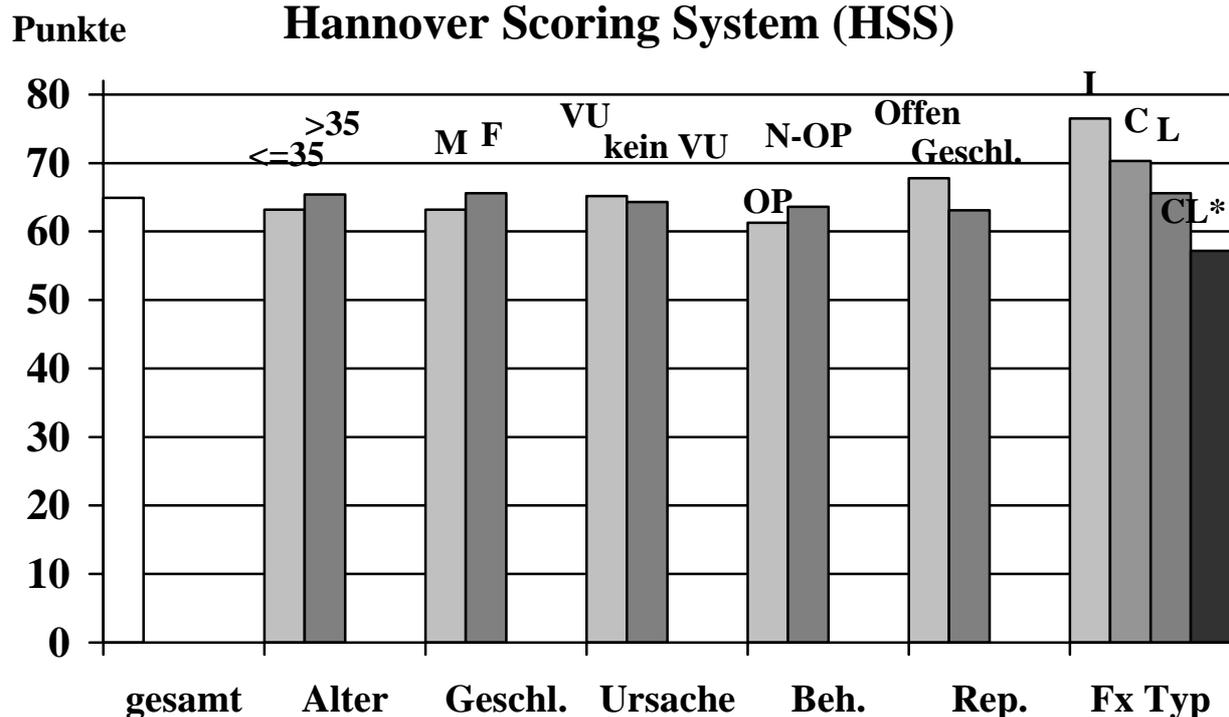


Abb. 6, vorige Seite: HSS (Hannover Scoring System) Scores von 72 nachuntersuchten Patienten mit Frakturen des Mittelfußes [102]. Erläuterungen s. Abb. 4.

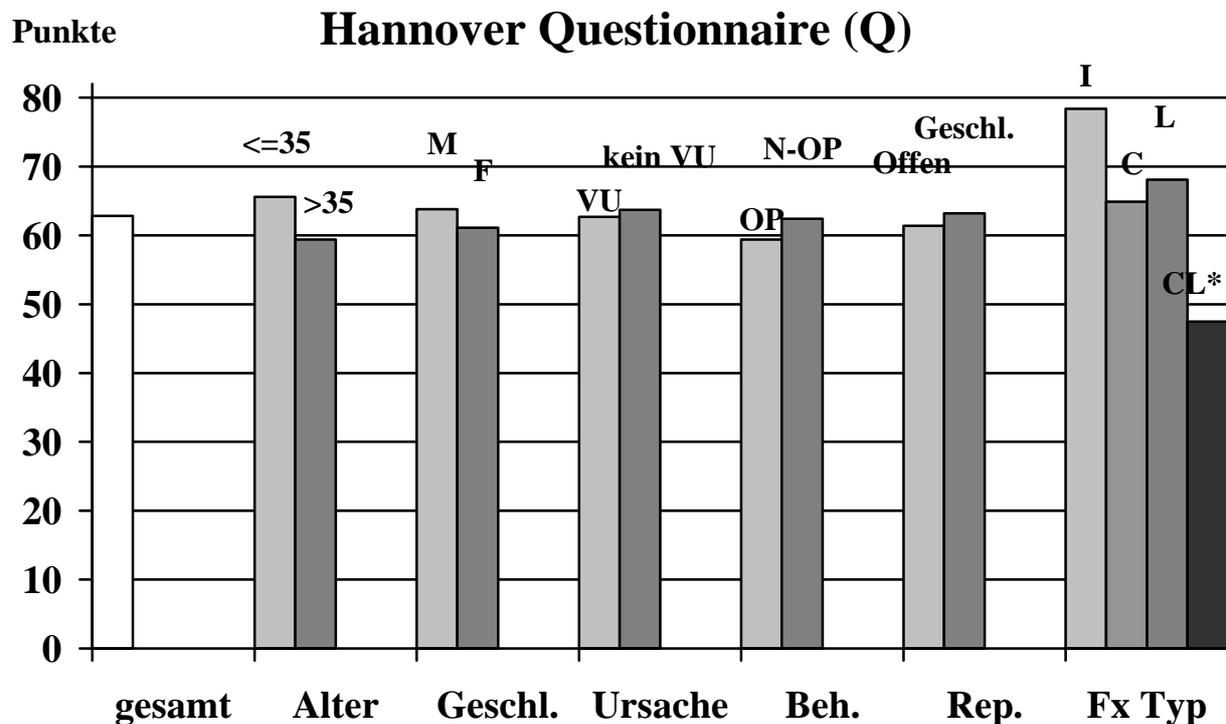


Abb. 7: Hannover Questionnaire Score von 97 nachuntersuchten Patienten mit Frakturen des Mittelfußes [84]. Erläuterungen s. Abb. 4.

Radiologische Beurteilung

Die Beurteilung der Röntgenbilder zeigte den höchsten Arthrosegrad nach Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen (Tab. 1), analog zu den schlechten Scoreergebnissen. Bei der radiologischen Beurteilung der Fußstatik erreichten die Patienten mit korrekt erscheinender medialer und lateraler Säule und korrekt erscheinendem Fußlängsgewölbe durchgehend hohe Scores.

Pedobarographie

Bei der pedobarographischen Ganganalyse erreichten nur Patienten mit isolierten Frakturen des Mittelfußes annähernd physiologische Druckmuster. Patienten der Chopart-, Lisfranc- oder Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen zeigten in einer Mehrzahl der Fälle erhebliche Abweichungen in der Druckverteilung über die gesamte Standphase im Vergleich zur Gegenseite und dem Normalbild (Unterschiede der Druckverteilung, t-Test: $p > 0,05$) (Tab. 1).

Beurteilung	Verletzungsmuster (n=72)			
	I (n=18)	C (n=15)	L (n=25)	CL (n=14)
Länge mediale Säule (korrekt/inkorrekt)	17/1	11/4	19/6	7/7
Länge laterale Säule (korrekt/inkorrekt)	16/2	12/3	20/5	6/8
Form Fußlängsgewölbe [77] (exzellent/gut/mäßig/schlecht)	10/4/3/1	5/4/4/2	9/10/3/3	2/2/4/6
Arthrotische Veränderungen [46] (keine/zweifelhaft/minimal/mäßig/schwer)	9/3/4/2/0	3/2/5/3/2	5/2/10/5/3	1/0/3/5/5
Pedobarographie (n=23) (normal/fast normal/abnormal/erheblich abnormal)	4/1/0/0 (n=5)	1/2/2/0 (n=5)	3/1/2/1 (n=7)	0/1/3/2 (n=6)

Tab. 1: Ergebnisse der radiologischen (n=72) und pedobarographischen (n=23) Nachuntersuchung (C: Chopart-Luxationsfraktur, L: Lisfranc-Luxationsfraktur, CL: Chopart-Lisfranc-Luxationsfraktur, I: isolierte Fraktur der Mittelfußregion ohne Beteiligung des Chopart und/oder Lisfranc Gelenks).

2.5. Kasuistiken

Fall 1: Isolierte Lisfranc-Luxations-Fraktur

Ein 25-Jähriger erleidet als angeschnallter PKW-Fahrer 1989 eine Frontalkollision mit einem entgegenkommenden PKW. Der Patient wird direkt in unsere Notaufnahme gebracht. Konventionell radiologisch wird eine isolierte Lisfranc-Luxations-Fraktur links mit Frakturen der Metatarsalia II und III und Cuneiformia I und II diagnostiziert (Abb. 8). Es handelt sich um eine geschlossene Verletzung mit mäßiger Schwellung (Tscherne Grad C I, s. Anhang 8.7. [103]). Ein CT zur weiteren Diagnostik und Planung wird durchgeführt. Es erfolgt die sofortige operative Versorgung. Nach fehlgeschlagener geschlossener Reposition wird über einen dorsalen medianen Zugang offen reponiert. Eine interne Fixation mit 1,8mm K-Drähten und einer 3,5mm Kortikalisschraube zwischen Metatarsale I und Cuneiforme I zur Stabilitätserhöhung folgt (Abb. 9). Nach 5 Tagen Bettruhe wird mit 15 kg Teilbelastung in einem Schuh mit fester Sohle mobilisiert. Die K-Drähte werden nach 6 Wochen entfernt. Zwölf Wochen postoperativ wird zur Vollbelastung übergegangen und nach weiteren 2 Wochen beginnt der Patient wieder zu arbeiten. Nach einem Jahr wird wegen lokaler Irritationen die Schraube entfernt. Zum Zeitpunkt des Follow-up 9 Jahre nach dem Unfall arbeitet der Patient als Physiotherapeut wie vor dem Unfall. Die Röntgenaufnahmen zeigen anatomisch korrekte Verhältnisse mit leichter posttraumatischer Arthrose des Lisfrancgelenks (Abb. 10). Der Patient ist völlig schmerzfrei mit exzellenter Funktion (AOFAS-G=386, AOFAS-M=90, HSS=96, Q=100) (Abb. 11). Die Ganganalyse mit pedobarographischer Messung zeigte keine signifikanten Unterschiede des Druckverteilungsmusters zur Gegenseite (Seitenvergleich der Druckwerte: t-test: $p > 0,05$) (Abb. 12).



Abb. 8: 25-jähriger angeschnallter PKW-Fahrer mit isolierter Lisfranc-Luxations-Fraktur links (oben: dorsoplantare Projektion, unten: 30° laterodorsale-medioplantare Projektion).

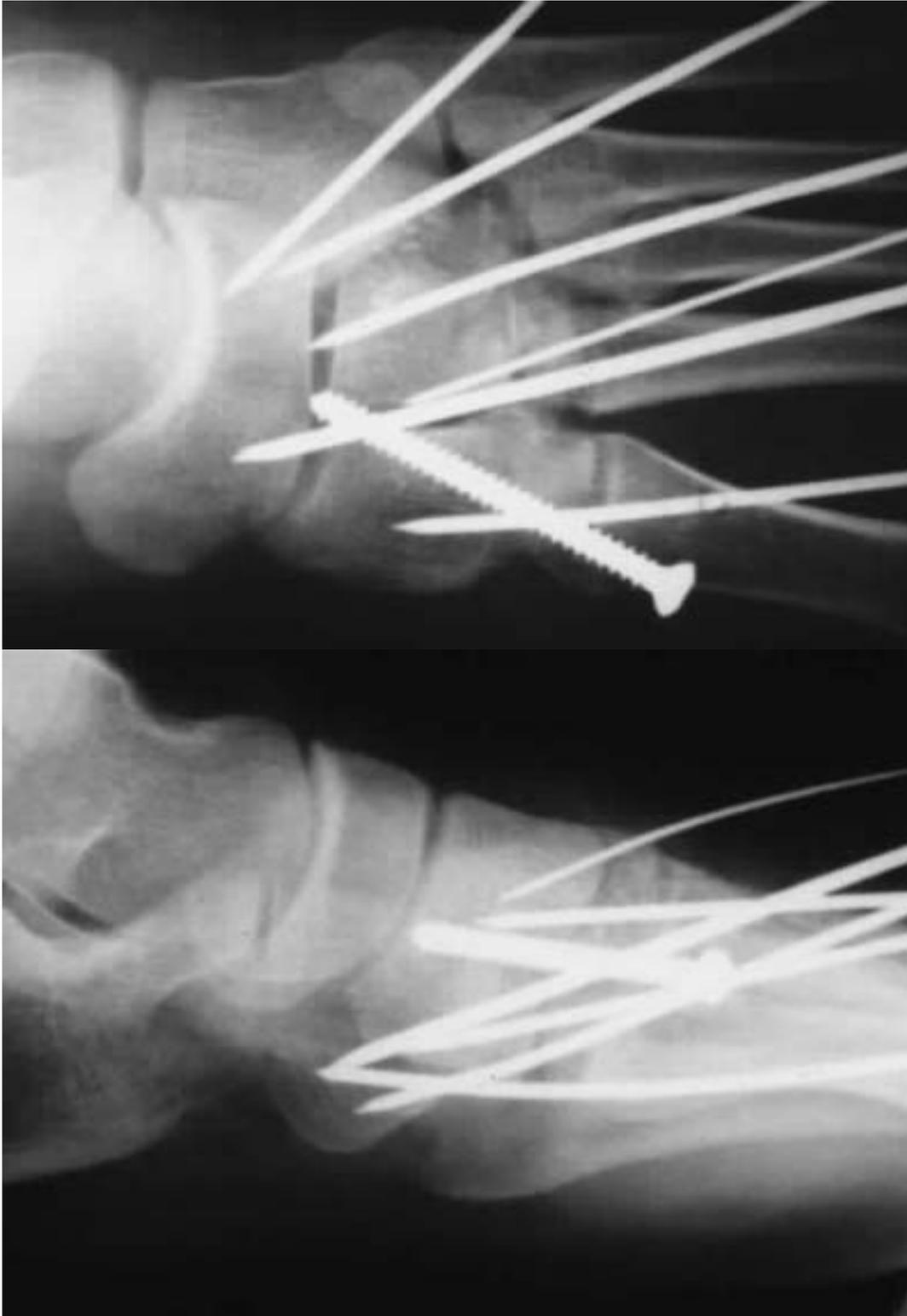


Abb. 9: 25-Jähriger postoperativ nach offener Reposition und interner Fixation einer Lisfranc-Luxations-Fraktur links (oben: dorsoplantare Projektion, unten: seitliche Projektion).



Abb.10: 34 Jähriger 9 Jahre nach isolierter Lisfranc-Luxations-Fraktur links (dorsoplantare Projektion beidseits mit Belastung).



Abb. 11: Funktion bei einem 34 Jährigen 9 Jahre nach isolierter Lisfranc-Luxations-Fraktur links.

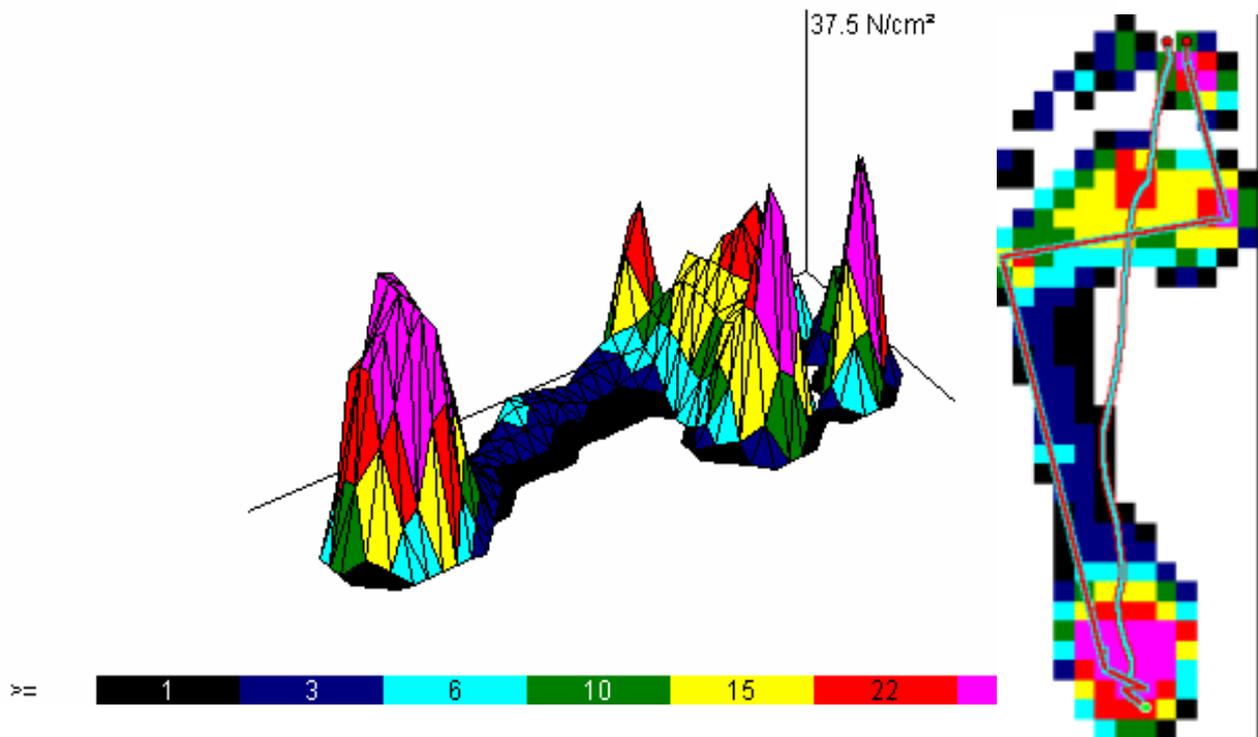


Abb. 12: Graphische Darstellung des pedobarographischen Untersuchungsergebnisses des linken Fußes eines 34-jährigen, 9 Jahre nach isolierter Lisfranc-Luxations-Fraktur links.

Fall 2: Lisfranc-Luxations-Fraktur assoziiert mit Polytrauma

Ein 26-jähriger Tischler gerät als angeschnallter PKW-Fahrer ins schleudern und kollidiert mit der linken Fahrzeugseite mit einem Baum. Der Verletzte ist eingeklemmt und kann erst nach 45 Minuten durch die Feuerwehr befreit werden. Am Unfallort erfolgt die Intubation und der Patient wird mit dem Rettungshubschrauber in unsere Notaufnahme gebracht. Folgende Verletzungen werden diagnostiziert: Thoraxtrauma mit Rippenserienfraktur rechts, Humerusschaftfraktur links, Becken C-Verletzung, Femurschaftfrakturen beidseits und eine geschlossene (Tscherne C I, s. Anhang 8.7. [103]) Lisfranc-Luxationsfraktur mit Frakturen des

Cuboid, Cuneiforme II und Metatarsale II (Abb. 13). Im Rahmen der primären operativen Versorgung erfolgt eine geschlossene Reposition und externe Fixation der Schaftfrakturen und der Beckenverletzung. 4mm Schantz-Schrauben werden in distale Tibia, Metatarsale I und V zur Manipulation (Joystick) und späteren externen Fixation der Mittelfußverletzung eingebracht. Nach erfolgloser geschlossener Reposition erfolgt über einen dorsalen medianen Zugang die offene Reposition. Mit 1,8mm K-Drähten wird intern fixiert und anschließend der Fixateur externe angelegt (Abb. 14). Der Patient wird auf der Intensivstation stabilisiert. In drei weiteren Operationen erfolgt die interne Fixation der Begleitfrakturen. Zwei Wochen nach dem Unfall beginnt die Mobilisation mit Teilbelastung beidseits. Fixateur externe und K-Drähte werden 8 Wochen postoperativ entfernt. Drei Monate nach dem Unfall wird die Vollbelastung beidseits erreicht. Zum Zeitpunkt des Follow-up 8 Jahre nach dem Unfall arbeitet der Verunfallte als Bankangestellter. Die Röntgenaufnahmen zeigen eine mäßige posttraumatische Arthrose mit fast vollständig aufgehobenem Gelenkspalt bei guten anatomischen Verhältnissen (Abb. 15). Bei starker Belastung treten Schmerzen auf und es besteht eine gute Fußfunktion (AOFAS-G: 320, AOFAS-M=59, HSS=76, Q=71)(Fig. 16). Bei der Pedobarographie zeigen sich beidseits abnorme Druckverteilungsmuster in der späten Standphase ohne signifikante Seitenunterschiede (Seitenvergleich der Druckwerte: t-test: $p > 0,05$).



Abb. 13: 26-jähriger angeschnallter polytraumatisierter PKW-Fahrer mit Lisfranc-Luxations-Fraktur links (oben: dorsoplantare Projektion, unten: seitliche Projektion).

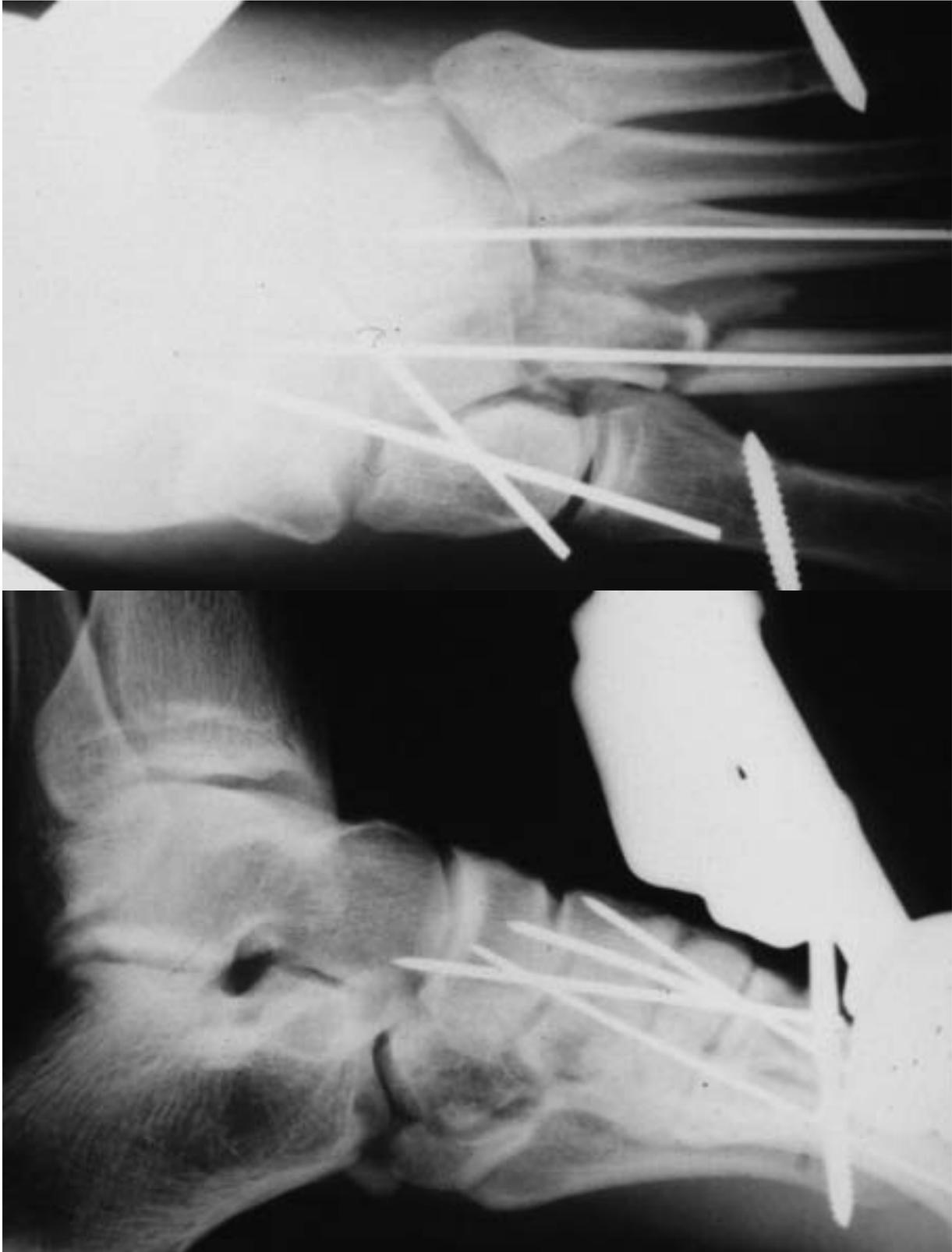


Abb. 14: 26-Jähriger postoperativ nach offener Reposition und interner und externer Fixation einer Lisfranc-Luxations-Fraktur links (oben: dorso-plantare Projektion, unten: seitliche Projektion).



Abb. 15: 34-Jähriger 8 Jahre nach Lisfranc-Luxations-Fraktur links assoziiert mit Polytrauma (oben: dorsoplantare Projektion, unten: 30° latero-dorsale-medioplantare Projektion).



Abb. 16: 34-Jähriger 8 Jahre nach Lisfranc-Luxations-Fraktur links assoziiert mit Polytrauma.

2.6. Diskussion

Frakturen des Mittelfußes werden besonders bei Vorliegen von Begleitverletzungen bei der Primärdiagnostik häufig nicht richtig erkannt und deshalb nicht ausreichend versorgt [2, 3, 29, 60, 99]. Die Komplikationsrate ist hoch und eine adäquate Behandlung schwierig [100, 115]. Anteil und Ausmaß von Langzeitmorbidity sind hoch [11, 68, 109]. Nur isolierte Frakturen einzelner Mittelfußknochen führen normalerweise nicht zu erheblichen Langzeitfolgen [38, 39, 41, 48, 70, 76, 104]. Luxationsfrakturen einzelner Mittelfußknochen führen aber schon zu höherer Langzeitmorbidity und sollten deshalb nicht unterschätzt werden [53]. Die Luxationsfraktur des Lisfrancgelenks ist als die häufigste schwere Mittelfußverletzung noch als selten zu bezeichnen und schwierig zu diagnostizieren [14, 39, 45]. Die isolierte Luxationsfraktur der medialen Säule im Lisfranc-

gelenk stellt eine Sonderform dar und wird als durch einen Adduktionsmechanismus des Vorfußes entstehend beschrieben [62, 64]. Die anatomische Reposition ist bei Lisfranc-Luxations-Frakturen besonders schwierig und erfordert normalerweise ein offenes Vorgehen [9, 15, 16, 99, 106]. Bei verspäteter Versorgung ist die Wiederherstellung der korrekten Länge beider Fußsäulen und der Form des Längsgewölbes erheblich schwieriger [17]. Die Chopart-Luxationsfraktur ist seltener, aber durch vergleichbare Probleme charakterisiert [99]. Verletzungen mit kombinierter Chopart- und Lisfranc-Luxationsfraktur sind häufig Teil sog. „Crush“ Verletzungen des Fußes mit ausgedehntem Weichteilschaden und sehr hoher Rate von Infektionen oder anderen Komplikationen [29, 60, 117]. Diese Verletzungen führen zur höchsten Langzeitmorbidity aller Fußverletzungen [68].

In unserer klinischen Studie fanden wir vergleichbare Inzidenzen für isolierte und kombinierte Frakturen des Mittelfußes wie im Schrifttum beschrieben. Unsere Ergebnisse im AOFAS Mittelfuß Score waren ebenfalls vergleichbar und zwar vergleichbar schlecht. Zur besseren Beurteilung der gesamten Fußfunktion verwendeten wir auch die Summe aller 4 AOFAS Scoresektionen und eine pedobarographische Untersuchung [92]. Diese Beurteilung unterstreicht die große Bedeutung des Mittelfußes für die Fußfunktion als funktionelle Einheit. So wurde eine fast normale Druckverteilung im Gang und Maximalpunktzahlen der anderen Fußregionen nur nach isolierten Frakturen des Mittelfußes erreicht.

Bei allen verwendeten Scores fanden wir im Langzeitverlauf keine Unterschiede bei Gruppen mit verschiedenem Alter zum Unfallzeitpunkt, Geschlecht oder unterschiedlicher Unfallart. Auch Patienten mit isolierten Frakturen oder Luxationsfrakturen eines Gelenks (Chopart- oder Lisfrancgelenk) unterschieden sich nicht. Signifikant schlechter in fast allen Scores

schnitten Patienten mit Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen ab. Auch wenn beim Vergleich der gesamten Follow-up Gruppe bezüglich Art der Versorgung (operativ versus nicht-operativ) und Art der Reposition (offen versus geschlossen) im Falle der operativen Versorgung keine signifikanten Unterschiede in den Scores auftraten, so wurden aber in den drei Verletzungsmustergruppen mit Luxationsfrakturen (Lisfranc-, Chopart- oder Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen) die besten Ergebnisse nach früher offener Reposition und interner Fixation erreicht.

Auf den Studienergebnissen basierend wurde in der eigenen Klinik bei Frakturen des Mittelfußes speziell bei der Reposition ein aggressiveres Vorgehen als früher favorisiert. Die offene Reposition und interne Fixation aller komplexen Frakturen des Mittelfußes über einen oder zwei dorsale Zugänge wurde empfohlen wenn dies die Gesamtsituation des Patienten zulässt. Eine Kompartmentspaltung sollte großzügig erfolgen. Die primäre Arthrodesese sollte bei Verletzungen mit erheblicher Gelenkdestruktion in Betracht gezogen werden, da damit bessere Ergebnisse erzielt werden als mit sekundären Arthrodesen. Eine Arthrodesese muss nicht zwingend am gesamten Lisfrancgelenk erfolgen wenn nur Teile zerstört sind. Selektive Arthrodesen der medialen oder lateralen Säule zeigen im Langzeitverlauf bessere Ergebnisse [95].

Die hohe Rate von Begleitverletzungen der unteren Extremität führt zum häufigen „Übersehen“ und zur Unterschätzung der Mittelfußverletzungen. Zur Primärdiagnostik empfehlen wir bei Verdacht auf eine Fraktur im Mittelfußbereich wie bisher üblich konventionelle Röntgenaufnahmen in **drei** Ebenen, d.h. dorsoplantar (mit 20° caudo-cranial gekippter Röntgenröhre), seitlich und schräg (45° von laterodorsal nach medioplantar). Bei Vorliegen oder unsicherem Ausschluss einer Fraktur der Mittelfußregion sollte unbedingt ein CT zur weiteren Diagnostik und Planung folgen. Auch

im Rahmen der hier vorgestellten Studie lassen sich die Vorteile dieses diagnostischen Vorgehens nicht anhand signifikanter Unterschiede in Ergebnissen belegen. Aber auch bei dieser Untersuchung hat sich die konsequente Einhaltung dieses primärdiagnostischen Standards als günstig erwiesen [88].

Aufgrund der erheblichen Probleme bei Diagnostik und Behandlung und der bedeutenden Langzeitfolgen auch bei optimaler Behandlung tritt bei Frakturen des Mittelfußes die Verletzungsprävention in den Vordergrund. Da Frakturen des Mittelfußes bei unserem Kollektiv in drei Viertel der Fälle bei Verkehrsunfällen auftraten und hier besonders bei PKW-Insassen, drängen sich präventive Maßnahmen am ehesten für diesen Personenkreis auf.

2.7. Schlussfolgerung

Diagnostik und Behandlung von Frakturen des Mittelfußes sind auch heute noch problematisch. Frakturen des Mittelfußes beeinträchtigen besonders als Luxationsfrakturen die gesamte Fußfunktion und führen zu erheblichen Langzeitfolgen, welche sich am ehesten durch frühe anatomische (offene) Reposition und suffiziente (interne) Retention minimieren lassen. Angesichts des typischen klinischen Verlaufs mit schweren Langzeitfolgen auch bei optimaler Behandlung spielt die Verletzungsprävention bei Frakturen des Mittelfußes eine vordringliche Rolle. Aufgrund der überwiegenden Entstehung dieser Verletzungen bei Verkehrsunfällen und insbesondere bei PKW-Insassen sollten hier präventive Maßnahmen überprüft und ggf. modifiziert werden.

3. Unfalltechnische Analyse von Fußfrakturen bei PKW-Insassen

3.1. Zusammenfassung

Fragestellung: Ein erheblicher Anteil von Frakturen der Fußregion und insbesondere Frakturen des Mittelfußes tritt bei PKW-Insassen auf. Der Verletzungsmechanismus soll bei Realunfällen untersucht werden, um eine Basis für weitere Verbesserungen der Fahrzeugsicherheit zu schaffen.

Material und Methoden: Unfallakten von Unfällen aus dem Raum Hannover wurden auf das Vorkommen von Frakturen der Fußregion bei PKW-Frontinsassen hin untersucht und folgende Parameter analysiert: Abbreviated Injury Scale (AIS), Injury Severity Score (ISS), Delta-v, Kollisionsart, Impuls- und Kollisionswinkel, Richtung und Ausmaß der Fußraumdeformierung. Um Änderungen im zeitlichen Verlauf zu isolieren, wurden zwei Gruppen mit Unfallereignis vor 1990 (Gruppe I) und ab 1990 (Gruppe II) bezüglich der untersuchten Parameter verglichen.

Ergebnisse: 15.559 Verkehrsunfälle der Jahre 1973 bis 1996 wurden ausgewertet. Dabei wurden 8.053 PKW-Fahrer und -Beifahrer verletzt. 2.191 (27,2%) davon erlitten Frakturen und 251 (3,1%) Frakturen der Fußregion. Männer (n=171) waren doppelt so häufig betroffen wie Frauen (n=80). Das Durchschnittsalter betrug 35 (5-84) Jahre. Der Vorfuß war insgesamt am häufigsten betroffen (45%), gefolgt von OSG (38%), Mittelfuß (11%) und Rückfuß (6%). 75% wurden als AIS_{Fuß} 2 klassifiziert, 18% AIS_{Fuß} 1 und 8% AIS_{Fuß} 3. Die Kollisionsart war in 50% der Frakturen frontal, 34% Unfälle mit mehreren Kollisionen (inkl. Frontalkollisionen), 10% seitlich. Heckkollisionen verursachten keine Fußfrakturen und Überschlüge in einem Fall. Das Delta-v lag in 90% der Fälle zwischen 15 und 60 km/h. Das Ausmaß der Deformierung wurde in 4 Gruppen eingeteilt

(keine, gering, mäßig, stark) und diese 4 Gruppen waren mit gleicher Häufigkeit besetzt. Gruppe I (n=139) und II (n=122) unterschieden sich nicht bezüglich demographischer Daten, Inzidenz und AIS_{Fuß}. Delta-v und Deformierungsausmaß korrelierten in beiden Gruppen mit AIS_{Fuß} (Delta-v: I: r=0,78, II: r=0,81, Deformierungsausmaß: I: r=0,82, II: r=0,79). Der ISS war in Gruppe I höher (I: ISS 3,7±12,3, II: 2,8±11,7, p<0,001). Das Deformierungsausmaß war gleich, obwohl Delta-v in Gruppe II höher war (I: 37,2 km/h, II: 42,6 km/h, p=0,05).

Schlussfolgerung: Die Verbesserung der Fahrzeugsicherheit der 90er Jahre führte zu einer geringeren Gesamtverletzungsschwere (ISS) trotz steigender Unfallschwere (Delta-v). Frakturen der Fußregion treten jedoch in unveränderter Häufigkeit und Verletzungsschwere (AIS) auf. Diese sind meistens durch die Deformierung des Fußraums bei Frontalkollisionen verursacht. Eine Verringerung der Fußraumdeformierung ist daher zur Prävention essentiell. Um eine weiterführende Prävention zu ermöglichen ist eine genauere Analyse des Verletzungsmechanismus im Rahmen von experimentellen Studien nötig.

3.2. Einleitung

Während durch die verbesserte passive Sicherheit mit Sicherheitsgurten und Airbag die Verletzungen beim PKW-Unfall insgesamt deutlich abgenommen haben, sind die Fußverletzungen in Häufigkeit und Schwere eher zunehmend [12, 50, 52, 114]. Die Extremitäten sind im PKW nicht speziell geschützt, lediglich die Rückhaltewirkungen des Gurts und eingeschränkt die des Airbags für den Körperstamm bewirken auch eine geminderte Anprallintensität der Extremitäten [12, 52]. Der Langzeitverlauf von in PKW erlittenen Fußverletzungen und insbesondere Frakturen des Mittelfußes ist häufig von erheblicher Morbidität geprägt [2, 3, 29, 60, 68,

83, 86, 88, 98, 99]. Um eine Basis für eine verbesserte Prävention zu schaffen sollte eine Analyse des Verletzungsmechanismus bei Realunfällen durchgeführt werden. Bei einer aktuell in Deutschland bestehenden durchschnittlichen PKW-Besetzungsrate von 1,3 Personen und einer Anschnallrate von nahe 90% wurden gurtgeschützte PKW-Frontinsassen als repräsentative Stichprobe betrachtet und untersucht [72]. Zunächst sollte die Häufigkeit von Frakturen der Fußregion bei Fahrern und Beifahrern ermittelt werden. Weiterhin sollte eine Evaluation von Verletzungsursache, -typ und -ausmaß erfolgen. Mit dieser Untersuchung sollten außerdem Unterschiede zwischen Fahrer und Beifahrer im zeitlichen Verlauf isoliert werden. Das Ziel war eine Analyse des Verletzungsmechanismus von Frakturen des Fußes und insbesondere des Mittelfußes bei PKW-Insassen um eine Basis für weitere Verbesserungen der passiven PKW Sicherheit zu schaffen.

3.3. Material und Methode

Die Analyse beruht auf der prospektiv erfassten Datenbank der Verkehrsunfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover. Die Auswertung stützt sich auf die Dokumentation von Verkehrsunfällen im Raum Hannover zwischen 1973 und 1996.

3.3.1. Untersuchungsgebiet

Der Untersuchungsraum umfasst die Stadt und den Landkreis Hannover mit einer Flächenausdehnung von 2.289 km², wovon etwa 10% als städtisches Gebiet ausgewiesen sind (Abb. 17). In diesem Gebiet lebten zu Beginn des Jahres 2000 1,2 Mio. Menschen. Im gesamten Gebiet werden pro Jahr etwa 6.000 Verkehrsunfälle mit Personenschaden polizeilich

registriert. Nach einem statistischen Stichprobenplan werden seit 1988 jährlich etwa 1.000 von diesen Verkehrsunfällen von der Unfallforschung untersucht. Von 1972 bis 1987 wurden etwa 300 Unfälle jährlich untersucht.

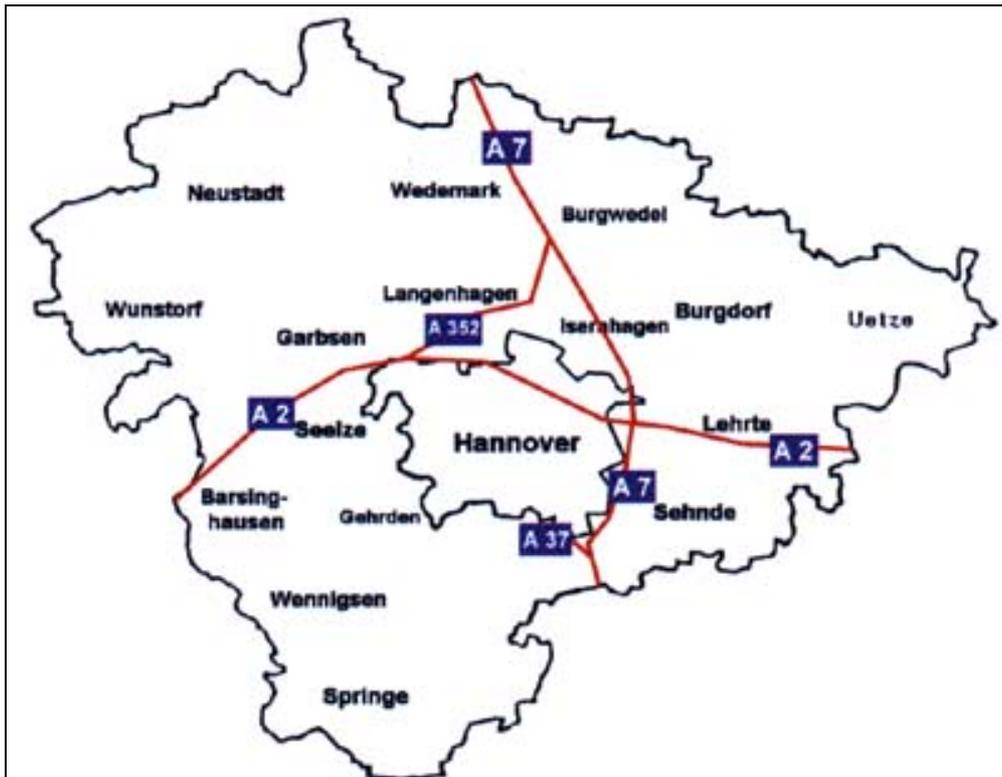


Abb. 17: Untersuchungsgebiet der Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover.

3.3.2. Statistischer Erfassungsplan

Eingang in die Erhebungen finden Unfälle, die den folgenden Kriterien entsprechen:

- *Verkehrsunfall mit Personenschaden*
- Der Unfall liegt innerhalb des Erfassungsgebietes
- Der Unfall ereignet sich innerhalb der Erfassungszeit

Die Unfalldokumentation erfolgt täglich während zwei 6-stündiger Einsatzschichten, die wöchentlich wechseln:

eine Woche: 0 bis 6 Uhr und 12 bis 18 Uhr

die nächste Woche: 6 bis 12 Uhr und 18 bis 24 Uhr

Dadurch ist es möglich, über das ganze Jahr verteilt, gleiche Tageszeitintervalle in die Erhebung einzubeziehen.

3.3.3. Alarmierung und Anfahrt

Die Alarmierung erfolgt direkt über den Polizeifunk, der vom Erfassungsteam im Funkraum der Unfallforschung abgehört wird. Bei Beginn der Schicht wird bei der ersten Meldung eines Verkehrsunfalls mit Personenschaden ausgerückt. Nach abgeschlossener Untersuchung der Unfalls und Wiedereintreffen in den Räumen der Unfallforschung wird zum nächsten gemeldeten Unfall abgerückt usw.. Die Anfahrt zum Unfallort erfolgt in einem der Fahrzeuge der Unfallforschung (Stand 2000: 2 x Opel Astra Caravan, 2 x VW Caravelle, Abb. 18). Die Fahrzeuge sind mit Sondersignal ausgestattet und dürfen sich mit „Wegerecht“ im Straßenverkehr fortbewegen. Die Anrückzeit beträgt in 90% der Unfälle *unter* 10 Minuten.

3.3.4. Wissenschaftliche Erfassungsteams und Datenerfassung

Zur Unfallaufnahme steht in jeder Schicht ein Aufnahmeteam bereit. Es besteht aus zwei Technikern, einem Mediziner und einem Koordinator. Der Koordinator hat die Aufgabe, das Team nach dem Stichprobenplan zu leiten.

Die wissenschaftlichen Erfassungsteams setzen sich aus zwei Personen, einem „Mediziner“ (d.h. Humanmedizinstudent, Ausbildungsstand: mindestens bestandenes Physikum) und einem „Techniker“ (Maschinenbaustudent, Ausbildungsstand: mindestens Vordiplom) zusammen. Die Erfas-

sung der medizinischen Daten erfolgt demnach vor allem durch den „Mediziner“ im Team und die der technischen Daten durch den „Techniker“. Allgemeine Daten wie z.B. anthropometrische Daten, Unfallzeit, -ort, etc. werden gemeinsam erfasst. Bei bewusstlosen oder toten Verkehrsopfern werden die Daten soweit wie möglich fremdanamnestisch erhoben. Insgesamt werden ca. 3.000 Informationen pro Unfall gesammelt.



Abb. 18: Einsatzfahrzeuge der Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover.

3.3.5. Allgemeine Daten

Hierzu gehören Unfallzeit und Unfallort, Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht, Zweck des Weges (d.h. auf dem Weg zur Schule, Arbeit, Einkaufen, etc.).

3.3.6. Medizinische Daten

Sämtliche Einzelverletzungen werden soweit wie möglich direkt am Unfallort erfasst. Außerdem werden eventuelle Vorerkrankungen oder frühere Verletzungen erfragt. Die Verletzten werden von den Teams an die erstversorgende medizinische Institution begleitet oder verfolgt und mit Hilfe des dortigen Fachpersonals wird die am Unfallort begonnene Verletzungserfassung vervollständigt. Zu diesem Zeitpunkt wird auch mit der Verletzungsklassifikation begonnen. Dabei werden folgende Scores und Einteilungen obligat oder fakultativ dokumentiert:

Abbreviated Injury Scale (AIS) (obligat)

Die Abbreviated Injury Scale (AIS) ist eine weltweit gültige Klassifikation für Einzelverletzungen [1]. Die Klassifikation ist nach Körperregionen geordnet und jede Verletzung wird durch einen 7-stelligen Code beschrieben. Die letzte Zahl des Codes beschreibt die Verletzungsschwere. Die Skala hierfür reicht von 1 bis 6. AIS 1 entspricht einer leichten Verletzung und AIS 6 einer Verletzung die nach dem aktuellen wissenschaftlichen Stand nicht behandelbar ist und mittelbar zum Tod führt. Tabelle 2 zeigt die AIS Einteilung für Fußfrakturen.

AIS_{Fuß}

AIS 1: Zehenfrakturen, leichte bis mittelschwere Weichteilverletzung

AIS 2: alle Fußfrakturen außer Zehenfrakturen und schweren Luxationsfrakturen (vgl. AIS 3), schwere Weichteilverletzung

AIS 3: OSG Luxationsfrakturen mit hinterem Volkmannsdreieck, Chopart-/Lisfranc-Luxationsfrakturen, schwerster Weichteilschaden, traumatische Amputation

Tab. 2: Abbreviated Injury Scale (AIS) für den Fuß.

Maximum AIS (MAIS) (obligat)

Der Maximum AIS (MAIS) entspricht dem höchsten AIS der Verletzten Person [1]. Nach dem MAIS werden die Verletzungsgrade wie folgt definiert: MAIS 0 als „unverletzt“, MAIS 1 als „leicht verletzt“, MAIS 2 bis 4 als „schwer verletzt“ und MAIS 5 und 6 als „schwerst verletzt“.

Injury Severity Score (ISS) (obligat)

Die Gesamtverletzungsschwere wird anhand des Injury Severity Score (ISS) klassifiziert [5]. Der ISS errechnet sich aus der Summe der Quadrate der drei höchsten Einzel-AIS-Werte eines Verletzten (z.B.: ein Verkehrsteilnehmer erleidet folgende Einzelverletzungen: eine Verletzung AIS 4, eine Verletzung AIS 3 zwei Verletzungen AIS 2 und eine Verletzung AIS 1; $ISS = (4)^2 + (3)^2 + (2)^2 = 29$). Verletzte mit einem $ISS \geq 25$ werden als „polytraumatisiert“ definiert.

Hannover Polytrauma Schlüssel (PTS) (fakultativ)

Bei Verletzten, die in der Unfallchirurgische Klinik der Medizinischen Hochschule erstbehandelt werden (etwa 30% aller erfassten Patienten) wird der Hannover Polytrauma Schlüssel (PTS) ermittelt (s. Anhang 8.6.) [71]. Dieser Score klassifiziert die Gesamtverletzungsschwere auf anatomischer Basis wie der ISS. Zusätzlich geht in den Gesamtscore aber auch das Lebensalter des Patienten mit ein.

Weichteilschaden nach Tscherne (fakultativ)

Der „Weichteilschaden nach Tscherne“ ist ein Score zur Klassifikation des Weichteilschadens bei Frakturen (s. Anhang 8.7.) [103]. Der Score umfasst vier Schweregrade für geschlossene (C 0, C I, C III, C III) und offene (O I, O II, O III, O IV) Frakturen.

Weitere Scores (fakultativ)

Je nach verletzter Körperregion werden folgende Scores erhoben:

- Glasgow Coma Score (GSC) [101]
- Klassifikation der Frakturen der langen Röhrenknochen der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) (Schema s. Anhang 8.8.) [65].
- Klassifikation von Beckenringverletzungen nach Pennal und Tile [78].

3.3.7. Unfalltechnische Daten

Zu den erhobenen unfalltechnischen Daten gehören neben Art der Verkehrsteilnahme, Sitzposition, Anschnallstatus, Airbagschutz, etc. die folgenden speziellen unfalltechnischen Parameter:

Kollisionsart

Bei Fahrzeugbenutzern wird zwischen Frontal-, Seit- und Heckkollision, Überschlag und Unfällen mit mehrfachen Kollisionen unterschieden. Die Kollisionsart wird anhand der Fahrzeugbeschädigung ermittelt. Bei Fußgängern wird die Anprallrichtung (ventral, lateral, dorsal, etc.) ermittelt.

Impulswinkel, Body Impact Angle, Head Impact Angle

Der Anstoß des Fahrzeugs ereignet sich unter dem Impulswinkel, d.h. unter diesem Winkel werden die Kräfte auf Fahrzeug und Insassen wirksam. Der Impulswinkel beschreibt die Richtung der Krafteinwirkung wesentlich genauer als die Kollisionsart. So kann z.B. bei einem Frontalanprall die Richtung der Krafteinwirkung d.h. der Impulswinkel auch schräg oder sogar in seitlicher Richtung verlaufen. Die Impulswinkel werden in zwölf Gruppen mit einem Bereich von je 30° eingeteilt. Ein Anprall von 180° ($\pm 15^\circ$) entspricht einem von vorn nach hinten gerichteten Anprall. Bei Fußgängern, Radfahrern und speziell bei Motorradfahrern wird der Body Impact Angle ermittelt, d.h. der Winkel zwischen

Körperlängsachse und der Fläche auf welche der Aufprall erfolgt. Bei Motorradaufsassen, Radfahrern und Fußgängern wird bei Kopfverletzungen der Head Impact Angle, d.h. Lokalisation und Richtung eines Anpralls am Kopf.

Delta-v, Kollisionsgeschwindigkeit

Bei Fahrzeuginsassen und Motorradaufsassen stellt die Geschwindigkeitsänderung Delta-v infolge der Kollision den wichtigsten Parameter für die Unfallschwere dar. Delta-v lässt sich retrospektiv aus dem Deformationsausmaß, der am Unfallort ausgemessenen Brems-/Schleuderdistanzen und der Kollisions- und Endstellungen der PKW ermitteln. Für Fußgänger mit normalerweise vernachlässigbarer Eigengeschwindigkeit ist die Kollisionsgeschwindigkeit des Fahrzeugs bedeutsam. Bei Fahrradfahrern kommt es einerseits zu Stürzen ohne direkte Beteiligung mit dann entsprechendem Delta-v als Unfallschwereparameter und auch zu Kollisionen mit wesentlich schnelleren motorisierten Fahrzeugen mit dann entsprechend zu berücksichtigender Kollisionsgeschwindigkeit des motorisierten Fahrzeugs.

Fahrzeugdeformierung

Das Deformierungsausmaß geschlossener Fahrzeuge wird mit einer 10-stufigen Skala (0-9) determiniert. „0“ entspricht fehlender Deformierung und „9“ entspricht einer Deformierung, welche die Fahrgastzelle zur Hälfte verkleinert, d.h. bei seitlichem Anprall bis zur Fahrzeugmitte und bei Frontalanprall bis zur B-Säule. Zusätzlich wird das Ausmaß der Fußraumdeformierung ermittelt und in vier Gruppen eingeteilt (keine, gering, mäßig, stark). Bei einer starken Fußraumdeformierung erreicht das Bodenblech die Sitzfläche des Vordersitzes.

Deformierungsrichtung des Fußraums

Die Deformierungsrichtung des Fußraums wird anhand des Verformungsmusters ermittelt und in anterior, anterolateral, lateral, posterolateral, posterior, posteromedial, medial und anteromedial eingeteilt.

Weitere unfalltechnische Parameter

Zur genauen technischen Unfallrekonstruktion dienen weiterhin eine große Anzahl von Parametern wie Brems-, Schleuderdistanzen, Energetisch Äquivalente Geschwindigkeit (EES), Vermeidungsgeschwindigkeit, etc..

3.3.8. Statistik

Zur statistischen Analyse wurden t-, Pearson-, Chi-Square-, Linear-Trend- oder Kruskal-Wallis-Tests verwendet. Um die Relevanz von Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit im zeitlichen Verlauf zu isolieren wurden die Unfälle des Zeitraumes 01.01.1973 bis 31.12.1989 (Gruppe I) mit denen des Zeitraumes 01.01.1990 bis 31.12.1996 (Gruppe II) verglichen.

3.4. Ergebnisse

3.4.1. Epidemiologie

Von 1973 bis einschließlich 1996 wurden 15.559 Verkehrsunfälle aus dem Raum Hannover mit 21.799 beteiligten PKW-Insassen untersucht. Dabei wurden 8.053 gurtgeschützte PKW-Frontinsassen (Fahrer plus Beifahrer) verletzt. Insgesamt erlitten 2.191 (27,2%) davon Frakturen und 261 (3,2%) Frakturen der Fußregion. Das Durchschnittsalter der Frontinsassen mit Fußfrakturen betrug 30 (3-83) Jahre. Männer (n=176) waren doppelt so häufig betroffen wie Frauen (n=85), obwohl 41% von allen Verletzten (n=8.053) weiblich waren. Unter den 261 Frontinsassen mit Fußfrakturen waren 210 (80,5%) Fahrer und 51 (19,5%) Beifahrer. Im Verlauf des Untersuchungszeitraums nahm die Zahl der registrierten PKW-Frontinsassen von zwei bis fünf pro Jahr in den 70er und frühen 80er Jahren auf über 20 pro Jahr in den späten 80er und 90er Jahren zu. In derselben Zeit stieg jedoch auch die Zahl der ausgewerteten Unfälle auf das sechsfache von 200 auf über 1.200 jährlich an. Das Verhältnis der Anzahl der Frontinsassen mit Fußfrakturen zu der Anzahl der ausgewerteten Unfälle sank im Untersuchungszeitraum (Abb. 18). Im zeitlichen Verlauf der Untersuchung entstand 1979 ein Peak des Verhältnisses als die Unfallforschung umzog und ihre EDV umstellte und daher in diesem Jahr nur 24 Unfälle auswertete (ein PKW-Frontinsasse mit Fußfraktur, Verhältnis: 4,2%). Eine deutliche Verringerung des Verhältnisses wurde zwischen den Jahren 1989 und 1990 beobachtet (Gruppe I, 1973-1989: 6.378 ausgewertete Unfälle, 139 Frontinsassen mit Fußfrakturen, Verhältnis 2,18%; Gruppe II, 1990-1996: 9.181 ausgewertete Unfälle, 122 Frontinsassen mit Fußfrakturen, Verhältnis 1,33%). Im Bereich eines Airbag hatten 1,9% (n=5) der PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen gesessen, welcher bei zwei Kollisionen auslöste.

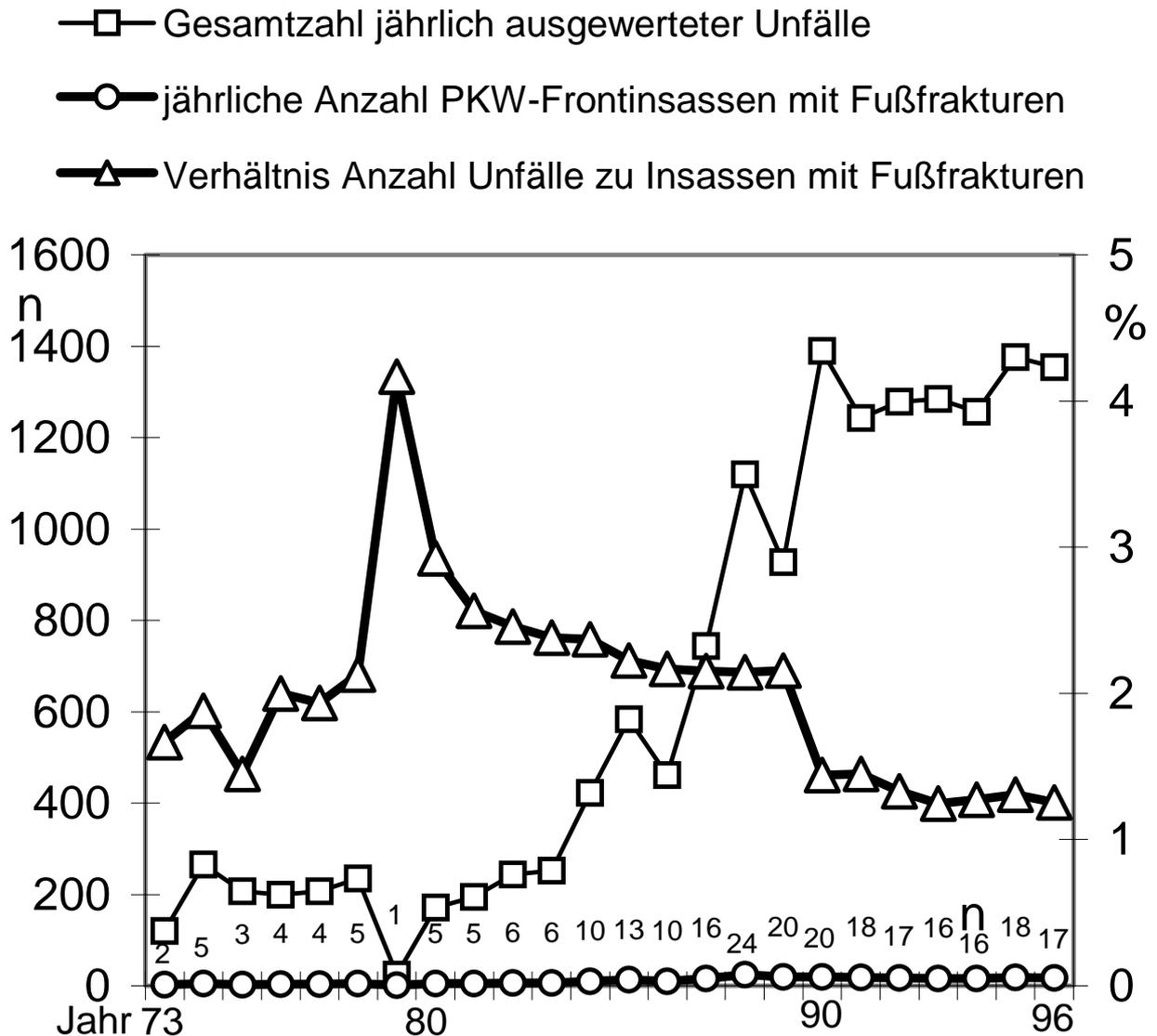


Abb. 18: Jährliche Anzahl von PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen und Verhältnis zur Anzahl jährlich ausgewerteter Unfälle von 1973 bis 1996.

3.4.2. Verletzungsmuster und -schwere

In 60% (n=157) der Frontinsassen mit Fußfrakturen waren diese außen-seitig in Relation zum Fahrzeug aufgetreten (Fahrer, links: 64% (n=134), Beifahrer, rechts: 45% (n=23), Unterschiede in der Seitenverteilung außen/innen zwischen Fahrer und Beifahrer: Chi²-Test: p=0,04). Beid-

seitige Fußfrakturen wurden in 10% (n=26) der Frontinsassen registriert (Fahrer: 10,5% (n=22), Beifahrer: 7,8% (n=4)). Insgesamt wurden 511 einzelne Frakturen der Fußregion bei PKW-Frontinsassen registriert. Diese betrafen in 41% (n=210 von 511) das obere Sprunggelenk (OSG), in 29% (n=148) den Vorfuß (distal des Lisfrancgelenks), in 20% (n=102) den Mittelfuß und in 10% (n=51) den Rückfuß (zwischen OSG und Chopartgelenk). Die Verletzungsschwere wurde in 75% (n=213 von 287, d.h. 287 verletzte Füße in 261 Frontinsassen, da 26 doppelseitige Verletzungen) als AIS_{FUß} 2, in 18% (n=51) als AIS_{FUß} 1 und in 8% (n=23) AIS_{FUß} 3 klassifiziert [1]. Fünfzehn Prozent (n=43) waren offene Frakturen. Bei der Einteilung des Weichteilschadens nach Tscherne fand sich bei den offenen Frakturen eine gleichmäßige Verteilung in die Gruppen O I bis O IV (Abb. 19) [103]. Die geschlossenen Frakturen des Mittelfußes wurden in einem Drittel als C I und in einem Viertel als C II klassifiziert (15% C 0 und 15% C III).

Der durchschnittliche Injury Severity Score (ISS) der 261 Frontinsassen mit Fußfrakturen betrug 3.3 (± 11.7).

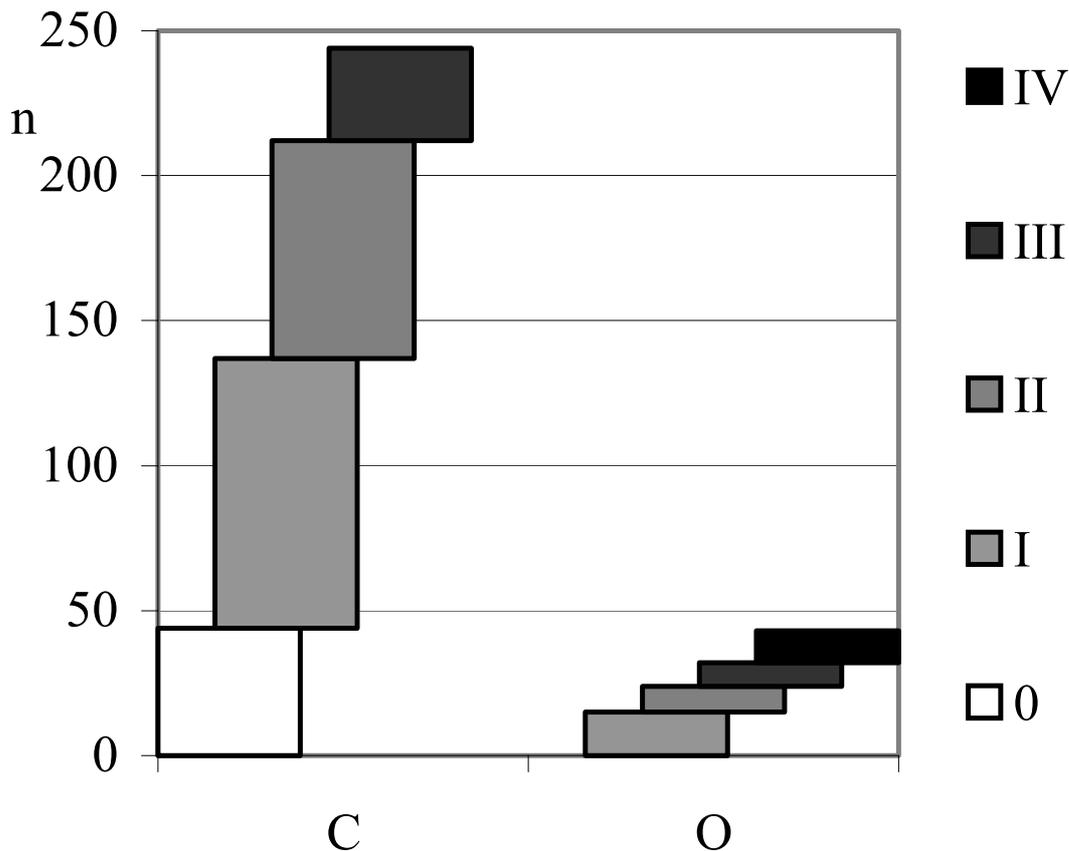


Abb. 19: Klassifikation des Weichteilschadens bei 287 Füßen mit Frakturen bei 261 gurtgeschützten PKW-Frontinsassen.

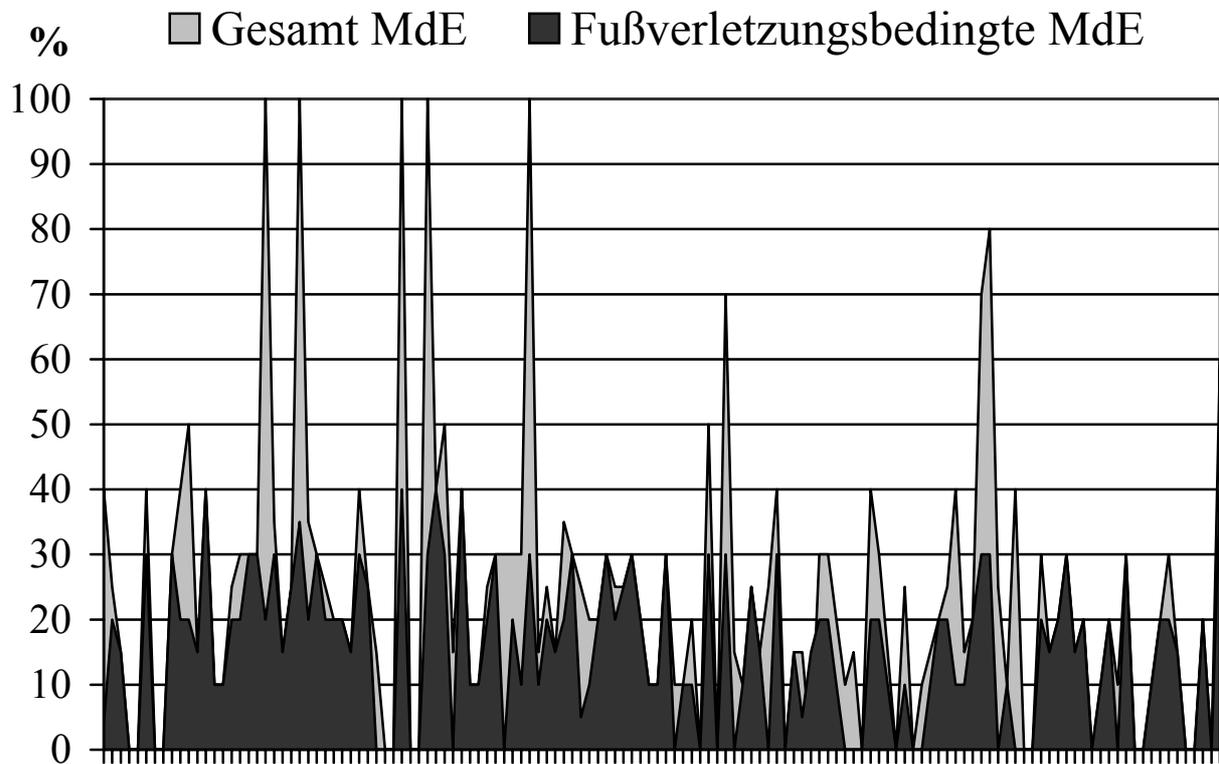
C 0 – C III: geschlossene Fraktur

O I – O IV: offene Fraktur

3.4.3. Langzeitfolgen

Zur Abschätzung der Langzeitfolgen wurde 1997 anhand von Rentengutachten und Nachuntersuchungen die durch die Verletzung der Fußregion bedingte Minderung der Erwerbsfähigkeit (MdE) und die gesamte MdE für alle Überlebenden der Unfälle vor 01.01.1990 (Gruppe I) ermittelt (Abb. 20) [63, 90]. Die Untersuchungen wurden 7 - 23 Jahre (Mittelwert 15,5 Jahre) nach dem Unfall durchgeführt. Die Höhe der gesamten MdE wurde in den meisten Fällen wesentlich durch die erlittenen Fußverletzungen be-

stimmt. Dabei verursachten Frakturen des Mittelfußes (n=28) die höchste Teil-MdE (im Mittel 18% (0-35%), Unterschied zu den Frakturen anderer Fußregionen: Linear-Trend-Test: $p=0,05$).



Überlebende Patienten (n=132)

Abb. 20: Unfallbedingte gesamte Minderung der Erwerbsfähigkeit (MdE) und fußverletzungsbedingte MdE von 132 überlebenden PKW-Insassen der Jahre 1973 bis 1989 7 bis 23 Jahre nach dem Unfall [63, 90].

3.4.4. Unfalltechnische Parameter

Kollisionsart

Die Fußfrakturen bei PKW-Frontinsassen waren in 50% (n=131 Insassen) bei reinen Frontalkollisionen aufgetreten, in 36% (n=95) bei Unfällen mit

mehrfachen Kollisionen (auch inkl. Frontalkollisionen) und in 12% (n=32) bei seitlichen Kollisionen. Heckkollisionen verursachten in zwei (0,8%) Fällen Fußfrakturen und Überschläge in einem (0,4%) Fall. In der gesamten Gruppe aller analysierter Unfälle (n=15.559) waren Frontalkollisionen (36%) und Unfälle mit mehrfachen Kollisionen (36%) wesentlich häufiger als Seitkollisionen (18%), Heckkollisionen (6,7%) oder Überschläge (1,5%).

Impulswinkel

Der Impulswinkel konnte in 95% (n=248) der PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen ermittelt werden (Fahrer: 95% (n=200), Beifahrer: 94% (n=48)) (Abb. 21). Die Impulswinkel wurden in zwölf Gruppen mit einem Bereich von jeweils 30° eingeteilt. Die Gruppe 180° entspricht dabei einem genau von vorn nach hinten gerichteten Anprall $\pm 15^\circ$. Bei Unfällen mit mehrfachen Kollisionen wurde für die folgende Einteilung der Impulswinkel der schwersten Kollision (d.h. die Kollision mit dem höchsten Delta-v) berücksichtigt. Bei 75% der Fahrer (n=150) und Beifahrer (n=36) wurde der Impulswinkel in die Gruppen 210°, 180° oder 150° eingeteilt. Dies entspricht einem im wesentlichen von vorn nach hinten gerichteten Kraftvektor. Bei 11% (n=22) der Fahrer und 21% (n=10) der Beifahrer war der Impulswinkel von der gleichen Seite der Sitzposition zur Gegenseite hin gerichtet (Fahrer, von links nach rechts: 60°, 90°, 120°; Beifahrer, von rechts nach links: 240°, 270°, 300°).

Delta-v

Das durchschnittliche Delta-v der Frontinsassen mit Fußfrakturen lag bei 39,7 ($\pm 25,1$) km/h und in 82% (n=213) zwischen 15 und 60 km/h (Fahrer: 82% (n=173), Beifahrer: 78% (n=40)).

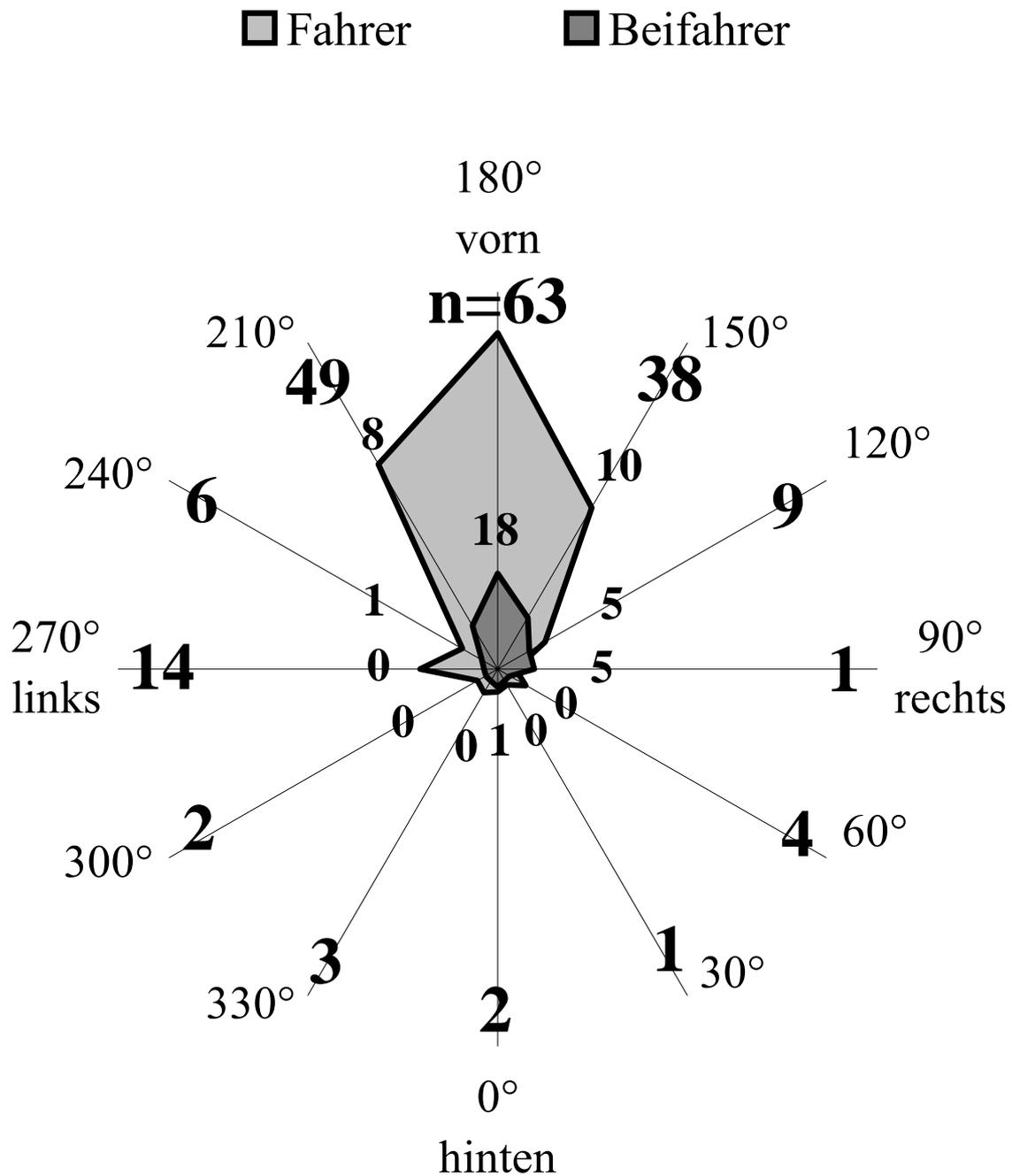


Abb. 21: Verteilung der Impulswinkel bei 200 von 210 Fahrern und 48 von 51 Beifahrern mit Fußfrakturen. Die Impulswinkel wurden in zwölf Gruppen eingeteilt Die "180°" Gruppe ($\pm 15^\circ$) entspricht einem genau von vorn nach hinten gerichteten Anprall (Fallzahlen, Fahrer: groß, außen; Beifahrer: klein, innen).

Fußraumdeformierung

Das Ausmaß der Fußraumdeformierung war gleichmäßig über alle Schweregrade verteilt (keine: 24% (n=62, gering: 26% (n=68), mäßig: 25% (n=64), stark: 26% (n=67)). Das Ausmaß der Fußraumdeformierung stieg bereits ab einem Delta-v von 15 km/h an (Abb. 22). Die Richtung der Fußraumdeformierung war am häufigsten frontal (34%, n=89) und frontolateral (28%, n=73; lateral: 13%, n=34; posterolateral und posterior je 2%, n=5; posteromedial: 0; medial: 5%, n=13; anteromedial: 16%, n=42).

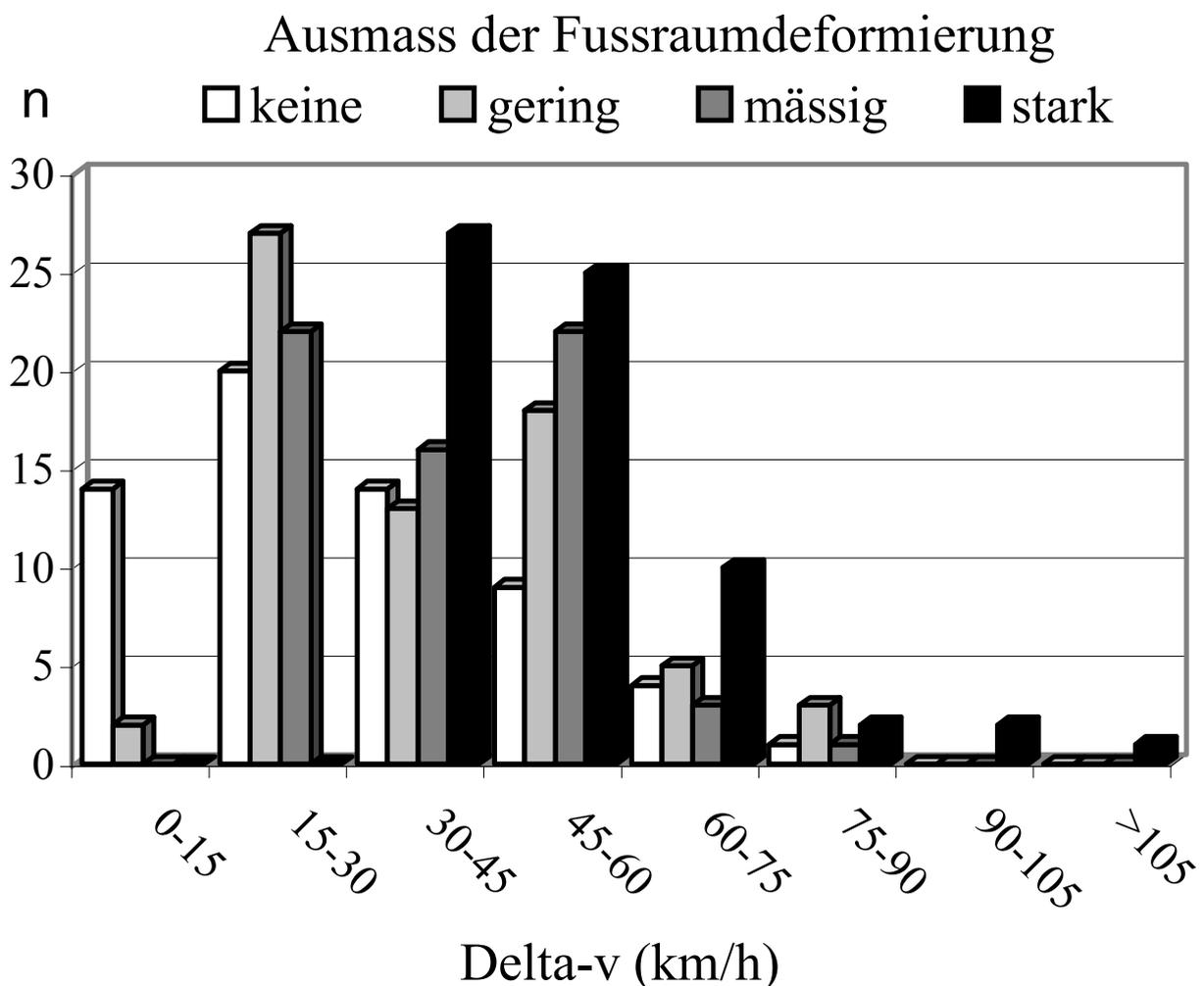


Abb. 22: Delta-v und Ausmaß der Fußraumdeformierung und bei 261 PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen.

3.4.5. Korrelation zwischen unfalltechnischen Parametern und Verletzungsschwere

Delta-v und Fußraumdeformierung korrelierten mit AIS_{FUB} (Spearman-Rho, Delta-v: $r=0,62$, $p=0,04$; Ausmaß Fußraumdeformierung: $r=0,64$, $p=0,05$). Bei Fällen ohne Fußraumdeformierung traten keine AIS_{FUB} 3 Verletzungen auf und bei starker Deformierung keine AIS_{FUB} 1 Verletzungen (Abb. 23). Keine Korrelation bestand zwischen Richtung der Fußraumdeformierung und AIS_{FUB} (Spearman-Rho: $r=0,21$, $p=0,45$).

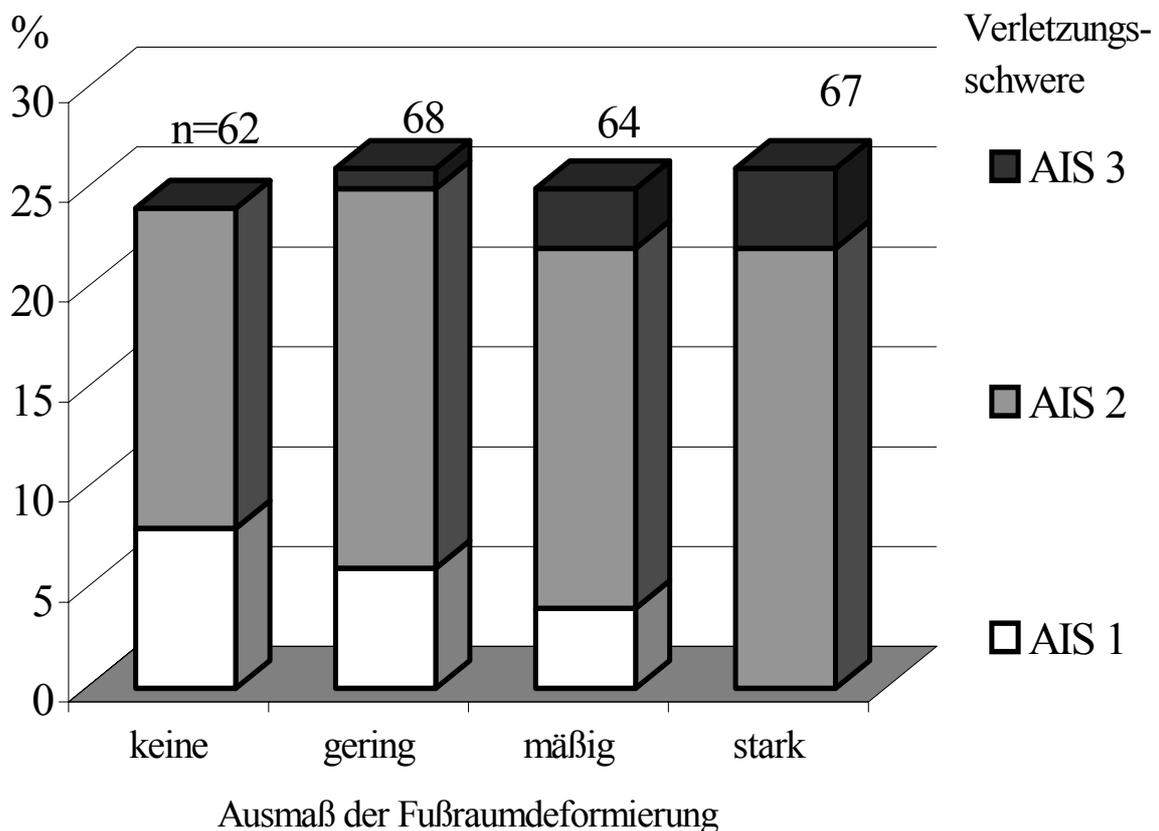


Abb. 23: Verletzungsschwere (Abbreviated Injury Scale (AIS) des Fußes) in Abhängigkeit vom Ausmaß der Fußraumdeformierung bei 261 PKW-Frontinsassen.

3.4.6. Vergleich zwischen Fahrer und Beifahrer

Fahrer und Beifahrer unterschieden sich in keinem der untersuchten Parameter signifikant (Tab. 3).

	Frontinsassen	Fahrer	Beifahrer	Statistische Unterschiede
Alter	35,21±16,18	35,67±14,9	34,84±24,5	t-Test: p=0,265
Geschl. m : w	2,14 : 1	2,87 : 1	1,65 : 1	Chi ² -Test: p=0,128
Seite lat/med	60/40	62/38	57/43	Chi ² -Test: p=0,089
Lokalisation	41/10/20/29	41/9/20/30	43/13/18/26	Chi ² -Test: p=0,416
AIS (Fuß)	18/75/7	17/74/9	21/73/6	Linear-Trend-Test: p=0,591
ISS	3,3±11,7	3,4±9,7	3,2±21,4	Kruskal-Wallis-Test: p=0,634
Kollisionstyp	50/12/,8/,4/37	49/13/1/1/36	52/10/0/0/38	Linear-Trend-Test: p=0,749
Delta-v	39,7±25,1	40,5±19,6	38,2±28,3	t-Test: p=0,356
Def. Ausmaß	24/26/25/26	23/26/25/26	25/25/25/25	Linear-Trend-Test: p=0,745

Tab. 3: Statistische Analyse von PKW-Frontinsassen (n=261) mit Frakturen der Fußregion (Fahrer: n=210, Beifahrer: n=51) der Jahre 1973 bis 1996. Alter: Durchschnittsalter ± Standardabweichung. Seite: laterale/ mediale Gliedmaße im Verhältnis zum Fahrzeug in Prozent (Fahrer: lateral = links, Beifahrer: lateral = rechts). Lokalisation: Frakturen im Bereich OSG/Rückfuß/Mittelfuß/Vorfuß in Prozent. AIS (Fuß): AIS 1/AIS 2/AIS 3 in Prozent. ISS (Injury Severity Score): mittlerer ISS ± Standardabweichung. Kollisionstyp: Frontal/Seite/Heck/Überschlag/ mehrfache Kollision in Prozent. Delta-v: mittleres Delta-v in km/h ± Standardabweichung. Deformierungsausmaß (Def. Ausmaß): keine/gering/mäßig/stark in Prozent.

Signifikanzniveau: * = p=0,05, ** = p=0,01, *** = p ≤ 0,001.

3.4.7. Vergleich zwischen Fällen bis und ab 1990

Gruppe I (Unfall vor 01.01.1990, n=139) und Gruppe II (ab 01.01.1990, n=122) unterschieden sich signifikant bezüglich Verletzungslokalisation, ISS und Delta-v (Tab. 4). In Gruppe I traten am häufigsten Frakturen im Vorfußbereich auf und in Gruppe II Frakturen des oberen Sprunggelenks. ISS sank im zeitlichen Verlauf, obwohl das durchschnittliche Delta-v anstieg.

	Gesamt	Gruppe I	Gruppe II	Statistische Unterschiede
Alter	35,21±16,18	34,75±14,9	35,73±17,5	t-Test: p=0,637
Geschlecht m : f	2,14 : 1	2,03 : 1	2,25 : 1	Chi ² -Test: p=0,345
Fahrer/Beifahrer	81/19	81/19	80/20	Chi ² -Test: p=0,842
Seite lat/med	60/40	64/36	56/44	Chi ² -Test: p=0,235
Lokalisation*	41/10/20/29	36/6/12/45	47/15/28/10	Chi ² -Test: p=0,050
AIS (Fuß)	18/75/7	16/75/9	19/74/6	Linear-Trend-Test: p=0,378
ISS ***	3,3±11,7	3,7±12,3	2,8±11,7	Kruskal-Wallis-Test: p<0,001
Impulswinkel	168°±41,8	172°±39,8	164°±45,2	Linear-Trend: p=0,731
Kollisionstyp	50/12/,8/,4/37	48/12/0/1/39	53/9/2/0/36	Linear-Trend-Test: p=0,265
Delta-v*	39,7±25,1	37,2±24,7	42,6±25,3	t-Test: p=0,05
Def. Ausmaß	24/26/25/26	22/25/26/27	26/27/23/24	Linear-Trend-Test: p=0,241

Tab. 4: Statistische Analyse von PKW-Frontinsassen mit Frakturen der Fußregion der Jahre 1973 bis 1996. Gesamt: 1973-1996 (n=261), Gruppe I: 1973-1989 (n=139), Gruppe II: 1990-1996 (n=122). Sitzposition: Fahrer/Beifahrer in Prozent. Sonstige Erläuterungen s. Tab. 4.

3.5. Diskussion

Nach einer erheblichen Zunahme der Verkehrsunfallzahlen in den 50er, 60er und 70er Jahren mit hohen Verletztanzahlen, konnte in den folgenden Jahrzehnten, vor allem durch die Einführung der Anschnallpflicht, eine Abnahme der Verletzungen trotz weiter ansteigender Unfallzahlen registriert werden [110]. Die Gurtbenutzung ist aufgrund dieser Gesetzgebung heute ein Teil jedes Verkehrspolizeiprotokolls, und jeder Verstoß gegen die Anschnallpflicht wird mit Bußgeld geahndet. Auch wegen dieser strengen Regelung konnte in Deutschland für PKW-Frontinsassen eine Anschnallrate von über 90% erreicht werden [74]. Die passive Sicherheit wurde durch Versteifungen der Fahrgastzellen und vor allem den Airbag nochmals erheblich verbessert [56, 108, 114]. Dabei wurden jedoch hauptsächlich die Verletzungen des Kopfes, Halses, Torsos und der oberen Extremität reduziert [52]. Die Verletzungen der unteren Extremität nahmen absolut gesehen zwar leicht ab, anteilmäßig bei zudem höherer Verletzungsschwere jedoch zu [12, 58, 86]. Fußverletzungen und besonders die Frakturen der Fußregion stellen auch bei Diagnostik und Behandlung ein Problem dar. Sie werden initial oft nur unzureichend erkannt und meist unterschätzt [2, 4, 29, 60, 98]. Die Komplikationsrate der Fußfrakturen ist hoch und die adäquate Behandlung schwierig [100, 115]. Besonders die Verletzungen der Mittelfußregion sind dann von einer hohen Rate von Spät morbidity geprägt [11, 68, 83, 88, 109].

Bei der Entstehung der Frakturen der Fußregion beim PKW Unfall werden unterschiedliche Verletzungsmechanismen diskutiert [20, 109]. Dabei wurden vor allem die vorderen Sitzpositionen und der Frontalcrash als wesentlicher Fußverletzungsmechanismus angesehen [23, 54, 55, 75, 86]. Deswegen und in Anbetracht einer Fahrzeugbesetzungsquote von 1,3 in Deutschland in den letzten Jahren - d.h. die überwiegende Mehrheit der

PKWs ist nur mit Fahrer und Beifahrer besetzt - wurden PKW-Frontinsassen für diese Untersuchung als repräsentative Stichprobe betrachtet [73]. Die nur einseitig vorhandenen Pedale und Lenkrad sind die wesentlichen Unterschiede der „Umgebung“ von Fahrer und Beifahrer. Ob Pedale oder Lenkrad und/oder die asymmetrische Gestaltung des Armaturenbretts Effekt auf Mechanismus oder Ausmaß von Fußfrakturen haben, ist bisher noch nicht geklärt. Deshalb sollte in unserer Untersuchung unbedingt ein Vergleich zwischen Fahrer und Beifahrer erfolgen. Angesichts der hohen Anschnallrate im Untersuchungsgebiet und der als bewiesen geltenden protektiven Wirkung des Sicherheitsgurts erscheint die Beschränkung der Untersuchung auf gurtgeschützte Insassen sinnvoll [54, 55, 73, 108, 110]. Im Untersuchungszeitraum waren alle Fahrzeuge mit 3-Punkt-Automatik-Gurten ausgestattet, d.h. alle untersuchten PKW-Frontinsassen mit Frakturen der Fußregion waren gleichartig gurtgeschützt. Aufgrund dieser standardisierten passiven Sicherheitskomponente konnte der Verletzungsmechanismus besser determiniert werden. Obwohl seit Ende der 90er Jahre in Deutschland fast alle Neufahrzeuge mit Airbags ausgestattet sind [50], waren bei unserer Analyse nur 1,9% (n=5) der PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen airbaggeschützt, welcher in nur 2 Fällen während des Unfalls auslöste. Der Grund dafür liegt im Untersuchungszeitraum 1973-1996. Zu Beginn dieses Zeitraums waren im Untersuchungsgebiet 0% der Fahrzeuge mit Airbag ausgestattet, am Ende waren es 4% aller Fahrzeuge. Aufgrund des geringen Anteils der airbaggeschützten Verletzten konnte kein Vergleich mit dem Gesamtkollektiv erfolgen. Auch mit einer „Matched Pair“ Methode war kein Vergleich möglich, da dafür nicht genügend Verletzte mit Fußfrakturen und ohne Airbagschutz verfügbar waren.

Das Problem einer fehlerhaften Datenaufnahme wurde durch eine photographische Dokumentation von Unfallstelle und Fahrzeugäußeren und -innerem minimiert. Zusätzlich wurden Photos von klinischen Verletzungsaspekt und relevanten Röntgenaufnahmen und/oder CT Bildern erstellt. Die technische Analyse erfolgte dann unter einem standardisierten technischen Protokoll. Fehler bei der Klassifikation von Verletzungen wurden als Hauptproblem der Auswertung betrachtet, weshalb zwei in der Unfallchirurgie tätigen Ärzte unabhängig voneinander die Klassifikation aller Fälle vornahmen. Jeder Fall mit Abweichung in einer der Klassifikationen ($n=10$) wurde gemeinsam diskutiert und erneut klassifiziert. Mit diesem Vorgehen darf eine ausreichend objektive, reliable und valide Evaluation der Verletzungen angenommen werden.

Bei unserer Untersuchung nahm der Prozentsatz der verletzten gurtgeschützten PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen gemessen an der Anzahl der ausgewerteten Unfälle im Verlauf des Untersuchungszeitraums (1973-1996) leicht ab. Jedoch führten die Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit dieses Zeitraums nicht zu einer wesentlichen Verringerung von Fußfrakturen, wie dies für Verletzungen anderer Körperregionen wie Kopf, Hals, Thorax und Becken zutraf [52]. Außerdem unterschied sich die Fußverletzungsschwere ($AIS_{\text{FUß}}$) nicht signifikant zwischen den Verletzten vor 1990 (Gruppe I) und später (Gruppe II). In unserem Kollektiv traten 50% der Fußfrakturen bei Frontalkollisionen und 34% bei Unfällen mit mehrfachen Kollisionen (inklusive Frontalkollisionen) auf. Das Delta-v lag in 82% der Fälle zwischen 15 und 60 km/h und das Ausmaß der Fußraumdeformierung korrelierte hoch mit dem Delta-v. Zwei Drittel der Fußfrakturen waren am oberen Sprunggelenk und Vorfuß lokalisiert, und ein Fünftel am Mittelfuß. Die höchste Langzeitmorbidity wurde bei Frakturen des Mittelfußes beobachtet. Überraschenderweise zeigten Fahrer und

Beifahrer weder Unterschiede in der Frakturlokalisierung oder Fußverletzungsschwere ($AIS_{FU\beta}$) noch bei unfalltechnischen Parametern (Kollisionsart, Delta-v, Ausmaß der Fußraumdeformierung). Deshalb kann für die untersuchte Gruppe ein wesentlicher Einfluss von Pedalen, Lenkrad und/oder der Armaturenbrettasymmetrie auf Frakturen der Fußregion verneint werden. Mäßige Fußverletzungsschwere ($AIS_{FU\beta} \geq 2$) überwog mit 75% der Fälle. Der wesentliche verletzungsfördernde Faktor bei Verletzungen $AIS_{FU\beta} \geq 2$ war die Fußraumdeformierung. Das Ausmaß der Fußraumdeformierung war im Verlauf des Untersuchungszeitraums etwa gleichbleibend, obwohl die Unfallschwere (Delta-v) anstieg (Delta-v höher in Gruppe II als in I). Hier zeigt sich die verbesserte passive Fahrzeugsicherheit, die sich in einer sinkenden Gesamtverletzungsschwere widerspiegelt (ISS niedriger in Gruppe II als in I). Trotzdem blieb die Fußverletzungsschwere ($AIS_{FU\beta}$) analog zum Ausmaß der Fußraumdeformierung gleich. Deshalb ist eine weitere Verringerung der Fußraumdeformierung zur Prävention essentiell. Die Frakturlokalisierung änderte sich im Verlauf des Untersuchungszeitraums. Während vor 1990 (Gruppe I) der Vorfuß am häufigsten betroffen war, waren später (Gruppe II) Frakturen des oberen Sprunggelenks in der Häufigkeitsverteilung an erster Stelle. Diese Entwicklung dürfte durch die Verbesserungen der passiven Sicherheit, d.h. Verringerung der Fußraumdeformierung und die gleichzeitige Erhöhung der Unfallschwere bedingt sein. Durch die Verringerung der Fußraumdeformierung treten die dadurch direkt verursachten Vorfußfrakturen seltener auf. Dafür werden durch die höhere Unfallschwere (höheres Delta-v) indirekt ausgelöste Verletzungen wie Luxationsfrakturen des oberen Sprunggelenks häufiger.

3.6. Schlussfolgerung

Die Verbesserung der Fahrzeugsicherheit der 90er Jahre führte zu einer geringeren Gesamtverletzungsschere (ISS) trotz steigender Unfallschwere (Delta-v). Frakturen der Fußregion treten jedoch in unveränderter Häufigkeit und Verletzungsschwere (AIS) auf. Die Langzeitfolgen sind vor allem bei Frakturen des Mittelfußes erheblich. Die Frakturen der Fußregion und insbesondere des Mittelfußes sind meistens durch die Deformierung der Fußraums bei Frontalkollisionen verursacht. Unter Berücksichtigung dieses typischen Unfallmechanismus ist daher eine Verringerung der Fußraumdeformierung zur Prävention essentiell. Um eine weiterführende Prävention zu ermöglichen ist allerdings eine genauere Analyse des eigentlichen Verletzungsmechanismus im Rahmen von experimentellen Studien nötig.

4. Experimentelle Analyse des Verletzungsmechanismus von Frakturen des Mittelfußes

4.1. Zusammenfassung

Fragestellung: Frakturen des Mittelfußes bereiten immer noch Probleme bei Diagnostik und Therapie und führen häufig zu hoher Langzeitmorbidity. Die Prävention spielt daher bei diesen Verletzungen eine große Rolle. Dafür ist die genaue Kenntnis des Verletzungsmechanismus essentiell. Ein Großteil der Frakturen des Mittelfußes entsteht bei PKW-Insassen durch die Deformierung des Fußraums. Krafteinwirkung (Fußraumdeformierung) und Kraftauswirkung (Verletzungsmuster) sind dabei bekannt. Die Vorgänge im Fuß selbst sind nicht bekannt und sollen experimentell an humanen Präparaten mit neuartigen Messmethoden analysiert werden. Basierend auf dieser Analyse soll später eine Optimierung des bisherigen Fußdummys erfolgen.

Material und Methoden: Elf unkonservierte intakte humane Präparate (Alter 36,8 (16-61) Jahre, männlich) wurden 24 bis 72 Stunden post mortem verwendet. Bei 3 Präparaten (5 Füße) wurde das Setup zur Erzeugung von Frakturen des Mittelfußes optimiert: gesamtes Präparat gestreckt auf dem Rücken liegend fixiert, plantar des Lisfrancgelenks auftreffendes Pendel mit Impaktorstange (Effektive Höhe: 2,3 m; Gewicht: 50 kg). OSG, Talonaviculargelenk (TN) und Calcaneocuboidgelenk (CC) wurden mit Drucksensoren ausgestattet (OSG 3x3 cm, TN/CC je 2x2 cm, Auflösung 1 cm², Abtastrate 500 Hertz, Messfehler < 5%).

Ergebnisse: Sechzehn Füße wurden gemessen. Frakturen des Mittelfußes entstanden in 11 Fällen. Der Maximaldruck betrug 1,22 bis 2,55 MPa (2,04±0,412) 0,005-0,195 Sekunden (0,067±0,059) nach dem Anprall. Der Maximaldruck trat in 8 (50%) Fällen im OSG, in 7 (44%) im TN and 1

(6%) im CC auf. Der Vergleich der ersten 200 Messungen nach dem Anprall (0 - 0,4 Sekunden) aller Sensorfelder ergab höhere Kräfte (d.h. zeitgleiche Summe aller Druckmessfelder eines Gelenks) im Chopartgelenk (TN+CC) als im OSG (t-test: $p < 0,001$). Diese Kraftunterschiede waren höher in Fällen mit Frakturen des Mittelfußes (Gemischtes Modell der Varianzanalyse, zufälliger Effekt: Präparat, untersuchter Effekt: Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes; $p = 0,003$).

Schlussfolgerung: Mit dem vorgestellten Setup können reproduzierbar Frakturen des Mittelfußes erzeugt werden. Der in etwa parallel zur Chopartgelenkfläche und senkrecht zu OSG Fläche gerichtete Anprall verursachte völlig unerwartet höhere Kräfte im Chopartgelenk als im OSG, und dies besonders bei auftretenden Frakturen des Mittelfußes. Diese Unterschiede lassen sich nur mittels permanenter Druckmessung mit hoher Abtastrate erkennen. Wir empfehlen die zusätzliche Ausstattung des aktuellen Fußdummys mit einer Kraftmessdose im Mittelfußbereich zur Registrierung von Kräften in der Fußlängsachse. Das Setup erlaubt auch eine Testung und Eichung von modifizierten Fußdummymodellen.

4.2. Einleitung

Unter den Verletzungen der Fußregion, verursachen besonders Frakturen des Mittelfußes noch immer Probleme bei Diagnostik und Behandlung und führen zu erheblichen Langzeitfolgen [2, 3, 29, 60, 68, 83, 99, 117]. Deshalb spielt bei diesen Verletzungen die Prävention eine besondere Rolle. Zur Verbesserung der Prävention ist die genaue Kenntnis von Verletzungsursache und -mechanismus essentiell. Frakturen des Mittelfußes treten überwiegend im Straßenverkehr und hier besonders bei PKW-Insassen auf [11, 83, 88, 117]. Trotz erheblicher Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit blieben Inzidenz und Schwere von Frakturen

des Mittelfußes bei PKW-Insassen in den letzten beiden Jahrzehnten gleich. [52, 85, 86]. Die Frakturen werden fast ausschließlich durch die Fußraumdeformierung bei Frontalkollisionen verursacht [85-87]. Krafteinwirkung, d.h. die Fußraumdeformierung und Kraftauswirkung, d.h. Frakturtyp und Weichteilschaden sind somit bekannt [52, 85-87]. Der genaue Verletzungsmechanismus ist jedoch unbekannt, was die Entwicklung und Überprüfung wirkungsvollerer präventiver Maßnahmen erschwert. Bei bisherigen experimentellen Analysen des Verletzungsmechanismus kamen Hochgeschwindigkeitskameras und/oder Kraftaufnehmer, welche außerhalb des Fußes angebracht waren zum Einsatz [18]. Auf den Ergebnissen dieser Experimente basierend wurde das aktuelle Crash Test Modell entwickelt [42, 69]. Mit der durchgeführten Analyse werden Kräfte (*externe* Kraftaufnehmer) und Knochenbewegungen (Hochgeschwindigkeitskameras) indirekt gemessen oder registriert.

In Rahmen der selbst durchgeführten experimentellen Verletzungsanalyse sollten die Prozesse *im* Fuß zum Zeitpunkt der Verletzung präziser analysiert werden. Dafür kam ein bisher nicht durchgeführtes Verfahren mit direkter Registrierung von Knochenbewegungen und Druckmessungen in angrenzenden Gelenken zum Einsatz. Die neuen Daten sollen als Basis zur Modifikation des aktuellen Crash-Test-Modells dienen. Damit soll die Überprüfung von Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit optimiert werden.

4.3. Material und Methode

Elf frische, unkonservierte, intakte humane Präparate (Alter: 36,8 (16-61) Jahre, Geschlecht: männlich) wurden 24-72 Stunden nach dem Exitus verwendet. Die Präparate wurden in standardmäßigen Kühlfächern im Institut für Rechtsmedizin bei 8° C aufbewahrt. In allen Fällen wurde 1 bis

24 Stunden vor dem Versuch eine Autopsie durchgeführt. Vor dem Versuch wurden die Präparate auf Raumtemperatur aufgewärmt. Die Füße wurden klinisch und radiologisch mit einem Röntgenbildverstärker (Fluoroscanscan III Imaging System®, Karus, Wennigsen, Deutschland) untersucht um Fehlbildungen, Deformierungen oder Verletzungen auszuschließen. Bei keinem Fuß wurden derartige Ausschlusskriterien festgestellt. Die Ausprägung des Rigor mortis wurde bei allen Präparaten registriert und klassifiziert (keine, gering, mäßig, stark). Ein „Brechen“ des Rigor mortis erfolgte nicht.

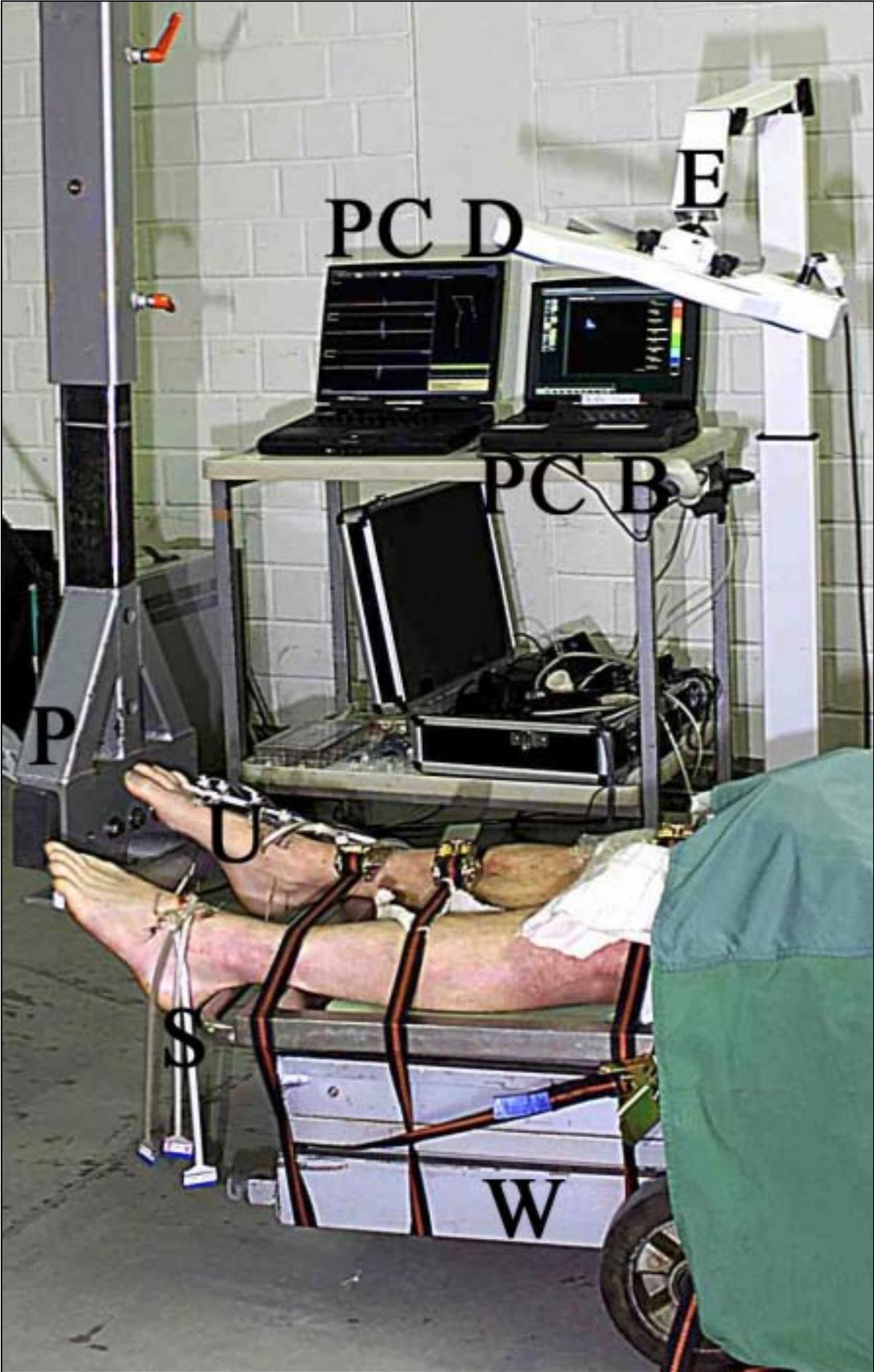
4.3.1. Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau wurde an 3 Präparaten (5 Füße) entwickelt und optimiert (Abb. 24, Tab. 5). Es konnten dabei mit folgendem Setup reproduzierbar Frakturen des Mittelfußes induziert werden:

Jeder Fuß wurde einzeln getestet. Das gesamte Präparat wurde in gestreckter Körperhaltung in Rückenlage auf einem Spezialwagen in 20 cm Höhe über dem Boden positioniert (Spezialwagen, Forschungswerkstatt der Medizinischen Hochschule Hannover, Länge: 200 cm, Breite: 80 cm, Höhe: 30 – 180 cm, Gewicht: 100 kg). Das Präparat wurde mit drei Spanngurten am Spezialwagen befestigt und dieser mit zwei Spanngurten an Säulen des Versuchsraums fixiert und damit gegen verrutschen gesichert. Der minimale Abstand zwischen Boden und Fibulaspitze wurde auf 35 cm justiert. Ein speziell angefertigtes, längenverstellbares Pendel (Forschungswerkstatt der Medizinischen Hochschule Hannover, Länge: 200 - 300 cm, Gesamtgewicht 48 kg) wurde an der Decke in 2,8 m Höhe fixiert. Die Impaktorstange des Pendels hatte einen Durchmesser von 7 cm und eine Breite von 40 cm. Das effektive Pendelgewicht wurde mit Bleizusatzgewichten auf 50 kg gesteigert. Das Präparat wurde dergestalt fixiert,

dass die Fußsohle die Impaktorstange des frei hängenden Pendels leicht berührte. Die Länge des Pendels wurde so eingestellt, dass sich der Kontaktpunkt zwischen Pendel und Impaktorstange plantar des Lisfrancgelenks befand (Abb. 25). Die Körperachse des Präparats wurde parallel zur Bewegungsrichtung des Pendels ausgerichtet (Abb. 26). Das Bein wurde mit den Spanngurten in neutraler Unterschenkelrotation fixiert, d.h. die sagittale Ebene von Unterschenkel und Fuß wurde genau senkrecht ausgerichtet. Der Fuß wurde in leichter Inversion und in ca. 20° Plantarflexion des OSG fixiert (Tab. 5, Abb. 25, 26). Das Pendel wurde auf eine effektive Höhe von 2,3 m (d.h. Höhendifferenz zwischen höchstem und tiefstem Punkt 2,3 m) ausgelenkt und schwang dann frei herunter um die Fußsohle zu treffen. Die Energie des Pendels zum Zeitpunkt des Anpralls betrug demnach 1.130 J.

Abb. 24 (nächste Seite): Versuchsaufbau: P: Pendel, E: Ultraschallemitter, PC P: PC für Druckmessung, PC M: PC für Bewegungsregistrierung, U: Ultraschallmikrophone (mit Adaptern an K-Drähten befestigt), S: Drucksensorenkabel (Drucksensoren befinden sich in den Gelenken), W: Spezialwagen für Lagerung und Befestigung des Präparats.



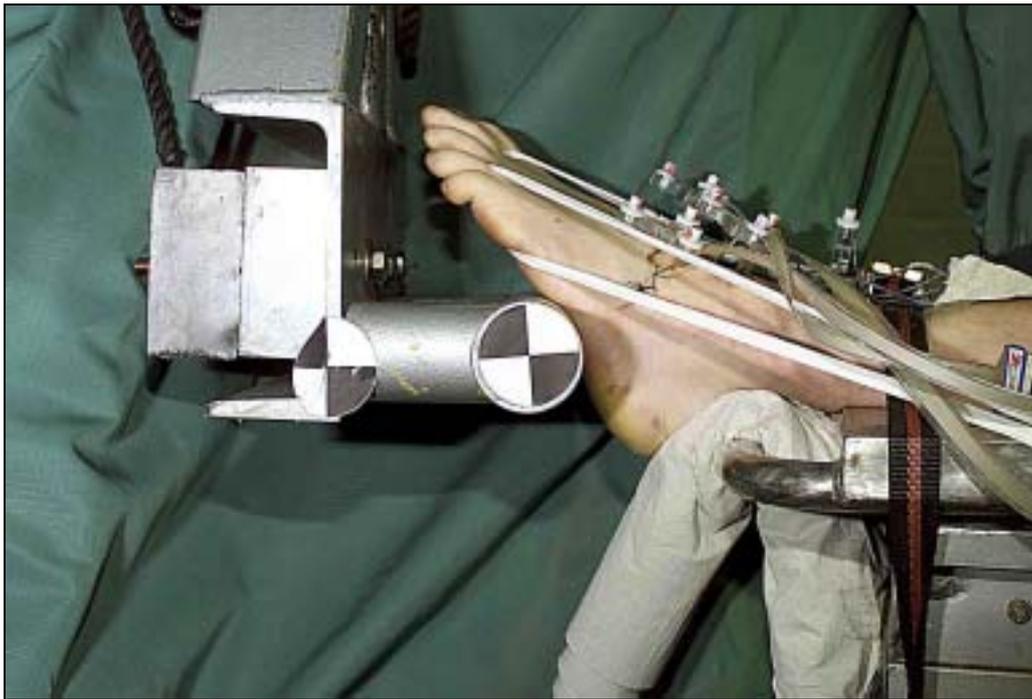


Abb. 25: Fuß mit Messaufnehmern, Justierung des Pendels.

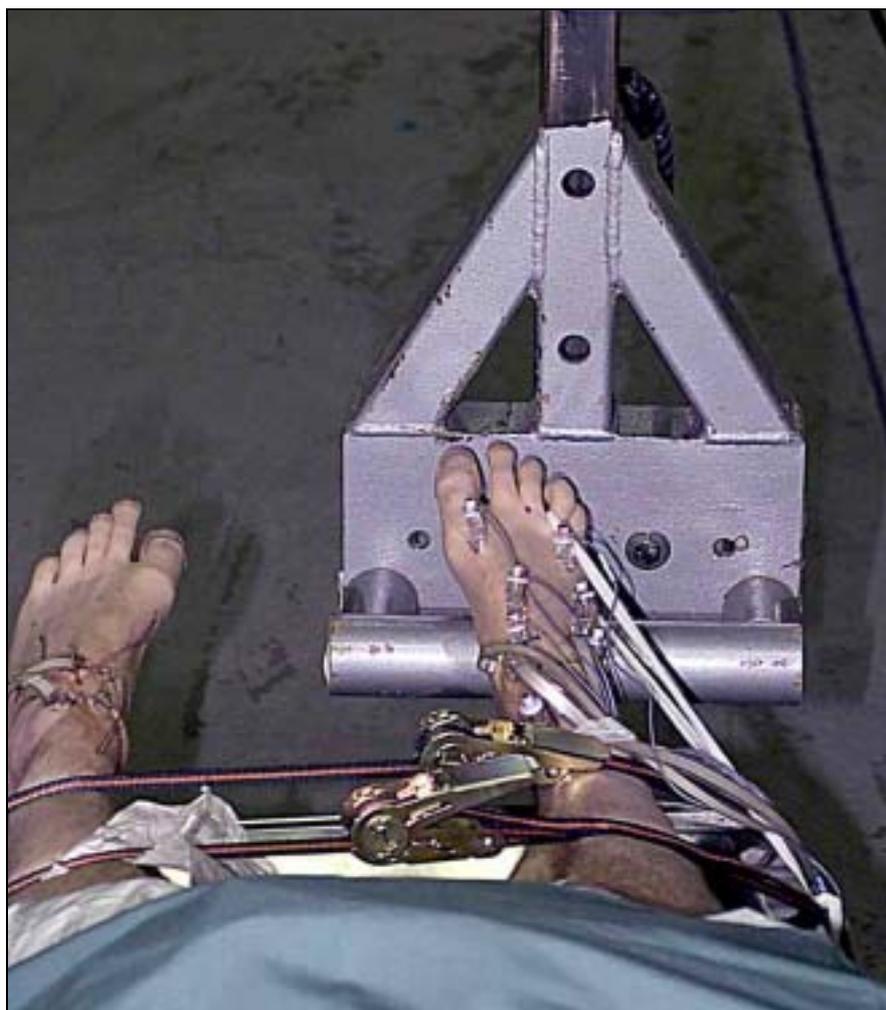


Abb. 26: Fuß mit Messaufnehmern, Justierung des Pendels.

4.3.2. Druckmeßsystem

Zur Druckmessung wurden Spezi­alsensoren (Spezialanfertigung; Novel GmbH, München) in OSG und Chopartgelenk (jeweils ein Sensor für Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk (Abb. 27), Abb. s. Anhang 8.9.) eingebracht. Die Größe der Sensoren betrug 3 x 3 cm für das OSG und 2 x 2 cm für das Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk. Die Form der Sensoren war quadratisch mit gleichmäßiger Verteilung und direkt aneinanderliegender Anordnung von 1 x 1 cm großen Messfeldern (d.h. OSG 3 x 3 = 9 Messfelder, Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk je 2 x 2 = 4 Messfelder, alle Messfelder (1 x 1 cm) mit „spatialer Randgenauigkeit“ von 0,2 mm). Die Sensordicke betrug 1 mm. Die Sensoren wurden zusätzlich mit einem klaren, wasserdichten Plastiktape (Modell Scotch Tape; 3M, St. Paul, MN, USA) gegen Feuchtigkeit abgedichtet. Vom Hersteller wurde das Drucksignal jedes Tansducers bzw. Messfelds einzeln ausgemessen und kalibriert. Der Messbereich betrug 0 - 3 MPa. Die Messabweichung der Sensoren lag auch bei einer Abtastrate von 500 Hz unter 5% und die Hysterese unter 3%. Daher konnte von objektiven und reliablen Druckmessungen ausgegangen werden [19, 37, 61, 81]. Die Sensoren waren mit einem Standardreceiver (Modell pliance mobile®; Novel GmbH, München) verbunden, der über eine RS 232 Schnittstelle mit einem IBM kompatiblen Laptop-Computer konnektiert war. Zur Messung und Wiedergabe der Druck- und Kraftwerte wurde die Standardsoftware (Modell Pliance-m expert®; V6.3-4/2000 Novel GmbH, München) verwendet (Abb. 28). Die Abtastrate betrug 500 Hz. Zur Analyse wurden die Druckwerte in ein digitales Bild konvertiert. Dabei war das Verhältnis zwischen Farbtemperatur der Pixel und Druckhöhe linear. Niedrige Farbtemperatur (z.B. schwarze Pixel) entsprach fehlendem oder sehr niedrigem Druck und hohe Farbtemperatur (z.B. rote Pixel) höchstem Druck. Die numerischen

Druckwerte wurden zusätzlich auf den Pixelfeldern angezeigt. Die Drucksensorbilder wurden auf dem Bildschirm so ausgerichtet, dass der ventrale Anteil des Sensors oben und der linksgelegene Anteil linksseitig dargestellt wurde. Weiterhin war die Darstellung als dreidimensionales Druckgebirge möglich (Abb. 28). Die Höhe der Gebirge korrelierte dabei zusätzlich zur Farbtemperatur der Pixel mit der Druckhöhe. Das Druckmeßsystem wurde vor und nach jedem zweiten Messvorgang, d.h. vor und nach jedem gesamten Präparat kalibriert. Die Sensoren wurden über jeweils drei Stichinzisionen pro Fuß eingebracht. Das OSG wurde über eine ventrale, das Talonaviculargelenk über eine dorsomediale und das Calcaneocuboidgelenk über eine laterale Inzision eröffnet (Abb. 27). Sehnen und Bänder blieben intakt und die Gelenkkapseln wurden so minimal wie möglich verletzt. Die Inzisionen wurden vor der Messung mit tief durchgreifenden Nähten (von Haut bis Periost) verschlossen (Mersilene® Stärke: 0, Ethicon, Norderstedt).

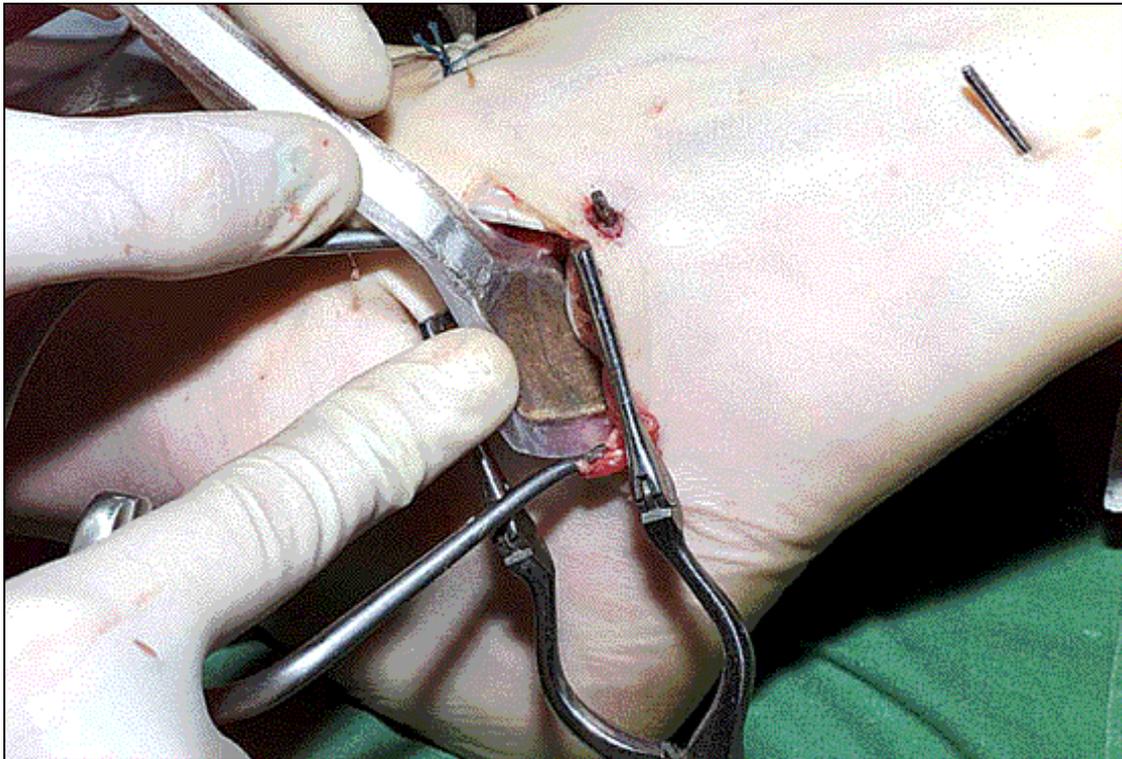


Abb. 27: Einbringen eines Drucksensors in das Calcaneocuboidgelenk.

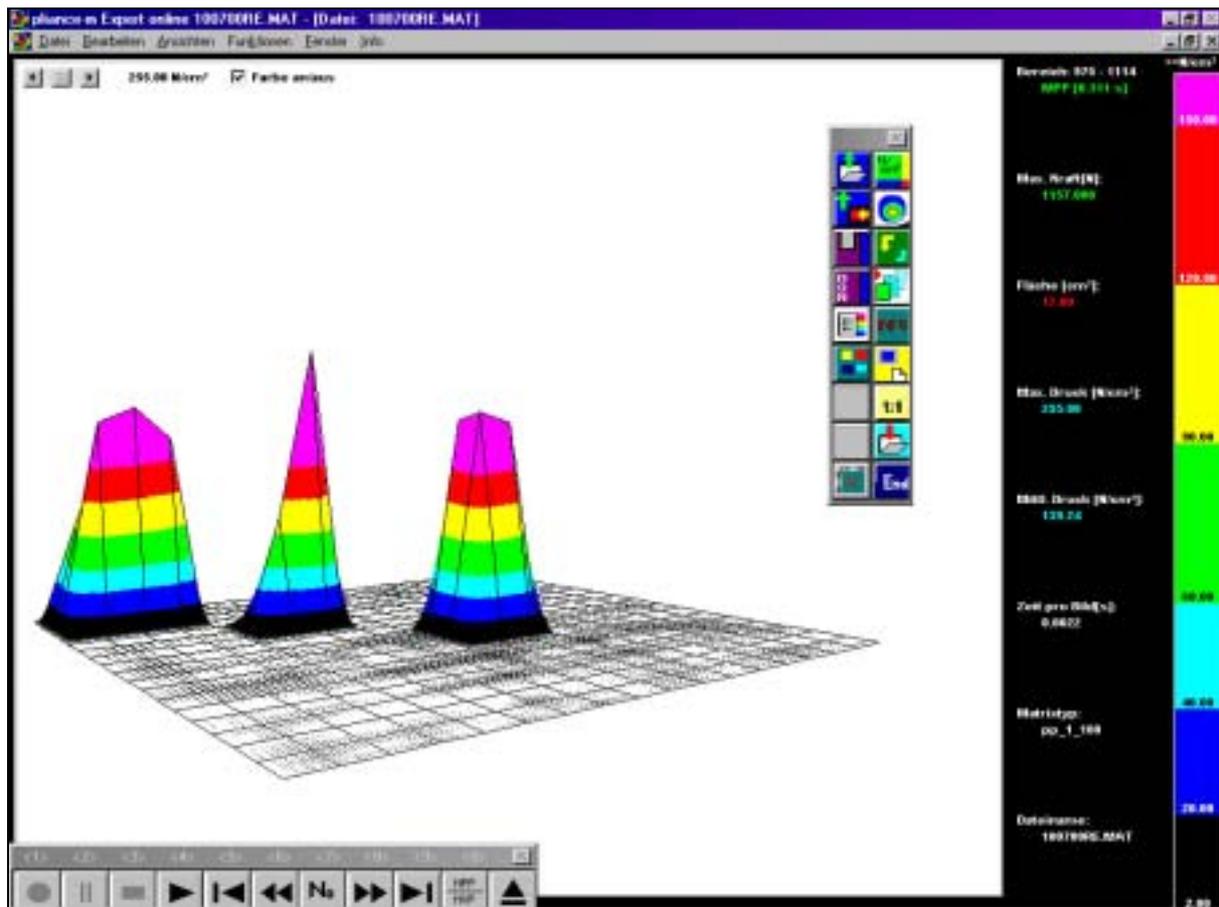


Abb. 28: Wiedergabe-/Analyseoberfläche des Druckmeßsystems.

4.3.3. Bewegungsanalysesystem

Die räumliche Position der Knochen wurde mit einem mit Ultraschalltechnik arbeitenden System registriert (Modell CMS HS®; Zebris, Tübingen). Zur Befestigung der Ultraschallmikrophone (Zylinderform, Höhe: 10 mm, Durchmesser: 5 mm, Gewicht: 1 g, Abb. 29 und Anhang 8.9.) des Systems wurden standardmäßige K-Drähte (Durchmesser: 2 mm) unter Bildwandlerkontrolle (Modell Fluoroscans III Imaging System®; Karus, Wennigsen) in die entsprechenden Knochen (Tibia, Calcaneus, Talus, Naviculare, Cuboid, Metatarsale I und V) eingebohrt. Dabei wurde jeweils auch die Gegenkortikalis durchbohrt. Zwei verschiedene Messverfahren wurden angewendet:

- 1) Sieben Knochen (Tibia, Calcaneus, Talus, Naviculare, Cuboid, Metatarsale I und V) wurden mit jeweils einem Ultraschallmikrofon (uniaxialer Sensor) ausgestattet (Abb. 29), welches mit einem Adapter an den K-Drähten befestigt war (Adapter aus Plexiglas, quaderförmig, Höhe: 20 mm, Breite: 10 mm, Länge: 10 mm, Gewicht: 3 g, Möglichkeit der Mikrofonbefestigung in 4 verschiedenen räumlichen Orientierungen, Abb. s. Anhang 8.9.).

- 2) Die Tibia wurde mit einem Mikrofon (uniaxialer Sensor) ausgestattet, und an den K-Drähten in Talus, Cuboid und Naviculare wurden jeweils drei Mikrophone (triaxialer Sensor) mit einem sternförmigen Adapter befestigt (Adapter aus Plexiglas, Mikrophone an den Ecken eines gleichseitigen Dreiecks mit einer Seitenlänge von 50 mm, Aufnahme für K-Draht im Zentrum, maximale Höhe: 10 mm, Gewicht: 12 g, Abb. s. Anhang 8.9.).

Der Abstand zwischen Haut und Mikrofonen betrug für einzelne Mikrophone 20 mm und für Dreifachmikrophone 50 mm. Dieser Abstand wurde mit einer Genauigkeit von ± 1 mm abgemessen und justiert. Dieser Abstand wurde nach den Versuchen nachgemessen. Die Mikrophone wurden mit dünnen Elektrokabeln mit der Zentraleinheit des Meßsystems konnektiert. Die Ultraschallimpulse wurden von einem Transducer emittiert (Modell MH HS 3®; Zebris, Tübingen, Sternförmig mit drei einzelnen Transducern in definierten geometrischen Positionen, Länge: 400 mm, Breite 375 mm, Gewicht: 4000 g). Der Abstand zwischen Transducer und Mikrofonen betrug etwa 1 m. Das System erfordert zur akkuraten Messung keinen genau definierten Abstand zwischen Transducer und Mikrofonen. Dieser Abstand kann zwischen 0,5 und 3 m betragen.

Die absolute räumliche Messgenauigkeit des Systems beträgt 0,1 mm bei einer Auflösung von 0,05 mm. Die maximale Abweichung von der tatsächlichen Winkeländerung lag unter 1° in allen sechs Freiheitsgraden. Die Daten wurden über die parallele Schnittstelle an einen IBM kompatiblen Laptop-Computer übertragen. Die Steuerung des Systems erfolgte mit der standardmäßigen Kontrollsoftware (Modell Win Data® V2.19.20; Zebris, Tübingen). Die Abtastrate betrug 100 Hertz. Die Softwareanalyseoberfläche zeigte für alle Knochen/Mikrophoneinheiten (uniaxiale und triaxiale Sensoren) die absoluten Positionen in der x-, y- und z-Ebene in einzelnen Kurven an (Abb. 30). Weiterhin wurden die Winkeländerungen in allen 6 Freiheitsgraden für die Dreifachmikrophone (triaxiale Sensoren) dargestellt. Zusätzlich wurde zur qualitativen Analyse eine dynamische dreidimensionale Ansicht gezeigt. Alle Daten wurden in ASCII Files zur weiteren statistischen Analyse exportiert und gespeichert. Nur die Änderungen der räumlichen Positionen und/oder Winkel vor und nach dem Anprall (zum Zeitpunkt 0 und 0,3 Sekunden) wurden dabei der weiteren statistischen Analyse unterzogen, da bei allen Tests fehlende Werte zwischen 0,02 und 0,08 s nach dem Anprall auftraten. Der Zeitpunkt 0,3 Sekunden wurde gewählt, da nach 0,1 oder 0,2 Sekunden bei einigen Versuchen die durch den Anprall verursachten Bewegungen noch nicht abgeschlossen waren.

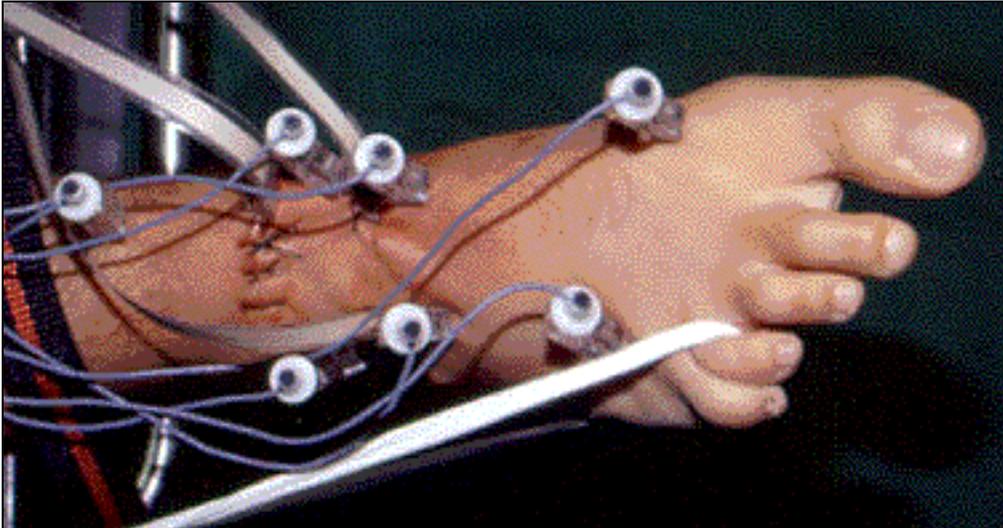


Abb. 29: Ultraschallmikrofone (n=7) an Spickdrähten fixiert.

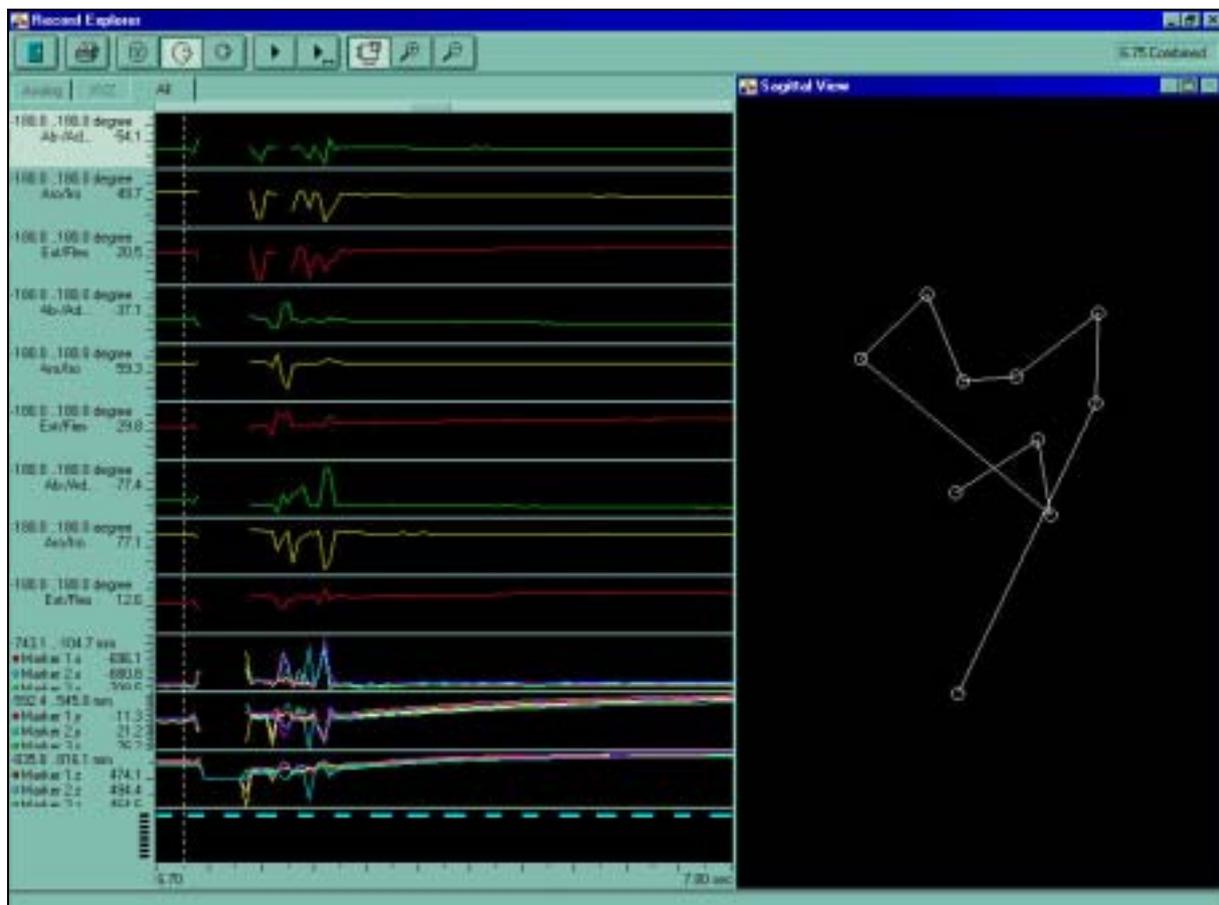


Abb. 30: Wiedergabemodus des Bewegungsanalysesystems.

Die oberen neun Kurven auf der linken Seite geben die Winkeländerungen der Dreifachsensoren in jeweils zwei Freiheitsgraden wieder (Aufzählung von oben nach unten):

- Talus 1.-3. Kurve: 1. Abduktion/Adduktion
 2. Eversion/Inversion
 3. Dorsalextension/Plantarflexion
- Naviculare 4.-6. Kurve: 4. Abduktion/Adduktion
 5. Eversion/Inversion
 6. Dorsalextension/Plantarflexion
- Cuboid 7.-9. Kurve: 7. Abduktion/Adduktion
 8. Eversion/Inversion
 9. Extension/Flexion

Die unteren drei Kurven geben die absoluten Positionen bzw. Bewegungsrichtungen der zehn einzelnen Mikrophone im Raum wieder (von oben nach unten):

1. Kurve: X-Achse: positiver Wert: ventral, negativer Wert: dorsal
2. Kurve: Y-Achse: positiver Wert: rechts, negativer Wert: links
3. Kurve: Z-Achse: positiver Wert: proximal, negativer Wert: distal

Ganz unten auf der linken Seite ist der Synchronisierungsimpuls des Druckmeßsystems wiedergegeben.

Auf der rechten Seite wird eine dreidimensionale Rekonstruktion aller Marker/Mikrophone dargestellt.

4.3.4. Versuchsablauf

Die K-Drähte zur späteren Befestigung der Ultraschallmikrophone wurden zuerst in die entsprechenden Knochen beider Füße eingebohrt. Anschließend wurden die Drucksensoren in die Gelenke beider Füße eingebracht. Dann wurden die Ultraschallmikrophone mit den Adaptern am rechten Fuß befestigt. Präparat und Pendel wurden zur Testung des rechten Fußes ausgerichtet und befestigt. Die Drucksensoren des rechten Fußes und die

Ultraschallmikrophone wurden mit der Zentraleinheit verbunden. Die Zentraleinheiten des Druckmess- und Bewegungsanalysesystems wurden mit einem TTL Signal über ein dünnes Elektrokabel synchronisiert. Das Pendel konnte vom Startpunkt frei herunterschwingen und den Fuß treffen. Die Ultraschallmikrophone wurden dann am linken Fuß befestigt. Die Drucksensoren des linken Fußes wurden mit der Druckmesszentraleinheit verbunden. Präparat und Pendel wurden zur Testung des linken Fußes ausgerichtet und der linke Fuß getestet. Dann wurde sämtliches Fremdmaterial aus den Füßen entfernt und diese klinisch untersucht. Alle Verletzungszeichen inkl. Instabilitäten wurden registriert. Röntgenbilder wurden zur späteren Analyse von Frakturen und Stellung angefertigt.

4.3.5. Statistik und Hypothese

Die statistische Analyse schloss t- oder Wilcoxon Tests für Druck- oder Kraftunterschiede ein. Die Kräfte im zeitlichen Verlauf wurden mit einem „Gemischten Modell der Varianzanalyse mit zufälligem Effekt: „Präparat“ und fixierten Effekt „Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes“ analysiert. Die Nullhypothese mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ lautete, dass keine Druckunterschiede zwischen Chopartgelenk und OSG bestehen.

4.4. Ergebnisse

Die Versuchsgruppe umfasste acht Präparate (16 Füße). Die mittlere Körpergröße der Präparate betrug 174 (163-190) cm und das Durchschnittsgewicht 84 (52-100) kg (Tab. 5, Testprotokoll). In der Versuchsgruppe wurde die Fußmorphologie bei 10 Füßen (Füße Nr. 3, 4, 7, 8, 9, 10, 13 - 16) als normal, bei vier (Füße Nr. 1, 2, 5, 6) als Pes cavus und bei zwei (Füße Nr. 11, 12) als Pes planus beschrieben. Zwei Füße (Nr. 9,

10) zeigten eine mäßige Arthrose im Mittelfußbereich. Bei allen anderen wurde keine Arthrose festgestellt. Die Ausprägung des Rigor mortis wurde bei zwei Präparaten (Präparate Nr. 7, 8, d.h. Füße Nr. 13 - 16) als gering klassifiziert, bei vier (Präparate Nr. 2 - 5, Füße Nr. 3 - 10) als mäßig und bei zwei (Präparate Nr. 1, 6, Füße Nr. 1, 2, 15, 16) als deutlich. Bei elf Füßen (Füße Nr. 1 - 9, 11, 13) wurde die Bewegungsregistrierung mit sieben Ultraschallmikrophonen (sieben uniaxiale Sensoren, s. o.) durchgeführt und bei drei (Füße Nr. 10, 12, 14) mit zehn Ultraschallmikrophonen (drei triaxiale und ein uniaxialer Sensor). Beim letzten Versuchspräparat (Füße Nr. 15, 16) war das Bewegungsanalysesystem nicht funktionsfähig. Frakturen des Mittelfußes traten in 11 (69%) der 16 getesteten Füße auf (Füße Nr. 1 - 4, 9 - 11, 13 - 16). Luxationsfrakturen wurden in 8 Fällen beobachtet (Chopartgelenk: n=6, Füße Nr. 2, 9, 10, 14 - 16; Lisfrancgelenk: n=2, Füße Nr. 1, 11) (Tab. 4). Bei dreizehn Füßen (Füße Nr. 1 - 3, 7 - 16) wurden klinisch Instabilitäten diagnostiziert. Bei vier Extremitäten (Nr. 9, 10, 15, 16) traten knöcherne Verletzungen außerhalb des Mittelfußes auf. Dreimal (Nr. 10, 15, 16) handelte es sich um Innenknöchelfrakturen und einmal (Nr. 9) um eine Tibiaschaftfraktur.

Alter, Größe und Gewicht unterschieden sich nicht zwischen Präparaten mit beidseitigen Frakturen des Mittelfußes (Gruppe „Fx“, n=5, Präparate Nr. 1, 2, 5, 7, 8) Präparate mit einseitigen oder ohne Frakturen des Mittelfußes (Gruppe „Nx“, n=3, Präparate Nr. 3, 4, 6) (Alter, Fx: Mittelwert 40,6 Jahre Standardabweichung $\pm 18,4$, Nx: $30,3 \pm 4,0$ Jahre, t-test: $p=0,288$; Körpergröße, Fx: $170,8 \pm 7,4$ cm, Nx: $179,3 \pm 3,2$ cm, t-test: $p=0,138$; Gewicht, Fx: $81,6 \pm 17,9$ kg, Nx: $88,0 \pm 14,2$ kg, t-test: $p=0,599$).

4.4.1. Gelenkdrücke und -kräfte

Der Maximaldruck an irgendeinem der 17 Messfelder (OSG: 3 x 3, TN: 2 x 2, CC: 2 x 2) betrug 1,22 bis 2,55 MPa ($2,04 \pm 0,412$) (Tab. 6). Dieser Maximaldruck wurde 0,005-0,195 s ($0,067 \pm 0,059$) nach dem Anprall registriert. Der Maximaldruck wurde in 8 (50%) der Tests (Füße Nr. 2 - 4, 6 - 8, 14, 15) am OSG, in 7 (44%) (Füße Nr. 1, 9 - 13, 16) am Talonaviculargelenk und in 1 (6%) (Fuß Nr. 5) am Calcaneocuboidgelenk gemessen. Am OSG (n=8) war der Maximaldruck in 2 Fällen im ventralen Gelenkdrittel lokalisiert, in 3 Fällen im zentralen Drittel und in 4 Fällen im dorsalen Drittel. Im Chopartgelenk (n=8) war der Maximaldruck in 3 Fällen in der dorsalen und in 5 Fällen in der plantaren Gelenkhälfte lokalisiert. Die Maximalkraft (d.h. maximale Summe der gleichzeitigen Druckwerte aller Sensorfelder) betrug 381-1458 N ($947,9 \pm 266,7$). Die Maximalkraft im Chopartgelenk (d.h. maximale Summe der gleichzeitigen Druckwerte aller Sensorfelder von Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk) war in 10 (62,5%) Tests (Nr. 1, 5, 8 - 13, 15, 16) größer als die Maximalkraft im OSG. Der mittlere Maximalkraftdifferenz zwischen Chopartgelenk und OSG betrug 115,1 N ($\pm 425,1$ N) (Chopartgelenk minus OSG). Die Unterschiede der Maximalkraft zwischen Chopartgelenk und OSG waren nicht signifikant (t-test: $p=0,519$). Beim Vergleich der Füße mit Frakturen des Mittelfußes (n=11, Nr. 1 - 4, 9 - 11, 13 - 16) und ohne Frakturen (n=5, Nr. 5 - 8, 12) bestanden keine Unterschiede der Maximalkraft zwischen Chopartgelenk und OSG (Wilcoxon test: $p=0,352$). Der Vergleich der ersten 200 Druckwerte nach dem Anprall (d.h. 0 bis 0,4 s nach Anprall, Daten nicht gezeigt) aller 17 Sensorfelder (OSG, n=9; Chopartgelenk, n=8) ergab signifikant höhere Druckwerte im Chopartgelenk (Summe aller 8 Sensoren) als im OSG (Summe aller 9 Sensoren) (t-test: $p < 0,001$). Diese Kraftunterschiede waren signifikant größer bei Tests mit

Frakturen des Mittelfußes als bei Tests ohne resultierende Frakturen des Mittelfußes [Gemischtes Modell der Varianzanalyse mit zufälligem Effekt „Präparat“ und fixierten Effekt „Frakturinzidenz“ in OSG (Summe 9 Sensorfelder) und Chopartgelenk (Summe 8 Sensorfelder von Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk): $p=0,003$].

Die Nullhypothese wurde abgelehnt.

Tab. 5 (nächste Seite): Versuchsprotokoll. Fälle der Vorstudie mit „P“ gekennzeichnet.

Nr.	Präparat Nr.	Alter	Größe (cm)	Gewicht	Seite	Fuß Morphologie	OSG Pantarflexion	Supination	Rigor mortis	Arthrose grad	Ultraschall Mikroph.	Drucksensoren	Fraktur	Instabilität	Andere Verletzung
P1	1	36	190	86	r	normal	30	20	deutlich	keine	0	0	keine	keine	keine
P2	2	41	169	96	r	normal	30	15	deutlich	leicht	0	0	Fx MT 5 Basis, Fx Proc. post.tali	keine	keine
P3					l	normal	35	10	deutlich	leicht	0	0	Trans-Navicular-Calcaneal Chopart-Lux-Fx., Fx MT 5 Basis, Fx Proc. post.tali	Chopart, Lisfranc	keine
P4	3	27	175	85	r	normal	30	10	deutlich	keine	0	0	keine	keine	keine
P5					l	normal	30	20	deutlich	keine	0	0	Fx Proc. tali post., Mediale Avulsion Naviculare	keine	keine
1	4	28	169	88	r	cavus	30	10	deutlich	keine	7	3	Lisfranc-Lux-Fx (mit Fx Naviculare, MT 5)	Lisfranc	keine
2					l	cavus	30	10	deutlich	keine	7	3	Fx Talushals, Trans-Navicular Chopart-Lux-Fx	OSG, Chopart	keine
3	5	53	163	86	r	normal	20	10	mäßig	keine	7	3	Fx Naviculare, Fx Proc. post.tali.	Chopart	keine
4					l	normal	20	10	mäßig	keine	7	3	Jones Fx, Fx Naviculare, Fx Proc. post.tali	keine	keine
5	6	28	183	99	r	cavus	20	20	mäßig	keine	7	3	keine	keine	keine
6					l	cavus	20	20	mäßig	keine	7	3	keine	keine	keine
7	7	28	178	93	r	normal	20	10	mäßig	keine	7	3	keine	OSG, Chopart	keine
8					l	normal	20	10	mäßig	keine	7	3	keine	OSG, Chopart	keine
9	8	61	165	52	r	normal	20	0	mäßig	mäßig	7	3	Trans-Calcaneal Chopart-Lux-Fx, Avulsion Fx MT 5	OSG, Chopart	Fx Tibia
10					l	normal	20	0	mäßig	mäßig	10	3	Trans-Calcaneal-Talar Chopart-Lux-Fx, Tongue Type Calcaneus Fx	OSG, Chopart	Fx Innenknöchel
11	9	35	177	72	r	planus	20	10	deutlich	keine	7	3	Lisfranc-Lux-Fx mit Fx Cuboid, Avulsion Fx MT 5	OSG, Lisfranc	keine
12					l	planus	20	10	deutlich	keine	10	3	keine	OSG, Chopart	keine
13	10	16	177	82	r	normal	10	0	gering	keine	7	3	Fx Naviculare, Avulsion Calcaneus	OSG	keine
14					l	normal	10	0	gering	keine	10	3	Trans-Calcaneal Chopart-Lux-Fx	OSG, Chopart	keine
15	11	45	180	100	r	normal	0	0	gering	keine	0	3	Trans-Navicular Chopart-Lux-Fx, Avulsion Calcaneus	OSG, Chopart	Fx Innenknöchel
16					l	normal	0	0	gering	keine	0	3	Trans-Navicular Chopart-Lux-Fx, Avulsion Calcaneus	OSG, Chopart	Fx Innenknöchel

Nr.	Max. Druck (MPa)	Zeit Max. Druck (s)	Feld Max. Druck (MPa)	Sensor Max. Druck	Max. Kraft (N)	Zeit Max. Kraft (s)	OSG Max. Kraft (N)	OSG Max. Zeit (s)	TN Max. Kraft (N)	TN Max. Zeit (s)	CC Max. Kraft (N)	CC Max. Zeit (s)	Max. Kraft TN+CC-OSG(N)
1	1,22	0,105	b3	TN	381	0,003	71	0,010	235	0,350	139	0,060	303
2	2,04	0,144	a1,a2	OSG	646	0,007	551	0,016	72	0,036	216	0,036	-263
3	2,10	0,005	a9	OSG	1073	0,042	861	0,045	180	0,005	112	0,025	-569
4	1,83	0,013	a4	OSG	815	0,013	604	0,013	165	0,035	108	0,010	-331
5	2,15	0,063	c4	CC	621	0,063	248	0,006	306	0,019	296	0,003	354
6	1,33	0,008	a3,a5	OSG	796	0,008	577	0,008	183	0,024	183	0,018	-211
7	1,88	0,109	a7	OSG	1060	0,033	722	0,093	237	0,023	360	0,033	-125
8	2,07	0,006	a9	OSG	1108	0,023	556	0,023	321	0,017	303	0,023	68
9	2,55	0,016	b4	TN	1157	0,016	691	0,082	340	0,119	612	0,016	261
10	2,33	0,005	b2	TN	1458	0,031	796	0,003	548	0,009	496	0,131	248
11	1,60	0,095	b3	TN	1108	0,012	536	0,090	248	0,020	604	0,020	316
12	2,55	0,195	b2	TN	892	0,023	296	0,023	442	0,195	76	0,032	222
13	1,83	0,116	b3	TN	987	0,116	108	0,110	549	0,116	508	0,098	949
14	2,55	0,017	a6	OSG	1277	0,017	1020	0,017	360	0,033	188	0,038	-472
15	2,47	0,072	a9	OSG	939	0,025	418	0,072	311	0,021	384	0,114	277
16	2,08	0,100	b1	TN	848	0,149	228	0,149	322	0,100	720	0,173	814
M	2,04	0,067			947,9	0,043	517,7	0,054	301,2	0,070	331,6	0,052	115,1
STD	0,41	0,059			266,7	0,061	272,8	0,064	131,4	0,092	204,0	0,050	425,4

Tab. 6: Maximaldruck (MPa), -kraft (N) in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk (CC); Zeit nach dem Anprall (s). Maximalkraft: maximale Summe der Druckwerte aller 17 Druckmessfelder zu einem Zeitpunkt. Druckmessfelder: OSG a1-a9, a1-a3: ventrales Drittel, a4-a6: zentrales Drittel, a7-a9: dorsales Drittel, a1/a4/a7: linkes Drittel, a2/a5/a8: mittleres Drittel, a3/a6/a9: rechtes Drittel; TN: b1-b4, CC: c1-c4, b1,2/c1,2: dorsale Hälfte, b3,4/ c3,4: plantare Hälfte, b1,3/c1,3: linke Hälfte, b2,4/c2,4: rechte Hälfte. M: Mittelwerte, STD: Standardabweichung.

4.4.2. Knochenbewegung

Die Abstände zwischen Haut und Mikrofonen änderten sich bei den Versuchen nicht signifikant (gepaarter t-Test der Abstände vor und nach den Versuchen: $p > 0,05$). Die Messwerte der Bewegungsregistrierung fehlten bei allen Versuchen zwischen 0,02 und 0,08 Sekunden nach dem Anprall. Tabelle 7 zeigt die mittleren Differenzen der räumlichen Positionen der registrierten Knochen zwischen den Zeitpunkten 0 und 0,3 Sekunden nach dem Anprall. Sieben Knochen (Tibia, Talus, Calcaneus, Naviculare, Cuboid, Metatarsale 1, Metatarsale 5) waren in elf Fällen mit jeweils einem Mikrofon ausgestattet worden (Tab. 5). Vier Knochen (Talus, Naviculare, Cuboid mit jeweils drei Mikrofonen und Tibia mit einem Mikrofon) wurden in drei Fällen gemessen. In den letzten beiden Fällen (Nr. 15 und 16) funktionierte das Bewegungsregistrierungssystem nicht.

Bewegungen nach ventral, dorsal, medial, lateral, proximal oder distal wurden in allen Fällen bei allen Knochen mit einem angebrachten Mikrofon gemessen. Die Mittelwerte aller Fälle (Knochen mit einem Mikrofon) entsprachen einer Bewegung nach lateral und proximal in allen Fällen, einer Bewegung nach oben für sechs Knochen (alle außer Naviculare) und nach unten in einem Knochen (Naviculare). Die Rotation in sechs Freiheitsgraden, d.h. Abduktion/ Adduktion, Inversion/Eversion and Plantarflexion/Dorsalextension, wurde bei allen Knochen mit drei Mikrofonen (Talus, Naviculare und Cuboid) registriert. Die Mittelwerte dieser Fälle entsprachen einer Abduktion und Dorsalextension bei allen gemessenen Knochen, einer Eversion von Naviculare und Cuboid und einer Inversion des Talus.

Knochen	Dimension	n	Mittelwert	STD
Tibia	X (mm)	14	4,2	24,2
	Y (mm)	14	29,6	97,7
	Z (mm)	14	20,2	64,23
Talus	X (mm)	11	2,2	28,1
	Y (mm)	11	24,5	104,0
	Z (mm)	11	25,5	75,2
	Abduktion/Adduktion (Grad)	3	10,2	34,7
	Inversion/Eversion (Grad)	3	5,8	13,2
	Plantarflexion/Dorsalextension(Grad)	3	-11,5	33,8
Calcaneus	X (mm)	11	7,7	39,7
	Y (mm)	11	27,7	96,3
	Z (mm)	11	21,8	55,0
Naviculare	X (mm)	11	-5,4	24,2
	Y (mm)	11	29,7	97,7
	Z (mm)	11	25,0	64,23
	Abduktion/Adduktion (Grad)	3	42,5	60,7
	Inversion/Eversion (Grad)	3	-16,3	19,5
	Plantarflexion/Dorsalextension(Grad)	3	-48,1	38,4
Cuboid	X (mm)	11	10,6	37,8
	Y (mm)	11	27,4	98,7
	Z (mm)	11	39,6	63,6
	Abduktion/Adduktion (Grad)	3	5,4	28,7
	Inversion/Eversion (Grad)	3	-6,9	13,8
	Plantarflexion/Dorsalextension(Grad)	3	-17,9	24,3
Metatarsale 1	X (mm)	11	1,5	34,6
	Y (mm)	11	26,2	115,0
	Z (mm)	11	25,5	73,4
Metatarsale 5	X (mm)	11	13,4	60,1
	Y (mm)	11	40,0	111,0
	Z (mm)	11	41,0	75,4

Tab. 7: Unterschiede der Knochenpositionen zwischen den Zeitpunkten 0 und 0,3 Sekunden nach dem Anprall. Dimensionen: X, positiver Wert:

Bewegung nach ventral, negativ: nach dorsal; Y, positiv: nach lateral, negativ: nach medial; Z, positiv: nach proximal, negativ: nach distal; Rotation: positiv: Abduktion, Inversion, Plantarflexion, negativ: Adduktion, Eversion, Dorsalextension.

4.5. Diskussion

Unter Berücksichtigung der Entwicklungen der passiven Fahrzeugsicherheit und dem aktuellen Sicherheitsstandard treten bei PKW-Insassen Frakturen der Fußregion in den Vordergrund [12, 18, 21, 24, 85-87]. Deshalb sind weitere Verbesserungen unter besonderer Berücksichtigung des Fußraumes nötig. Üblicherweise wird die Wirksamkeit von Modifikationen in Crashtests mit Dummies überprüft. Der zur Zeit verwendete Fuß/Unterschenkel-Dummy (Hybrid III, Denton ATD Inc., Milan, OH, USA, Bild s. Anhang 8.11.) enthält eine Messdose zur Druckmessung in der Tibiaschaftregion und eine passives OSG [42, 69]. Dieser Dummy enthält weder weitere Gelenke wie z.B. USG, Chopart- oder Lisfrancgelenk, noch Sensoren in der Fuß- bzw. OSG-Region. Darüber hinaus weichen die mechanischen Eigenschaften wie Gewicht und Elastizität erheblich von denen des menschlichen Unterschenkel ab. Daraus resultiert eine biomechanische Ungenauigkeit z.B. mit unrealistisch hohen Kraftspitzen durch eine zu steife Dummytibia. Insgesamt ist eine adäquate Simulation und Detektion von Fuß- und OSG Verletzungen mit diesem Design nicht möglich. Deshalb haben kürzlich Expertengruppen in den USA (Auto Safety Laboratory, University of Virginia, Charlottesville, Virginia, USA; NHTSA, National Highway Traffic Safety Administration, Washington DC, USA) einen neuen Unterschenkel-Fuß-Dummy entwickelt (THOR LX™, GASAC Inc., Boonsboro, MD, USA & Denton ATD Inc., Milan, OH, USA, Bild

s. Anhang 8.11.). Das neue Design der ab 2002 erhältlichen Dummyextremität enthält zwei Kraftmessdosen und einen Akzelerometer in der Tibiaregion und ein OSG und ein USG mit Potentiometern. Mittelfuß oder Vorfußregion dieses Dummys enthalten keinen Sensor. Die Bewegungen und Kräfte dieser Regionen werden indirekt gemessen und auf Berechnungen basierend abgeschätzt. Es erscheint fraglich ob dieses Design alle Verletzungen der Fußregion zu detektieren vermag. Insbesondere Frakturen des Mittelfußes könnten aufgrund der fehlenden direkten Messungen in diesem Bereich „übersehen“ werden. Um diese Frage zu klären ist eine detaillierte Analyse des Verletzungsmechanismus von Frakturen des Mittelfußes essentiell. Das beste Modell für derartige Analysen ist zweifelsohne das humane Präparat. Ein experimenteller Versuchsaufbau zur Erzeugung von Frakturen des Mittelfußes ist in der Literatur bisher nur für Lisfranc-Luxationsfrakturen von Wiley und Wilson in den frühen Siebzigern beschrieben [111, 112]. Wiley analysierte anamnestisch und klinisch den Verletzungsmechanismus von Lisfranc-Luxationsfrakturen in 20 Fällen [111]. Er beschrieb den Verletzungsmechanismus als „akute Plantarflexionsverletzung“ und versuchte diesen Mechanismus experimentell bei humanen Präparaten nachzustellen. Eine modifizierte einfache Pressmaschine wurde verwendet, um bei einem Präparat mit maximaler Plantarflexion Kräfte entlang der Tibiaachse einzuleiten. Wiley konnte damit ähnliche Verletzungen induzieren, wie er klinisch beobachtet hatte, und war damit der erste der eine experimentelle Erzeugung von Frakturen im Mittelfußbereich beschrieb. Der Verletzungsmechanismus wurde jedoch nicht weiter analysiert und es erfolgten auch keinerlei Kraftmessungen oder Bewegungsanalysen. Wilson führte auf seinen klinischen Analysen von Lisfrancgelenkverletzungen basierend eine experimentelle Studie an elf konservierten Füßen durch [112]. Dabei wurde manueller Zug auf den

Vorfuß bei fixiertem Rückfuß appliziert. Direkte Krafteinwirkung wurde nur bei weiteren sog. „Crushing“ Experimenten ausgeübt. Auch Wilson schloss keine Kraftmessungen oder Bewegungsanalysen ein. Obwohl Wiley und Wilson schlussfolgerten, dass PKW-Frontinsassen ihre Füße in gleicher Stellung mit forcierter Plantarflexion im Fußraum hielten und deshalb besonders vulnerabel für Lisfrancgelenkverletzungen seien, wurde bei eigenen Verkehrsunfallanalysen ein anderer prädominanter Verletzungsmechanismus beobachtet [87]. Bei der eigenen unfalltechnischen und klinischen Analyse bei 261 PKW-Frontinsassen mit Frakturen der Fußregion war der typische Verletzungsmechanismus auch für Mittelfußverletzungen eine plantare Krafteinwirkung bei *leichter* Plantarflexion. Deshalb wurde versucht diesen Verletzungsmechanismus experimentell nachzustellen. Obwohl ein Pendel und nicht ein realer Crash zur Frakturherzeugung verwendet wurde konnten gleichartige Frakturen wie sie bei realen Unfällen beobachtet wurden induziert werden [86, 87]. Die Position und Stellung des Fußes in den Versuchen (neutrale Rotation des Unterschenkel, neutrale In-/Eversion und etwa 20° Plantarflexion) wurde der Stellung bei PKW-Insassen zu Beginn eines Unfalls angepasst [86]. Die Leichenstarre wurde nicht gebrochen. Die „Steifigkeit“ des Präparats durch die Leichenstarre wurde als suffiziente Simulation der Muskelvorspannung beim Realunfall betrachtet. Eine reproduzierbare Erzeugung von Frakturen des Mittelfußes bei intakten Präparaten ist für eine suffiziente Analyse des Verletzungsmechanismus notwendig und konnte mit dem vorgestellten Versuchsaufbau erreicht werden.

Der aktuelle Gold-Standard für die Analyse von Verletzungsmechanismen bei Versuchen mit Präparaten sind Druckmessdosen und Akzelerometer, welche an der Oberfläche der Präparate oder Impaktoren befestigt sind,

und Hochgeschwindigkeitsvideokameras [18]. Bewegungen der Haut und indirekte Kräfte und Beschleunigungen außerhalb der Fußes können mit dieser Methodik registriert werden. Knochenbewegungen oder direkt auf Knochen einwirkende Kräfte bleiben unbekannt. Deren Ermittlung sind aber für eine exakte Analyse des Verletzungsmechanismus notwendig. In einem modifizierten Versuchsaufbau (Auto Safety Laboratory, University of Virginia, Charlottesville, Virginia, USA, 2000) wurde eine Druckmessdose in eine artifizielle Lücke des proximalen Tibiaschafts eingefügt. Aber auch mit dieser Methode können im Fuß auftretende Kräfte nicht direkt gemessen werden. Mit dem vorgestellten Versuchsaufbau können dagegen sowohl an Fußknochen auftretende Kräfte als auch Knochenbewegungen direkt registriert werden.

Ein mit Ultraschalltechnik arbeitendes Bewegungsregistrierungssystem (Zebris, Tübingen) wurde in unserer Studie zur Registrierung der Knochenbewegungen verwendet. Dieses System wird routinemäßig bei der Ganganalyse eingesetzt. Eine Registrierung von Knochenbewegungen wurde erfolgreich bei Schulterpräparaten angewendet [113]. Bei den dabei durchgeführten langsamen Bewegungen wurde eine niedrige Abtastrate (10 pro Sekunde) zur Bewegungsregistrierung als adäquat betrachtet. Mit dem neuesten Modell (CMS HS®; Zebris, Tübingen) sind Abtastraten bis 200 pro Sekunde prinzipiell möglich. Bei unseren Versuchen wurde die Abtastrate auf 100 pro Sekunde limitiert, um verlässliche Messungen zu ermöglichen. Das System bietet gute Objektivität (Genauigkeit: 0,1 mm, Auflösung: 0,05 mm, maximale Winkelabweichung 1° in allen 6 Freiheitsgraden) und Reliabilität (Genauigkeit und Auflösung durch den Hersteller nach Abschluss der Versuche geprüft und bestätigt). Trotz dieser technischen Gegebenheiten fehlten bei allen Versuchen die Werte zwischen

0,02 und 0,08 Sekunden nach dem Anprall. Eine intensive Analyse dieses Messfehlers zeigte, dass durch das Pendel mit großer Wahrscheinlichkeit beim Anprall Ultraschall emittiert und dadurch die Messung gestört wurde. Aufgrund dieses Problems kann der Einsatz von ultraschallbasierten Systemen für die Bewegungsregistrierung nach Anprall mit einem Pendel nicht empfohlen werden. Das System erlaubt aber eine genaue dreidimensionale Registrierung der Knochenpositionen vor und direkt nach dem Anprall. Die mittleren Positionsunterschiede der Knochenpositionen zwischen den Zeiten 0 und 0,3 Sekunden nach dem Anprall wurden analysiert, und die daraus resultierenden Bewegungen ermittelt. Demnach bewegten sich alle Knochen nach proximal und lateral und rotierten analog zu einer Abduktion und Dorsalextension. Alle bis auf einen Knochen bewegten sich nach ventral und rotierten analog zu einer Inversion. Das Naviculare bewegte sich nach dorsal und rotierte analog zu einer Eversion. Wegen der fehlenden Werte nach dem Anprall erfolgte keine weitere Analyse. Basierend auf den Erfahrungen der durchgeführten Versuche wird der Einsatz des vorgestellten Bewegungsanalysesystems bei Hochgeschwindigkeitscrashes *nicht* empfohlen.

Drucksensible Filme (Fujifilm Prescale™, Mitsui & Co., New York, NY, USA) sind zur Zeit der Standard zur Druckmessung in Gelenken [93, 107]. Diese Methode ist nur zur Messung statischer Kräfte geeignet, da die Filme nur die maximale Kraft des gesamten Messzyklus registrieren. Um Kraftänderungen zu messen sind aber permanente oder wiederholte Messungen nötig. Eine Abtastrate von 1000 pro Sekunde wäre für Druckmessungen in Crashtests wünschenswert [43]. Die vorgestellten Sensoren ermöglichen eine Abtastrate von 500 pro Sekunde, was für Hochgeschwindigkeitstests eher knapp bemessen ist. Die Sensoren sind jedoch

wesentlich besser geeignet als Druckmessfilme. Die Auflösung der verwendeten Sensoren (1 cm^2) ist wesentlich geringer als die von Druckmessfilmen (1 mm^2). Die rechtwinklige Anordnung der Druckmessfelder der Sensoren (2×2 oder 3×3) erlaubt aber eine Registrierung der Druck- und Kraftverteilung (ventral/dorsal, medial/lateral, dorsal/plantar). Eine höhere Auflösung ist für die Analyse von absoluten Kräften und Kraftverteilungen im Rahmen von Crashtests nicht unbedingt notwendig. Die eingesetzten Sensoren können ebenso wie Druckmessfilme keine Scherkräfte messen. Die Objektivität der Sensoren bei der Messung senkrecht einwirkender Kräfte (Kraftmessfehler unter 5%, Hysterese unter 3%) ist vergleichbar mit der Objektivität von Druckmessfilmen. Die Reliabilität der verwendeten Sensoren wurde durch Kalibrierungen vor und nach jedem Test gewährleistet. Bei diesen Kalibrierungen wurden keine signifikanten Unterschiede der Messungen vor und nach den Tests festgestellt. Die Validität der gemessenen Gelenkdrücke und -kräfte lässt sich aufgrund eines fehlenden Vergleichsverfahrens nicht beurteilen, und auch in der Literatur finden sich keine vergleichbaren Messwerte. Die Objektivität und Reliabilität erlaubt aber einen suffizienten Vergleich von Drücken und Kräften zwischen Gelenken, selbst wenn die Validität nicht gegeben wäre [19, 37, 61, 81]. Folglich wurde die Nullhypothese so formuliert, dass keine Druck- oder Kraftunterschiede zwischen OSG und Chopartgelenk bestanden. Die Ablehnung der Nullhypothese wurde erwartet, da im OSG mit senkrecht zur Bewegungsrichtung des Pendels und damit der einwirkenden Kraft stehenden Gelenkfläche wesentlich höhere Drücke und vor allem Kräfte erwartet wurden, als im Chopartgelenk mit etwa parallel zur einwirkenden Kraft stehenden Gelenkflächen. Überraschenderweise waren in fast zwei Drittel der Fälle ($n=10$, 62,5%) die maximalen Kräfte im Chopartgelenk größer als im OSG, aber die

Unterschiede der Maximalkräfte zwischen Chopartgelenk und OSG waren nicht signifikant. Die Kräfte im Chopartgelenk waren jedoch signifikant größer als die im OSG wenn die ersten 200 Druckmessungen (0 bis 0,4 Sekunden) nach dem Anprall verglichen wurden (t-Test: $p < 0,001$). Als Kraft im Gelenk wurde jeweils die Summe der Druckwerte aller Sensorfelder des entsprechenden Gelenks zum selben Zeitpunkt betrachtet. Die maximalen Drücke und Kräfte unterschieden sich nicht signifikant zwischen Füßen mit oder ohne erzeugten Frakturen des Mittelfußes. Ein Trend zu höherem Alter und geringerer Größe und Gewicht der Präparate mit beidseitigen Frakturen des Mittelfußes ($n=5$) im Vergleich zu den Präparaten ohne beidseitige Frakturen des Mittelfußes ($n=3$) wurde beobachtet. Obwohl diese Unterschiede nicht signifikant waren, wurde der Einfluss des „Präparats“ auf den untersuchten Faktor „Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes“ als wesentlich betrachtet. Um den Einfluss des „Präparats“ zu eliminieren wurde ein „Gemischtes Modell der Varianzanalyse mit zufälligem Effekt „Präparat“ und fixierten Effekt „Fraktur des Mittelfußes“ der ersten 200 Druckwerte durchgeführt. Damit wurden die Kraftunterschiede zwischen Chopartgelenk (Summe der 8 Sensorfelder) und OSG (Summe der 9 Sensorfelder) analysiert, und die Kraftunterschiede waren in Füßen mit erzeugten Frakturen des Mittelfußes signifikant höher als bei Füßen ohne Frakturen des Mittelfußes. Die Nullhypothese wurde abgelehnt, aber nicht aufgrund höherer Kräfte im OSG wie erwartet, sondern aufgrund höherer Kräfte im Chopartgelenk. Diese signifikanten Unterschiede konnten nur durch den Vergleich von Messwerten einer permanenten Druckmessung mit hoher Abtastrate während des Versuchsablaufs und nicht durch den Vergleich von Maximaldrücken entdeckt werden.

Zusammenfassend können wenn durch einen plantaren und in Tibiaachse gerichteten Anprall Frakturen des Mittelfußes verursacht werden die Kräfte im OSG gering bleiben. In diesen Fällen treten im Chopartgelenk wesentlich höhere Kräfte auf. Der aktuelle Crashtestdummy kann in diesen speziellen Fällen Frakturen des Mittelfußes nicht detektieren [42, 69]. Sogar mit dem neuesten Prototyp (THOR LX™) können genau in der Fußlängsachse wirkende Kräfte nicht registriert werden. Dieser Prototyp kann zwar sämtliche in anderen Richtungen wirkenden Kräfte messen, aber basierend auf den Resultaten der durchgeführten Experimente, muss ein signifikanter Einfluss von in Fußlängsachse wirkenden Kräfte bei der Entstehung von Frakturen des Mittelfußes durch einen plantaren Anprall angenommen werden. Trotz der erkannten Schwächen der Studie (Pendel versus Realunfall, Leichenstarre versus Muskelvorspannung, gemessene Gelenkdrücke/-kräfte versus „tatsächliche“ Drücke/Kräfte, fehlende Registrierung von Anprallkräften, Scherkräften, Beschleunigungen und resultierenden Kräften) wird der Vergleich der Drücke und Kräfte zwischen OSG und Chopartgelenk als objektiv und reliabel betrachtet. Der geschwungene Verlauf der Chopartgelenkfläche kann prinzipiell zur Kraftumleitung führen und die gemessenen Unterschiede verursachen. Obwohl dieser Effekt nicht weiter analysiert wurde, erscheint es unwahrscheinlich, dass dieser Effekt für die gesamten im Chopartgelenk gemessenen Drücke und Kräfte verantwortlich sein. Folglich kann angenommen werden, dass erhebliche Kräfte in der Fußlängsachse wirken, und ein Einfluss dieser Kräfte auf die Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes wahrscheinlich ist. Ob die Leichenstarre tatsächlich einer Muskelvorspannung entspricht und ob mit dem Pendel ein realer Unfallmechanismus simuliert wird konnte nicht genauer untersucht werden. Hauptargument für die Einschätzung des gesamten

Setups als realitätsnah, ist die große Ähnlichkeit der experimentell erzeugten und bei Realunfällen beobachteten Verletzungen [87, 88].

4.6. Schlussfolgerung

Mit dem vorgestellten Setup können reproduzierbar Frakturen des Mittelfußes erzeugt werden [89]. Der in etwa parallel zur Chopartgelenkfläche und senkrecht zu OSG Fläche gerichtete Anprall verursachte völlig unerwartet höhere Kräfte im Chopartgelenk als im OSG, und dies besonders bei auftretenden Frakturen des Mittelfußes. Diese Unterschiede lassen sich nur mittels permanenter Druckmessung mit hoher Abtastrate erkennen. Wir empfehlen die zusätzliche Ausstattung des aktuellen Fußdummys mit einer Kraftmessdose im Mittelfußbereich zur Registrierung von Kräften in der Fußlängsachse. Der Dummy könnte mit dem vorgestellten Versuchsaufbau entwickelt und kalibriert werden.

5. Zusammenfassende Diskussion

Die Durchführung einer klinischen, unfalltechnischen und experimentellen Studie verlangt spezielle örtliche Voraussetzungen. Besonders die Verkehrsunfallforschung setzt einen erheblichen technischen, personellen und logistischen Aufwand voraus:

Verkehrsunfallforschung wird von Technikern und Medizinern gleichermaßen betrieben. Automobilhersteller beschäftigen einen großen Stab an Ingenieuren, die das mechanische Verhalten der Fahrzeuge bei nachgestellten Unfällen (Crashtests) untersuchen. Die Fahrzeuge werden dabei meistens mit Dummies besetzt um gleichzeitig eine eventuelle Verletzungsentstehung abzuschätzen. Ähnliche Tests werden in großer Zahl von öffentlichen oder privaten Einrichtungen, wie z.B. Automobilclubs (Deutschland: ADAC - Allgemeiner Deutscher Automobilclub, USA: NHTSA - National Highway Traffic Safety Administration, etc.) oder auch Versicherungsgesellschaften (Deutschland: GDV - Gesamtverband Deutscher Versicherer, USA: IIHS - Insurance Institute for Highway Safety) durchgeführt.

Einrichtungen für Verkehrsunfallforschung untersuchen dagegen in der Regel reale Verkehrsunfälle um die Verletzungsentstehung unter tatsächlich vorhandenen Bedingungen zu analysieren. Zum Teil unterhalten Automobilhersteller eigene Verkehrsunfallforschungen, die aber fast ausschließlich Unfälle mit Beteiligung von Fahrzeugen, die im eigenen Konzern hergestellt wurden, untersuchen. Dagegen untersuchen fahrzeugherstellerunabhängige Einrichtungen (Deutschland: Unfallforschung, Medizinische Hochschule Hannover, USA: CIREN - Crash Injury Research & Engineering Network) Unfälle unter Beteiligung verschiedener Fahrzeugmodelle von verschiedenen Herstellern. Meist werden dabei die Fahrzeuge

in zeitlichem Abstand zum Unfallereignis untersucht. Das bedeutet auch, dass sich die Fahrzeuge dann meist nicht mehr am Unfallort selbst befinden, wodurch zwangsläufig wichtige Informationen verloren gehen. Nur wenige Einrichtungen untersuchen die Fahrzeuge zeitnah direkt am Unfallort. Die Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover gehört zu diesen Einrichtungen. Als weitere Besonderheit werden die Teams dieser Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover direkt über den Polizeifunk alarmiert und erreichen die Unfallstelle sehr schnell mit eigenen Einsatzfahrzeugen mit Sondersignal, z.T. sogar vor den Polizei- und Rettungskräften. Nur durch eine derartig kurze Anrückzeit ist neben einer maximal möglichen Ausbeute an technischen Daten überhaupt erst eine adäquate Untersuchung der Unfallbeteiligten und Registrierung von Verletzungen möglich.

Unfallforschungseinrichtungen, die an medizinische Einrichtungen angebunden, sind beschränken sich meist auf die von Medizinern durchgeführte Analyse von Verletzungen und deren Folgen. In diesem Bereich sind fast ausschließlich Traumatologen tätig. Lediglich auf dem Gebiet der Beschleunigungsverletzungen der Halswirbelsäule werden noch von einigen Wissenschaftlern der Fachgebiete Psychologie/Psychiatrie/ Psychosomatik/Psychotherapie, Orthopädie oder Rheumatologie Untersuchungen durchgeführt. Insgesamt konzentriert sich die „medizinische“ Unfallforschung jedoch auf den Verletzten und dessen Verletzungen. Nur in großen Traumazentren der Maximalversorgung (Deutschland: z.B. Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover, USA: z.B. Shock Trauma Center, University of Maryland, Baltimore) ist die Patientenzahl ausreichend, um überhaupt eine adäquate Verletzungsanalyse zu ermöglichen. Ein besonderes Feld der medizinischen Unfallforschung wird von einigen Instituten für Rechtsmedizin betrieben. Hierfür werden an Leichen oder

Leichenteilen Verletzungsanalysen durchgeführt. Einerseits werden tödlich verletzte Unfallopfer untersucht, um Verletzungen und Verletzungsmechanismen zu ermitteln und andererseits werden immer noch vereinzelt experimentell Verletzungen simuliert, und dabei der Verletzungsmechanismus untersucht.

Die oben genannten Expertengruppen sind in der Regel isoliert, das heißt es wird entweder klinische/medizinische oder unfalltechnische oder experimentelle Unfallforschung betrieben. Das bedeutet, dass häufig Techniker Verletzungen beurteilen, oder dass Mediziner technische Auswertungen durchführen. In einigen Einrichtungen arbeiten daher Techniker und Mediziner zur Optimierung der Analysen zusammen. Es existieren aber weltweit nur wenige Einrichtungen die mehrere unterschiedliche Expertengruppen vereinigen. Die mit Abstand besten Voraussetzungen bietet hier die Medizinische Hochschule Hannover. Hier finden sich gleich drei Einrichtungen mit unterschiedlichen Forschungsansätzen:

- klinisch/medizinisch: Unfallchirurgische Klinik
- unfalltechnisch: Unfallforschung
- experimentell: Institut für Rechtsmedizin

Eine vergleichbare interdisziplinäre Zusammenarbeit existiert bisher an keiner anderen Einrichtung. Auf unfallchirurgischen, unfalltechnischen und rechtsmedizinischen Fachkongressen wurde und wird weltweit das „Modell Hannover“ für das Gebiet der Verkehrsunfallforschung als Vorbild bezeichnet. Andere Einrichtungen werden an diesem „Modell“ gemessen ,und neue Forschungsgruppen orientieren sich an den hier erarbeiteten Standards. Im folgenden soll auf die Besonderheiten dieser Einrichtungen kurz eingegangen werden, da diese Gegebenheiten die Grundlage der vorliegenden Studien bilden.

5.1. Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

Die Unfallchirurgische Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover gehört zu den weltweit größten Traumazentren (Behandlungszahlen des Jahres 2000: 10.000 Notfallpatienten, 4.000 stationäre Behandlungen, 6.500 Operationen). Darüber hinaus werden mit von Ärzten dieser Klinik besetzten Rettungsmitteln (Notarzteinsatzfahrzeug 5 der Stadt Hannover und Rettungshubschrauber Christoph 4) die Patienten schon am Unfallort, also präklinisch versorgt. Durch die besondere örtliche Lage in unmittelbarer Nähe der beiden nationalen Hauptverbindungsautobahnen (West-Ost: Bundesautobahn 2, Nord-Süd: Bundesautobahn 7) ist die Zahl der zu versorgender Unfallverletzten sehr hoch (s. o.). Die hohen Patientenzahlen der Unfallchirurgischen Klinik erlauben auch eine adäquate Analyse von seltenen Verletzungen, wie z.B. Frakturen des Mittelfußes.

5.2. Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover

Die Unfallforschung der Medizinischen Hochschule Hannover hat seit 1972 über 25.000 Verkehrsunfälle im Raum Hannover mit über 50.000 Verletzten und über 100.000 registrierten Einzelverletzungen dokumentiert. Diese Datenbank ist die größte ihrer Art weltweit. Die Daten werden nach einem statistischen Stichprobenplan erfasst und stellen eine repräsentative Stichprobe für das gesamte Bundesgebiet dar. Eine weitere wesentliche Besonderheit ist die Untersuchung von Unfällen mit Fußgängern und Fahrradfahrern, z. T. auch ohne Beteiligung von motorisierten Fahrzeugen. Diese Unfälle werden bisher von keiner anderen Unfallforschung erfasst. Überdies werden auch Unfälle mit unverletzten Unfallbeteiligten untersucht. Insgesamt stellt die Datenbank eine international anerkannte Basis für technische Verbesserungen dar.

5.3. Zentrum Rechtsmedizin, Medizinische Hochschule Hannover

Das Institut für Rechtsmedizin der Medizinischen Hochschule Hannover ist einerseits eine überregionale forensische Einrichtung mit sehr hohem Aufkommen an Verkehrstoten und andererseits die national führende Einrichtung für Crashtests mit humanen Präparaten. Seit 20 Jahren werden hier Crashtests durchgeführt.

Die Durchführung dieser klinischen, unfalltechnischen und experimentellen Studie wurde erst durch die Zusammenarbeit dieser drei renommierten Expertengruppen ermöglicht. Folgende Ergebnisse und Folgerungen können aus der Studie gezogen werden:

1. In unserer klinischen Studie fanden wir vergleichbare Inzidenzen für isolierte und kombinierte Frakturen des Mittelfußes wie im Schrifttum beschrieben [66, 67]. Unsere Ergebnisse im AOFAS Mittelfuß Score waren ebenfalls vergleichbar und zwar vergleichbar schlecht [11, 68, 109]. Zur besseren Beurteilung der gesamten Fußfunktion verwendeten wir auch die Summe aller 4 AOFAS Scores und die pedobarographische Untersuchung [92]. Diese Beurteilung unterstreicht die große Bedeutung des Mittelfußes für die Fußfunktion als funktionelle Einheit. So wurde eine fast normale Druckverteilung in der Standphase des Ganges und Maximalpunktzahlen der anderen Fußregionen nur nach isolierten Frakturen des Mittelfußes erreicht, was mit dem gutartigen Verlauf dieser einfachen Verletzungen korreliert [38, 39, 41, 48, 70, 76, 104].

2. Bei allen verwendeten Scores wurden im Langzeitverlauf keine Unterschiede bei verschiedenem Alter, Geschlecht und Unfallart gefunden [83, 88]. Auch die Patienten mit isolierten Frakturen oder Luxationsfrakturen eines Gelenks unterschieden sich nicht. Signifikant schlechter in fast allen Scores waren Patienten mit Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen. Auch wenn beim Vergleich der gesamten Follow-up Gruppe bezüglich Art der Versorgung (konservativ-operativ) und Art der Reposition (offen-geschlossen) im Falle der operativen Versorgung keine signifikanten Unterschiede in den Scores auftraten, so wurden aber in allen 4 Verletzungsmustergruppen (isolierte Frakturen des Mittelfußes, Chopart-, Lisfranc- oder Chopart-Lisfranc-Luxationsfrakturen) die besten Ergebnisse nach früher offener Reposition und interner Fixation erreicht [9, 15-17, 66, 99, 106].

3. Basierend auf dieser klinischen Studie können für Frakturen des Mittelfußes folgende Empfehlungen gegeben werden [88]:
Speziell bei der Reposition wird ein aggressiveres Vorgehen als früher empfohlen. Eine offene Reposition und interne Fixation aller komplexen Frakturen des Mittelfußes über einen oder zwei dorsale Zugänge ist zu fordern, wenn es die Gesamtsituation des Patienten zulässt. Eine Kompartmentspaltung sollte großzügig erfolgen. Die primäre Arthrodese sollte bei Verletzungen mit erheblicher Gelenkdestruktion in Betracht gezogen werden.

4. Die hohe Rate von Begleitverletzungen der unteren Extremität führt zum häufigen „Übersehen“ oder Unterschätzen der Mittelfußverletzungen [2, 3, 29, 60, 66, 99, 100, 115]. Zur Primärdiagnostik sind bei Verdacht auf eine Fraktur im Mittelfußbereich konventionelle

Röntgenaufnahmen in **drei** Ebenen, d.h. dorsoplantar (mit 20° caudo-cranial gekippter Röntgenröhre), seitlich und schräg (45° von laterodorsal nach medioplantar) obligat. Bei Vorliegen oder unsicherem Ausschluss einer Fraktur der Mittelfußregion sollte ein CT zur weiteren Diagnostik und Planung folgen. Im Rahmen der hier vorgestellten Studie lassen sich die Vorteile dieses diagnostischen Vorgehens nicht anhand signifikanter Unterschiede in Ergebnissen belegen. Bei unserer Untersuchung hat sich die konsequente Einhaltung dieses primärdiagnostischen Standards als günstig erwiesen [88].

5. Aufgrund der erheblichen Probleme bei Diagnostik und Behandlung und der bedeutsamen Langzeitfolgen trotz optimaler Behandlung ist bei Frakturen des Mittelfußes die Verletzungsprävention besonders wichtig [88]. Da Frakturen des Mittelfußes in drei Viertel der Fälle bei Verkehrsunfällen auftreten und hier überwiegend bei PKW-Insassen, versprechen hier präventive Maßnahmen am ehesten Erfolg [84].

6. Bei der unfalltechnischen Untersuchung nahm der Prozentsatz der verletzten gurtgeschützten PKW-Frontinsassen mit Fußfrakturen gemessen an der Anzahl der ausgewerteten Unfälle im Verlauf des Untersuchungszeitraums (1973-1996) leicht ab. Jedoch führten die Verbesserungen der passiven Fahrzeugsicherheit dieses Zeitraums nicht zu einer wesentlichen Verringerung von Fußfrakturen, wie dies für Verletzungen anderer Körperregionen wie Kopf, Hals, Thorax und Becken zutraf [12, 52, 56, 58, 86, 108, 110, 114]. Außerdem unterschied sich die Fußverletzungsschwere ($AIS_{\text{FUß}}$) nicht signifikant zwischen den Verletzten vor 1990 und später [87].

7. In unserem Kollektiv traten 50% der Fußfrakturen bei Frontalkollisionen und 34% bei Unfällen mit mehrfachen Kollisionen (inklusive Frontalkollisionen) auf [20, 23, 54, 55, 75, 86, 109]. Das Delta-v lag in 82% der Fälle zwischen 15 und 60 km/h. Das Ausmaß der Fußraumdeformierung korrelierte hoch mit dem Delta-v. Das Ausmaß der Fußraumdeformierung war im Verlauf des Untersuchungszeitraums etwa gleichbleibend, obwohl die Unfallschwere (Delta-v) im zeitlichen Verlauf der Untersuchung anstieg. Hier zeigt sich die verbesserte passive Fahrzeugsicherheit, die sich vor allem in einer sinkenden Gesamtverletzungsschwere widerspiegelt. So war der Injury Severity Score in der Gruppe der Verletzten mit Unfällen vor ab 1990 signifikant niedriger als bei den Verletzten mit Unfällen vor 1990 [87].

8. Mäßige Fußverletzungsschwere ($AIS_{\text{Fuß}} 2$) überwog mit 75% der Fälle. Der wesentliche verletzungsfördernde Faktor bei Verletzungen $AIS_{\text{Fuß}} \geq 2$ war die Fußraumdeformierung. Die Fußverletzungsschwere ($AIS_{\text{Fuß}}$) blieb im zeitlichen Verlauf analog zum Ausmaß der Fußraumdeformierung gleich. Deshalb ist eine weitere Verringerung der Fußraumdeformierung zur Prävention essentiell [87].

9. Überraschenderweise zeigten Fahrer und Beifahrer weder Unterschiede in der Frakturlokalisation oder Fußverletzungsschwere ($AIS_{\text{Fuß}}$) noch bei unfalltechnischen Parametern (Kollisionsart, Delta-v, Ausmaß der Fußraumdeformierung). Deshalb muss für die untersuchte Gruppe ein wesentlicher Einfluss von Pedalen, Lenkrad und/oder der Armaturenbrettasymmetrie auf Frakturen der Fußregion *verneint* werden [87].

10. Die Frakturlokalisierung änderte sich im Verlauf des Untersuchungszeitraums. Während vor 1990 (Gruppe I) der Vorfuß am häufigsten betroffen war, waren später (Gruppe II) Frakturen des oberen Sprunggelenks in der Häufigkeitsverteilung an erster Stelle. Diese Entwicklung dürfte durch die Verbesserungen der passiven Sicherheit, d.h. Verringerung der Fußraumdeformierung und die gleichzeitige Erhöhung der Unfallschwere bedingt sein. Durch die Verringerung der Fußraumdeformierung bei vergleichbarer Unfallschwere treten die dadurch direkt verursachten Vorfußfrakturen seltener auf. Durch die höhere Unfallschwere werden indirekt ausgelöste Verletzungen wie Luxationsfrakturen des oberen Sprunggelenks häufiger [87].

11. Eine reproduzierbare Erzeugung von Frakturen des Mittelfußes bei intakten Präparaten ist für eine suffiziente Analyse des Verletzungsmechanismus notwendig und konnte mit dem vorgestellten experimentellen Versuchsaufbau erreicht werden. Obwohl ein Pendel und nicht ein realer Crash zur Frakturierung verwendet wurde, konnten gleichartige Frakturen wie sie bei realen Unfällen beobachtet wurden induziert werden [86]. Die Position und Stellung des Fußes in den Versuchen (neutrale Rotation des Unterschenkels, neutrale In-/Eversion und etwa 20° Plantarflexion) wurde der Stellung bei PKW-Insassen zu Beginn eines Unfalls angepasst [86]. Die Leichenstarre wurde nicht gebrochen. Die „Steifigkeit“ des Präparats durch die Leichenstarre wurde als suffiziente Simulation der Muskelvorspannung beim Realunfall betrachtet [87, 89].

12. Ein mit Ultraschalltechnik arbeitendes Bewegungsregistrierungssystem (Zebris, Tübingen) wurde in unserer Studie zur Registrierung der

Knochenbewegungen verwendet. Das System bietet gute Objektivität und Reliabilität. Trotz dieser technischen Gegebenheiten fehlten bei allen Versuchen die Werte zwischen 0,02 und 0,08 Sekunden nach dem Anprall. Das System erlaubt deshalb nur eine genaue dreidimensionale Registrierung der Knochenpositionen vor und direkt nach dem Anprall. Demnach bewegten sich alle Knochen nach proximal und lateral und rotierten analog zu einer Abduktion und Dorsalextension. Alle bis auf einen Knochen bewegten sich nach ventral und rotierten analog zu einer Inversion. Das Naviculare bewegte sich nach dorsal und rotierte analog zu einer Eversion. Wegen der fehlenden Werte nach dem Anprall erfolgte keine weitere Analyse. Basierend auf den Erfahrungen der durchgeführten Versuche wird der Einsatz des vorgestellten Bewegungsanalysesystems bei Hochgeschwindigkeitscrashes *nicht* empfohlen [89].

13. Drucksensible Filme (Fujifilm Prescale™, Mitsui & Co., New York, NY, USA) sind zur Zeit der Standard zur Druckmessung in Gelenken [93, 107]. Diese Methode ist nur zur Messung statischer Kräfte geeignet, da die Filme nur die maximale Kraft des gesamten Messzyklus registrieren. Um Kraftänderungen zu messen sind aber permanente oder wiederholte Messungen nötig. Die vorgestellten Sensoren ermöglichen eine Abtastrate von 500 pro Sekunde. Die Auflösung der verwendeten Sensoren (1 cm²) ist wesentlich geringer als die von Druckmessfilmen (1 mm²). Die rechtwinklige Anordnung der Druckmessfelder der Sensoren (2 x 2 oder 3 x 3) erlaubt aber eine klare Anzeige der Druck- und Kraftverteilung (ventral/dorsal, medial/lateral, dorsal/plantar). Die Objektivität ist vergleichbar zu der von Druckmessfilmen. Die Reliabilität der verwendeten Sensoren wurde

durch Kalibrierungen vor und nach jedem Test gewährleistet. Die Validität der gemessenen Gelenkdrücke und -kräfte lässt sich aufgrund eines fehlenden Vergleichsverfahrens nicht beurteilen, und auch in der Literatur finden sich keine vergleichbaren Messwerte. Die gewährleistete Objektivität und Reliabilität erlaubt aber einen suffizienten Vergleich von Drücken und Kräften zwischen Gelenken, selbst wenn die Validität nicht gegeben wäre. Folglich wurde die Nullhypothese so formuliert, dass keine Druck- oder Kraftunterschiede zwischen OSG und Chopartgelenk bestanden [89].

14. Im OSG mit senkrecht zur Bewegungsrichtung des Pendels und damit der einwirkenden Kraft stehenden Gelenkfläche wurden wesentlich höhere Drücke und vor allem Kräfte erwartet, als im Chopartgelenk mit etwa parallel zu einwirkenden Kraft stehenden Gelenkflächen. Überraschenderweise waren in fast 2/3 der Fälle (n=10, 62,5%) die maximalen Kräfte im Chopartgelenk größer als im OSG, aber die Unterschiede der Maximalkräfte zwischen Chopartgelenk und OSG waren nicht signifikant. Die Kräfte im Chopartgelenk waren jedoch signifikant größer als die im OSG, wenn die ersten 200 Druckmessungen (0 bis 0,4 Sekunden) nach dem Anprall verglichen wurden (t-Test: $p < 0,001$) [89].

15. Ein Trend zu höherem Alter und geringerer Größe und Gewicht der Präparate mit beidseitigen Frakturen des Mittelfußes (n=5) im Vergleich zu den Präparaten ohne beidseitige Frakturen des Mittelfußes (n=3) wurde beobachtet. Obwohl diese Unterschiede nicht signifikant waren, wurde der Einfluss des „Präparats“ auf den untersuchten Faktor „Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes“ als wesentlich

betrachtet. Um den Einfluss des „Präparats“ zu eliminieren wurde ein „Gemischtes Modell der Varianzanalyse“ mit zufälligem Effekt „Präparat“ und fixierten Effekt „Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes“ der ersten 200 Druckwerte durchgeführt. Damit wurden die Kraftunterschiede zwischen Chopartgelenk (Summe der 8 Sensorfelder) und OSG (Summe der 9 Sensorfelder) analysiert, und die Kraftunterschiede waren in Füßen mit erzeugten Frakturen des Mittelfußes signifikant höher, als bei Füßen ohne Frakturen des Mittelfußes. Die Nullhypothese wurde abgelehnt, aber nicht aufgrund höherer Kräfte im OSG wie erwartet, sondern aufgrund höherer Kräfte im Chopartgelenk [89].

16. Diese signifikanten Unterschiede der Gelenkdrücke konnten nur durch den Vergleich von Messwerten einer permanenten Druckmessung mit hoher Abtastrate während des Versuchsablaufs und nicht durch den Vergleich von Maximaldrücken entdeckt werden [89].

17. Bei durch einen plantaren und in Tibiaachse gerichteten Anprall experimentell verursachten Frakturen des Mittelfußes können die Kräfte im OSG gering bleiben. In diesen Fällen treten im Chopartgelenk wesentlich höhere Kräfte auf. Der aktuelle Crashtestdummy kann in diesen speziellen Fällen Frakturen des Mittelfußes nicht detektieren [42, 69]. Sogar mit dem neuesten Prototyp (THOR LX™) können genau in der Fußlängsachse wirkende Kräfte nicht registriert werden. Dieser Prototyp kann zwar sämtliche in anderen Richtungen wirkenden Kräfte messen, aber basierend auf den Resultaten der durchgeführten Experimente, muss ein signifikanter Einfluss von in Fußlängsachse wirkenden Kräfte bei der Entstehung von Frakturen

des Mittelfußes durch einen plantaren Anprall angenommen werden [89].

18. Trotz der erkannten Schwächen der experimentellen Studie mit eventuellen Fehlerquellen wie die Verwendung eines Pendels anstatt eines Realunfalls zur Frakturinduktion, Gleichsetzung der Leichstarre mit der realen Muskelvorspannung, fragliche Validität der gemessene Gelenkdrücke/-kräfte und die fehlende Registrierung von Anprallkräften, Scherkräften, Beschleunigungen und resultierenden Kräften, wird der durchgeführte Vergleich der Drücke und Kräfte zwischen OSG und Chopartgelenk als objektiv und reliabel angesehen. Der geschwungene Verlauf der Chopartgelenkfläche könnte prinzipiell zur Kraftumleitung führen und die gemessenen Unterschiede verursachen. Obwohl dieser Effekt nicht weiter analysiert wurde, erscheint es unwahrscheinlich, dass dieser Effekt für die gesamten im Chopartgelenk gemessenen Drücke und Kräfte verantwortlich war. Folglich kann angenommen werden, dass erhebliche Kräfte in der Fußlängsachse wirken, und ein Einfluss dieser Kräfte auf die Inzidenz von Frakturen des Mittelfußes wahrscheinlich ist [89].

6. Schlussfolgerung

1. Die Diagnostik und vor allem die Behandlung von Frakturen des Mittelfußes ist auch heute noch problematisch. Insbesondere Luxationsfrakturen des Chopart- und/oder Lisfrancgelenks beeinträchtigen die gesamte Fußfunktion und führen zu erheblichen Langzeitfolgen. Diese Folgen lassen sich am ehesten durch eine frühe anatomische (offene) Reposition und suffiziente (interne) Retention minimieren. Dagegen sollte die nichtoperative Therapie auf undislozierte Frakturen einzelner Mittelfußknochen beschränkt bleiben.

Wegen der schlechten Prognose der Frakturen des Mittelfußes trotz optimaler Behandlung spielt die Verletzungsprävention eine bedeutende Rolle. Da die Frakturen des Mittelfußes überwiegend bei PKW-Insassen auftreten, drängt sich eine weitere Analyse dieser Verletzungssituation auf.

2. Die Verbesserung der Fahrzeugsicherheit der 90er Jahre führte trotz steigender Unfallschwere (Delta-v) im Vergleich zu den 80er Jahren zu geringerer Gesamtverletzungsschwere (Injury Severity Score). Frakturen der Fußregion treten jedoch in unveränderter Häufigkeit und Verletzungsschwere ($AIS_{\text{Fuß}}$) auf. Diese werden meist durch die Deformierung der Fußraums bei Frontalkollisionen verursacht. Besonders bei Frakturen des Mittelfußes spielt die Fußraumdeformierung die entscheidende Rolle. Eine Verringerung der Fußraumdeformierung ist daher zur Prävention essentiell. Trotz der umfangreichen technischen Untersuchung unter Einbeziehung vieler Parameter bleibt der genaue Verletzungsmechanismus besonders der Frakturen des Mittelfußes unklar. Um eine weiterführende Prävention zu ermöglichen, ist daher

eine genauere Analyse des Verletzungsmechanismus im Rahmen von experimentellen Studien nötig.

3. Mit dem vorgestellten Setup zur experimentellen Analyse des Verletzungsmechanismus von Frakturen des Mittelfußes konnten reproduzierbar Frakturen des Mittelfußes erzeugt werden. Der analog zum realen Unfallgeschehen bei PKW-Frontinsassen tangential zur Chopartgelenkfläche und senkrecht zur OSG-Fläche gerichtete Anprall verursachte völlig unerwartet höhere Kräfte im Chopartgelenk als im OSG, und dies besonders bei auftretenden Frakturen des Mittelfußes. Diese Unterschiede lassen sich nur mittels permanenter Druckmessung mit hoher Abtastrate erkennen. Eine Modifikation des aktuellen Fußdummys mit einer zusätzlichen Kraftmessdose im Mittelfußbereich zur Registrierung von Kräften in der Fußlängsachse ist sinnvoll. Der Dummy könnte mit dem vorgestellten Versuchsaufbau entwickelt und kalibriert werden. Mit dieser Modifikation würde eine realitätsnähere Überprüfung verbesserter Präventivmassnahmen in PKWs ermöglicht.

7. Literatur

1. American Association for Automotive Medicine: Abbreviated Injury Scale - Revision 90. *Am Ass F Autom Med*, Morton Grove, Illinois, USA, 1995.
2. Amon K: Luxationsfraktur der kuneonavikularen Gelenklinie. Klinik, Pathomechanismus und Therapiekonzept einer sehr seltenen Fussverletzung. *Unfallchirurg* 93: 431-434, 1990.
3. Babst R, Simmen BR, Regazzoni P: Klinische Bedeutung und Behandlungskonzept der Lisfranc Luxation und Luxationsfraktur. *Helv Chir Acta* 56: 603-607, 1989.
4. Babst R, Simmen BR, Regazzoni P: Behandlung der frischen Lisfranc-Luxation und -luxationsfrakturen. *Z Unfallchir Versicherungsmed* 84: 159-164, 1991.
5. Baker ST, O'Neill B, Heddon W, Long EB: The Injury Severity Score: A method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. *J Trauma* 14: 187-195, 1974.
6. Bardeen: Studies of the development of the human skeleton. *Am J Anat* 4: 265, 1905.
7. Baumgartner A, Huguier A: Les luxations sous astragaliennes. *Rev Chir* 36: 114-129, 1907.
8. Benninghoff A, Goertler K: *Lehrbuch der Anatomie des Menschen*. Urban und Schwarzenberg, München, 1968.
9. Blair WF: Irreducible tarsometatarsal fracture-dislocation. *J Trauma* 21: 988-990, 1981.
10. Broca P: Memoire sur les luxations sous-astragaliennes. *Mem Soc Chir (Paris)* 3: 566-656, 1953.
11. Brutscher R: Frakturen und Luxationen des Mittel- und Vorfusses. *Orthopade* 20: 67-75, 1991.
12. Burgess AR, Dischinger PC, O'Quinn TD, Schmidhauser CB: Lower extremity injuries in drivers of airbag-equipped automobiles: clinical and crash reconstruction correlations. *J Trauma* 38: 509-516, 1995.

13. Burmeister: *Der menschliche Fuß als Charakter der Menschheit*. Leipzig, 1851.
14. Burroughs KE, Reimer CD, Fields KB: Lisfranc injury of the foot: a commonly missed diagnosis. *Am Fam Physician* 58: 118-124, 1998.
15. Buzzard BM, Briggs PJ: Surgical management of acute tarsometatarsal fracture dislocation in the adult. *Clin Orthop* 125-133, 1998.
16. Cain PR, Seligson D: Lisfranc's fracture-dislocation with intercuneiform dislocation: presentation of two cases and a plan for treatment. *Foot Ankle* 2: 156-160, 1981.
17. Cooper WE, Galorenzo R, Mattingly EH: Delayed open reduction of Lisfranc's joint dislocation. *J Foot Surg* 22: 45-49, 1983.
18. Crandall JR, Martin PG, Sieveka EM, Pilkey WD, Dischinger PC, Burgess AR, O'Quinn TD, Schmidhauser CB: Lower limb response and injury in frontal crashes. *Accid Anal Prev* 30: 667-677, 1998.
19. Davis BL, Cothren RM, Quesada P, Hanson SB, Perry JE: Frequency content of normal and diabetic plantar pressure profiles: implications for the selection of transducer sizes. *J Biomech* 29: 979-983, 1996.
20. Dischinger PC, Cushing BM, Kerns TJ: Injury patterns associated with direction of impact: drivers admitted to trauma centers. *J Trauma* 35: 454-458, 1993.
21. Dischinger PC, Kerns TJ, Kufera JA: Lower extremity fractures in motor vehicle collisions: the role of driver gender and height. *Accid Anal Prev* 27: 601-606, 1995.
22. Drummond DS, Hastings DE: Total dislocation of the cuboid bone: report of a case. *J Bone Joint Surg Br* 51: 716-718, 1969.
23. Evans L, Frick MC: Seating position in cars and fatality risk. *Am J Public Health* 78: 1456-1458, 1988.
24. Fildes B, Lenard J, Lane J, Vulcan P, Seyer K: Lower limb injuries to passenger car occupants. *Accid Anal Prev* 29: 785-791, 1997.
25. Finsterer H: Ueber Verletzungen im Bereiche der Fußwurzelknochen mit besonderer Berücksichtigung des Os naviculare. *Bruns Beitr Klin Chir* 59: 99-173, 2000.

26. Florian K: Über seltene Fußverletzungen. *Arch Klin Chir* 131: 474-486, 1924.
27. Fuhr: Verrenkungen im Chopart´ Gelenk nach außen. *Muench Med Wochenschr* 10: 159, 1892.
28. Galen: *De usu partium, lib III, c 10-11, Vol III*. 1833.
29. Graziano TA, Snider DW, Steinberg RI: Crush and avulsion injuries of the foot: their evaluation and management. *J Foot Surg* 23: 445-450, 1984.
30. Gregory WK: *Man´s place among the anthropoids*. Oxford University Press, New York, 1934.
31. Gurlt E: *Geschichte der Chirurgie und ihre Ausübung. Nachdruck der Ausgabe Berlin 1898*. Ohms, Hildesheim, 1964.
32. Henke JW: Die Bewegung des Fußes am Sprungbein. *Z Rationelle Med* 7: 255, 1855.
33. Henke JW: Die Luxation der Fußwurzel. *Zeitschrift f rationale Medizin* 3. Reihe: 183-192, 1958.
34. Hermel MB, Gershon-Cohen J: *Radiol* 60: 850-845, 1953.
35. Hippokrates (460 - 375 v.Chr.): *De fracturis. Kap. 9 (zitiert nach Gurlt 1898)*.
36. Honnart F: Anatomie et physiologie de lavant pied. *Rev Chir Orthop* 60: 107, 1974.
37. Hughes J, Pratt L, Linge K, Clark P, Klenerman L: Reliability of pressure measurements. *Clin Biomech* 6: 14-18, 1991.
38. Jahn H, Freund KG: Isolated fractures of the cuboid bone: two case reports with review of the literature. *J Foot Surg* 28: 512-515, 1989.
39. Jarde O, Mertl P, Modaine J, De Lestang M: Fractures of the navicular bone. Apropos of 48 cases. *Ann Chir* 47: 32-35, 1993.
40. Jeffreys TE: Lisfranc´ s fracture dislocation: a clinical and experimental study of tarso-metatarsal dislocations. *J Bone Joint Surg Br* 45: 546-551, 1963.
41. Johnstone AJ, Maffulli N: Primary fusion of the talonavicular joint after fracture dislocation of the navicular bone. *J Trauma* 45: 1100-1102, 1998.

42. Jolly BT, Runge JW, Todd KH: NHTSA's new crash test dummy "Family". *Ann Emerg Med* 33: 719-722, 1999.
43. Kallieris D, Mattern R, Wismans J: Stress and kinematic analysis of the head and neck in frontal collision. A comparison of voluntary probands and postmortem human test cadavers. *Beitr Gerichtl Med* 47: 235-41, 1989.
44. Kapandji JA: Physiologie articulaire. *Fascicule II* 4me Ed. Libraire Maloine, Paris: 140, 1974.
45. Kaplan JD, Karlin JM, Scurran BL, Daly N: Lisfranc's fracture-dislocation. A review of the literature and case reports. *J Am Podiatr Med Assoc* 81: 531-539, 1991.
46. Kellgren JH, Lawrence JS: Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 16: 494-502, 1957.
47. Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M: Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int* 15: 349-353, 1994.
48. Koch J, Rahimi F: Nutcracker fractures of the cuboid. *J Foot Surg* 30: 336-339, 1991.
49. Krämer W: Ein Fall von Luxation im Chopartschen Gelenk. *Dtsch Z Chir* 178: 136-139, 1923.
50. Kuner EH, Schlickewei W, Oltmanns D: Airbagschutz in Verkehrsunfällen. Veränderung des Verletzungsmechanismus und Verringerung der Verletzungsschwere. *Unfallchirurgie* 21: 92-99, 1995.
51. Leitner B: Behandlungen und Behandlungsergebnisse von 42 frischen Fällen von Luxatio pedis sub talo im Unfallkrankenhaus Wien. *Ergebnisse Chir Orthop* 37: 501-577, 1952.
52. Loo GT, Siegel JH, Dischinger PC, Rixen D, Burgess AR, Addis MD, O'Quinn T, McCammon L, Schmidhauser CB, Marsh P, Hodge PA, Bents F: Airbag protection versus compartment intrusion effect determines the pattern of injuries in multiple trauma motor vehicle crashes. *J Trauma* 41: 935-951, 1996.
53. Lynch JRS, Cooperstein LA, Di Gioia AM: Plantar medial subluxation of the medial cuneiform: case report of an uncommon variant of the Lisfranc injury. *Foot Ankle Int* 16: 299-301, 1995.

54. Mackay M, Cheng L, Smith M, Parkin S: Restrained front seat car occupant fatalities--the nature and circumstances of their injuries. *Accid Anal Prev* 24: 307-315, 1992.
55. Mackay M: Seat belts and risk compensation [editorial]. *Br Med J (Clin Res Ed)* 291: 757-758, 1985.
56. Mackay M: Engineering in accidents: vehicle design and injuries. *Injury* 25: 615-621, 1994.
57. Malgaigne JF: Memoir sur la fractures par ecrasement du calcaneum. *J Chir* 1: 2, 1843.
58. Manoli A, Prasad P, Levine RS: Foot and ankle severity scale (FASS) [published erratum appears in *Foot Ankle Int* 1997 Dec;18(12):771]. *Foot Ankle Int* 18: 598-602, 1997.
59. Manter JW: Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec* 80: 397-410, 1941.
60. Mawhinney IN, McCoy GF: The crushed foot. *J R Coll Surg Edinb* 40: 138-139, 1995.
61. McPhoil TG, Cornwall MW, Yamada W: A Comparison of Two In-Shoe Plantar Pressure Measurement Systems. *The Lower Extremity* 2: 95-103, 1995.
62. Meister K, Demos HA: Fracture dislocation of the tarsal navicular with medial column disruption of the foot. *J Foot Ankle Surg* 33: 135-137, 1994.
63. Mollowitz GG: *Der Unfallmann*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1998.
64. Morris KL, Giacobelli JA, Granoff DP: Medial column instability in the Lisfranc's fracture dislocation injury. *J Foot Surg* 30: 513-523, 1991.
65. Müller ME, Nazarin S, Koch P: *Classification AO des Fractures*. Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1987.
66. Myerson MS: The diagnosis and treatment of injury to the tarsometatarsal joint complex. *J Bone Joint Surg Br* 81: 756-763, 1999.
67. Myerson MS, Fisher RT, Burgess AR, Kenzora JE: Fracture dislocations of the tarsometatarsal joints: end results correlated with pathology and treatment. *Foot Ankle* 6: 225-242, 1986.

68. Myerson MS, McGarvey WC, Henderson MR, Hakim J: Morbidity after crush injuries to the foot. *J Orthop Trauma* 8: 343-349, 1994.
69. Nyquist GW, Denton RA: Crash test dummy lower leg instrumentation for axial force and bending moment. *ISA Trans* 18: 13-22, 1979.
70. Nyska M, Margulies JY, Barbarawi M, Mutchler W, Dekel S, Segal D: Fractures of the body of the tarsal navicular bone: case reports and literature review. *J Trauma* 29: 1448-1451, 1989.
71. Oestern HJ, Tschernke H, Sturm J, Nerlich M: Klassifizierung der Verletzungsschwere. *Unfallchirurg* 88: 465-472, 1985.
72. Otte D: Is there more safety with the airbag system in real world accidents. *4th International Symposium on Airbags* 4:1-14, 1998.
73. Otte D, Pohlemann T, Blauth M: HWS Distorsionen im geringen Unfallschwerebereich. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 1998 (1): 15-21, 1998.
74. Otte D, Pohlemann T: Biomechanik der Beckenfrakturen beim PKW-Seitanprall. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 7/8: 182-186, 1996.
75. Parenteau CS, Viano DC, Lovsund P, Tingvall C: Foot-ankle injuries: influence of crash location, seating position and age. *Accid Anal Prev* 28: 607-617, 1996.
76. Patterson RH, Petersen D, Cunningham R: Isolated fracture of the medial cuneiform. *J Orthop Trauma* 7: 94-95, 1993.
77. Paulos L, Coleman SS, Samuelson KM: Pes cavovarus. Review of a surgical approach using selective soft-tissue procedures. *J Bone Joint Surg Am* 62: 942-953, 1980.
78. Pennal GF, Tile M, Waddell JP, Garside H: Pelvic disruption: assessment and classification. *Clin Orthop* 151: 12-21, 1980.
79. Petit JL: *Traite des maladies des os*. Hocheau, Paris, 1723.
80. Piednagel: *Journ univ et hebdom* T II: 208, 1831.
81. Polliack A, Landsberger S, McNeal D, Sieh R, Craig D, Ayyappa E: Socket measurement system perform under pressure. *Biomechanics* 6: 71-80, 1999.
82. Quenu E, Küss G: Etudes sur les luxations du metatarses. *Rev Chir* 39: 281, 720, 1093, 1909.

83. Richter M: Diagnose und Therapie von Fußwurzelfrakturen: eine Langzeitstudie. *Der niedergelassene Chirurg* 4: 42-47, 2000.
84. Richter M, Thermann H, Schratt E, Jahanyar K, Tscherne H: Fractures of the Midfoot - occurrence, origin and long-term results. *American Orthopaedic Foot and Ankle Society, 15th Annual Summer Meeting - San Juan, Puerto Rico, 09.-11.07.1999, Abstracts* 10-11, 1999.
85. Richter M, Thermann H, Schratt E, Otte D, Tscherne H: Fractures of the Foot and Ankle in Car Drivers and Passengers: Incidence, Analysis and Long-term Results. *J Bone Joint Surg.[Br]* 81-B Supp. II:1601999.
86. Richter M, Thermann H, von Rheinbaben H, Schratt E, Otte D, Zwipp H, Tscherne H: Frakturen der Fußregion bei PKW-Insassen. Häufigkeit, Ursachen und Langzeitergebnisse. *Unfallchirurg* 102: 429-433, 1999.
87. Richter M, Thermann H, Wippermann B, Otte D, Schratt HE, Tscherne H: Foot fractures in restrained front seat car occupants: a long-term study over twenty-three years. *J Orthop Trauma* 15: 287-293, 2001.
88. Richter M, Wippermann B, Krettek C, Schratt E, Hübner T, Thermann H. Fractures and Fracture Dislocations of the Midfoot – Occurrence, Causes and Long-Term Results. *Foot Ankle Int* 22(5), 392-398. 2001.
89. Richter M, Wippermann B, Thermann H, Schroeder G, Otte D, Krettek C: Planter Impact Causing Midfoot Fractures Result in Higher Forces in the Chopart's Joint than in the Ankle Joint. *J Orthop Res* in press, 2001.
90. Rompe G, Erlenkämper A: *Begutachtung der Haltungs- und Bewegungsorgane*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1998.
91. Root ML, Orien WP, Weed JH: *Normal and abnormal function of the foot*. Clinical Biomechanics Publishers, Los Angeles, CA, 1977.
92. Rosenbaum D, Becker HP, Sterk J, Gerngross H, Claes L: Functional evaluation of the 10-year outcome after modified Evans repair for chronic ankle instability. *Foot Ankle Int* 18: 765-771, 1997.

93. Sangeorzan BJ, Ananthakrishnan D, Tencer AF: Contact characteristics of the subtalar joint after a simulated calcaneus fracture. *J Orthop Trauma* 9: 251-258, 1995.
94. Schmidt HM, Grünwald E: Untersuchungen an den Bandsystemen der talocruralen und intertarsalen Gelenke des Menschen. *Gegenbaurs Morph Jahrb* 127: 792-831, 1981.
95. Schratt E, Thermann H, Fröhlich S, Meier R, Richter M, Wippermann B: Funktionelle Langzeitergebnisse nach Versteifungsoperation der tarso-metatarsalen Gelenkreihe. In: *63. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e. V., 17.-20.11.1999, Berlin, Abstracts*, ed by P Hertel, KE Rehm, Berlin Heidelberg New York, Springer, 1999, pp 257-258.
96. Speemann H: Über die Determination der ersten Organanlagen des Amphibienembryo. *Arch Entwmech Org* 43: 448, 1918.
97. Strasser H: *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik*. Springer, Berlin, 1917.
98. Suren EG, Zwipp H: Akute ligamentäre Verletzungen der Chopart- und Lisfranc-Gelenklinie. *Orthopade* 15: 479-486, 1986.
99. Suren EG, Zwipp H: Luxationsfrakturen im Chopart- und Lisfranc-Gelenk. *Unfallchirurg* 92: 130-139, 1989.
100. Swoboda B, Scola E, Zwipp H: Operative Behandlung und Spätergebnisse des Fusskompartmentsyndroms. *Unfallchirurg* 94: 262-266, 1991.
101. Teasdale G, Jennett B: Assessment of coma and impaired consciousness. A practical scale. *Lancet* 2: 81-84, 1974.
102. Thermann H, Hüfner T, Schratt HE, Held C, Tscherne H: Subtalar fusion after conservative or operative treatment of intraarticular calcaneus fracture. *Unfallchirurg* 102: 13-22, 1999.
103. Tscherne H, Oestern HJ: Die Klassifizierung des Weichteilschadens bei offenen und geschlossenen Frakturen. *H z Unfallheilkunde* 85, 1982.
104. Vaishya R, Patrick JH: Isolated dorsal fracture-dislocation of the tarsal navicular. *Injury* 22: 47-48, 1991.

105. Volkmann RV: Ein Ligamentum "neclectum" pedis (Lig. calcaneo-naviculare mediodorsale sustentaculonaviculare). *Verh Anat Ges* 64: 483-490, 1970.
106. Vuori JP, Aro HT: Lisfranc joint injuries: trauma mechanisms and associated injuries [see comments]. *J Trauma* 35: 40-45, 1993.
107. Wagner UA, Sangeorzan BJ, Harrington RM, Tencer AF: Contact characteristics of the subtalar joint: load distribution between the anterior and posterior facets. *J Orthop Res* 10: 535-543, 1992.
108. Walz E: Biomechanik und Verletzungsprävention im Strassenverkehr. *Ther Umsch* 54: 238-241, 1997.
109. Ward EG, Bodiwala GG, Thomas PD: The importance of lower limb injuries in car crashes when cost and disability are considered. *Accid Anal Prev* 24: 613-620, 1992.
110. Wild BR, Kenwright J, Rastogi S: Effect of seat belts on injuries to front and rear seat passengers. *Br Med J (Clin Res Ed)* 290: 1621-1623, 1985.
111. Wiley JJ: The mechanism of tarso-metatarsal joint injuries. *J Bone Joint Surg Br* 53: 474-482, 1971.
112. Wilson DW: Injuries of the tarso-metatarsal joints. Etiology, classification and results of treatment. *J Bone Joint Surg Br* 54: 677-686, 1972.
113. Wuelker N, Wirth CJ, Plitz W, Roetman B: A dynamic shoulder model: reliability testing and muscle force study. *J Biomech* 28: 489-499, 1995.
114. Zador PL, Ciccone MA: Automobile driver fatalities in frontal impacts: air bags compared with manual belts. *Am J Public Health* 83: 661-666, 1993.
115. Ziv I, Mosheiff R, Zeligowski A, Liebergal M, Lowe J, Segal D: Crush injuries of the foot with compartment syndrome: immediate one-stage management. *Foot Ankle* 9: 185-189, 1989.
116. Zwipp H: *Chirurgie des Fusses*. Springer-Verlag, Wien, New York, 1994.
117. Zwipp H, Dahlen C, Randt T, Gavlik JM: Komplextrauma des Fusses. *Orthopade* 26: 1046-1056, 1997.

8. Anhang

8.1. Bewertungsschema Fußdeformitäten nach Paulos

Auszug aus [77]

	Exzellent	Gut	Mäßig	Schlecht
Röntgenographische Kriterien	Cavus: $\leq +5^\circ$ Planus: $\geq -2^\circ$	Cavus: $+5^\circ - +15^\circ$ Planus: $-2^\circ - -5^\circ$	Cavus: $+16^\circ - +20^\circ$ Planus: $-5^\circ - -10^\circ$	Cavus: $> +5^\circ$ Planus: $< -10^\circ$
Gesamtbeurteilung Arzt	kein Cavus, kein Planus	minimal Cavus, minimal Planus	mäßiger Cavus, mäßiger Planus	deutlicher Cavus, deutlicher Planus

8.2. Einteilung Arthrosegrade nach Kellgren [46]

Grad	Arthrose	Röntgenographische Kriterien
0	keine	normal
1	zweifelhaft	winzige Osteophyten
2	minimal	definitive Osteophyten, minimale Verschmälerung des Gelenkspalts
3	mäßig	mäßige Gelenkspaltverschmälerung mit deutlichen Osteophyten
4	schwer	starke Gelenkspaltverschmälerung, subchondrale Sklerose, große Osteophyten

8.3. American Orthopaedic Foot and Ankle Society

(AOFAS) Score [47]

8.3.1. Rückfuß Sektion / Hindfoot Section

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte)

Schmerz:	1: kein 2: leicht, gelegentlich 3: mittelmäßig, täglich 4: heftig, fast immer	<input type="radio"/> 40 Pkt. <input type="radio"/> 30 Pkt. <input type="radio"/> 20 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Funktion:	1: keine Einschränkung, keine Stütze/ Hilfe 2: keine Einschränkung bei den täglichen Aktivitäten Einschränkung bei Freizeitaktivitäten, keine Hilfen 3: Einschränkungen bei den tägl. Aktivitäten, Freizeitaktivitäten, Stock 4: Starke Einschränkungen bei tägl. Aktivitäten, Gehstütze, Krücke, Rollstuhl, Korsett	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 07 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Gehstrecke (in Blocks):	1: mehr als 6 2: 4 bis 6 3: 1 bis 3 4: weniger als 1	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Gehen auf Oberfläche:	1: keine Schwierigkeiten auf sämtlichen Oberflächen 2: geringe Schwierigkeiten auf unebenem Terrain, Treppen, Neigung, Leiter 3: große Schwierigkeiten auf unebenem Terrain, Treppen, Neigungen, Leiter	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Gangabnormalität:	1: keine, leichte 2: augenscheinlich 3: erhebliche	<input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Sagittale Bewegung:	1: normal, leichte Einschränkung. (30° oder mehr) 2: mäßige Einschränkung (15°-29°) 3: starke Einschränkung (weniger als 15°)	<input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Hinterfußbewegung (Inversion/ Eversion):	1: normal, oder leichte Einschränkungen (75%-100% von normal) 2: mäßige Einschränkungen (25%-74%) 3: massive Einschränkungen (weniger als 25%)	<input type="radio"/> 06 Pkt. <input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Gelenk-Hinterfuß-Sta- bilität (ap, varus/valgus)	1: stabil 2: definitiv instabil	<input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Achse:	1: gut plantigrader Fuß, Gelenk-Hinterfußachse norm. 2: ausreichend plantigrader Fuß, um einige Grad der Gelenk-Hinterfußachse abweichend o. Symptome 3: nicht plantigrader Fuß, erhebliche Abweichung der Gelenk-Hinterfußachse mit Symptomen	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

8.3.2. Mittelfuß Sektion / Midfoot Section

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte)

Schmerz:	1: kein 2: leicht, gelegentlich 3: mittelmäßig, täglich 4: heftig, fast immer	<input type="radio"/> 40 Pkt. <input type="radio"/> 30 Pkt. <input type="radio"/> 20 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Funktion:	1: keine Einschränkungen, keine Stütze/ Hilfe 2: keine Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Einschr. bei Freizeitakt., keine Hilfen 3: Einschr. bei den tägl. Aktivitäten/ Freizeitakt, Stock 4: starke Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Freizeitaktivitäten, Gehstütze, Krücke, Rollstuhl	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 07 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schuhwerk:	1: modische Konfektionsschuhe ohne Einlagen 2: Konfektionsschuhe mit Einlagen 3: orthopädische Schuhe	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Gehstrecke (in Blocks):	1: mehr als 6 2: 4 bis 6 3: 1 bis 3 4: weniger als 3	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 07 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Oberfläche:	1: keine Schwierigkeiten auf sämtlichen Oberflächen 2: geringe Schwierigkeiten auf unebenem Terrain, Treppen, Neigung, Leiter 3: große Schwierigkeiten auf unebenem Terrain, Treppen, Neigungen, Leiter	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Gangabnorm:	1: keine, leichte 2: augenscheinlich 3: erhebliche	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Achse:	1: gut plantigrader Fuß, Mittelfußachse ausgerichtet 2: ausreichend plantigrader Fuß um einige Grad in der Mittelfußachse abweichend, keine Symptome 3: schlecht, non plantigrader Fuß, erhebliche Abweichung der Mittelfußachse, Symptome	<input type="radio"/> 15 Pkt. <input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

8.3.3. Erster Vorfußstrahl / 1st Forefoot Ray

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte)

Schmerz:	1: kein 2: leicht, gelegentlich 3: mittelmäßig, täglich 4: heftig, fast immer	<input type="radio"/> 40 Pkt. <input type="radio"/> 30 Pkt. <input type="radio"/> 20 Pkt. <input type="radio"/> 10 Pkt.
Funktion: (Einschränkung der Aktivität)	1: keine Einschränkungen, keine Stütze/ Hilfe 2: keine Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Einschr. bei Freizeitakt., keine Hilfen 3: Einschr. bei den tägl. Aktivitäten/ Freizeitakt, Stock 4: starke Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Freizeitaktivitäten, Gehstütze, Krücke, Rollstuhl	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 07 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00Pkt.
Schuhwerk:	1: modische Konfektionsschuhe ohne Einlagen 2: Konfektionsschuhe mit Einlagen 3: orthopädische Schuhe	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00Pkt.
MTP-Beweglichkeit:	1: normal, oder leichte Einschränkungen (75%-100% von normal) 2: mäßige Einschränkungen (30%-74%) 3: massive Einschränkungen (weniger als 30%)	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00Pkt.
IP-Bewegung:	1: keine Einschränkung 2: stark eingeschränkt	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
MTP-IP-Stabilität:	1: stabil 2: eindeutig stabil	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schwiele am Hallux MTP-IP-Gelenk:	1: keine oder symptomlos 2: mit Symptomen	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Achsenstellung:	1: gut, Zehen achsengerecht 2: mittelmäßig, gewisse Achsenabweichungen 3: schlecht Achsenfehlstellungen	<input type="radio"/> 15 Pkt. <input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

8.3.4. Vorfußstrahl 2-5 / Forefoot Rays 2-5

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte)

Schmerz:	1: kein 2: leicht, gelegentlich 3: mittelmäßig, täglich 4: heftig, fast immer	<input type="radio"/> 40 Pkt. <input type="radio"/> 30 Pkt. <input type="radio"/> 20 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Funktion: (Einschränkung der Aktivitäten)	1: keine Einschränkungen, keine Stütze/ Hilfe 2: keine Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Einschr. bei Freizeitakt., keine Hilfen 3: Einschr. bei den tägl. Aktivitäten/ Freizeitakt, Stock 4: starke Einschr. bei den tägl. Aktivitäten, Freizeitaktivitäten, Gehstütze, Krücke, Rollstuhl	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 07 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schuhwerk:	1: modische Konfektionsschuhe ohne Einlagen 2: Konfektionsschuhe mit Einlagen 3: orthopädische Schuhe	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
MTP-Beweglichkeit:	1: normal, oder leichte Einschränkungen (75%-100% von normal) 2: mäßige Einschränkungen (30%-74%) 3: massive Einschränkungen (weniger als 30%)	<input type="radio"/> 10 Pkt. <input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
IP-Bewegung:	1: keine Einschränkung 2: stark eingeschränkt	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
MTP-IP-Stabilität:	1: stabil 2: eindeutig stabil	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Hornschwielen in Bezug auf MTP-IP-2-5:	1: keine oder symptomlos 2: mit Symptomen	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Achsenstellung:	1: gut, Zehen achsengerecht 2: mittelmäßig, gewisse Achsenabweichungen 3: schlecht Achsenfehlstellungen	<input type="radio"/> 15 Pkt. <input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

8.4. Hannover Scoring System (HSS) [102]

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte)

Schmerz:

Dauerschmerz:	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Belastungsschmerz	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 07 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schmerz lat. OSG (Fibula):	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schmerz USG:	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schmerz TN:	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schmerz CC:	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Schmerz Vorfuß:	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

Urteil Patient:

Urteil Patient:	1: sehr gut 2: gut 3: befriedigend 4: ausreichend 5: mangelhaft 6: ungenügend	<input type="radio"/> 20 Pkt. <input type="radio"/> 16 Pkt. <input type="radio"/> 12 Pkt. <input type="radio"/> 08 Pkt. <input type="radio"/> 04 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
------------------------	--	--

Statik:

Hautnarbe:	1: reizlos 2: rot/ livide 3: Keloid 4: feucht 5: Fistelgang	<input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Muskelprobleme:	1: keine 2: Atrophie 3: Krämpfe 4: Schmerzen	<input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Barfuss gehen:	1: ja 2: nein	<input type="radio"/> 05 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Rückfußstatik:	1: normal 2: Verplumpung 3: Verbreiterung	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 01/0 Pkt. <input type="radio"/> 01/0 Pkt.
Vorfußstatik:	1: normal 2: Spitzfuß 3: Krallenzeh	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 01/0 Pkt. <input type="radio"/> 01/0 Pkt.
Fußgewölbe:	1: normal 2: Pes planus/cavus	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

Dynamik:

Gangabnormalität:	1: keine 2: leichte 3: augenscheinliche 4: erhebliche	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
OSG-Bewegung:	1 : $\frac{4}{4}$ 2 : $\frac{3}{4}$ 3 : $\frac{2}{4}$ 4 : $\frac{1}{4}$	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
USG-Bewegung:	1: $\frac{4}{4}$ 2: $\frac{3}{4}$ 3: $\frac{2}{4}$ 4: $\frac{1}{4}$	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Chopart Bewegung:	1: 1 2: $\frac{1}{2}$ 3 : 0	<input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Zehenfunktion:	1: $\frac{4}{4}$ 2: $\frac{3}{4}$ 3: $\frac{2}{4}$ 4: $\frac{1}{4}$	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Propriozeption:	1: sicher 2: unsicher 3: nicht möglich	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt.
Schuhwerk:	1: Konfektionsschuhe 2: Konfektionsschuhe mit Einlage 3: orthopädische Schuhe 4: Stiefel	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

Röntgen:

Arthrose OSG:	1: keine 2 : 1° 3 : 2° 4 : 3°	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Arthrose USG:	1: keine 2: 1° 3: 2° 4: 3°	<input type="radio"/> 03 Pkt. <input type="radio"/> 02 Pkt. <input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Arthrose Talo-Navicular:	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.
Arthrose Calc.-Cub.	1: nein 2: ja	<input type="radio"/> 01 Pkt. <input type="radio"/> 00 Pkt.

8.5. Hannover Questionnaire (Q) [84]

(Validierte deutsche Version, max. 100 Punkte)

[Punkte: 1. Antwort: 5 Punkte, 2. Antwort: 4 Punkte,... 5. Antwort: 1 Punkt]

1. **Wie würden Sie Ihre Schwellung abends im Bereich des Sprunggelenkes und des Fußes beurteilen?**
 - Ich habe abends keine Schwellung
 - minimale Schwellzustände
 - geringe Schwellzustände
 - starke Schwellzustände
 - massive Schwellung

2. **Wie häufig haben Sie abends innerhalb der letzten zwei Wochen Schwellungen im Bereich des Sprunggelenkes und/oder des Fußes gehabt?**
 - nie
 - einmal
 - 2-3 mal
 - 4-5 mal
 - mehr als 5 mal

3. **Haben Sie tagsüber Schwellungen im Bereich des Sprunggelenkes und/ oder des Fußes?**
 - Ich habe keine Schwellungen
 - minimale Schwellzustände
 - geringe Schwellzustände
 - starke Schwellzustände
 - massive Schwellungen

4. **Wie häufig haben Sie tagsüber Schwellungen im Bereich des Sprunggelenkes und/ oder des Fußes?**
 - nie
 - 1-2 mal
 - 3-5 mal
 - mehr als 5 mal
 - ständig geschwollen

5. **Wie schwerwiegend würden Sie Ihre Schmerzen abends beurteilen?**
 - Ich habe abends keine Schmerzen
 - minimale Schmerzen
 - geringe Schmerzen

- starke Schmerzen
 - sehr starke Schmerzen
6. Wie häufig hatten Sie innerhalb der letzten zwei Wochen Schmerzen?
- nie
 - einmal
 - 2-3 mal
 - 4-5 mal
 - mehr als 5 mal
7. Haben Sie tagsüber Schmerzen?
- Ich habe tagsüber keine Schmerzen.
 - minimale Schmerzen
 - geringe Schmerzen
 - starke Schmerzen
 - sehr starke Schmerzen
8. Wie häufig haben Sie tagsüber Schmerzen?
- nie
 - 1-2 mal
 - 3-5 mal
 - mehr als 5 mal
 - ständige Schmerzen
9. Haben Sie ein Steifigkeitsgefühl im Bereich des Sprunggelenkes oder Fußes?
- Ich spüre die Versteifung kaum.
 - Ich spüre die Versteifung, aber nur im versteiften Gelenk.
 - Ich habe auch ein geringes Steifigkeitsgefühl in den anliegenden Gelenken.
 - Ich habe ein deutliches Steifigkeitsgefühl in den anliegenden Gelenken.
 - Ich empfinde meine Fuß als „einzigem Klotz“.
10. Stört Sie das Steifheitsgefühl?
- Es stört mich überhaupt nicht.
 - Es stört mich, aber nur sehr gering.
 - Es stört mich, aber ich kann es ertragen.
 - Es stört mich so, dass ich es als lästig empfinde.
 - Es stört mich, dass ich mich als „Krüppel“ empfinde.

11. Können Sie Treppen steigen?

- ohne Probleme
- geringe Probleme ohne Einschränkung
- nach 20-50 Stufen
- weniger als 20 Stufen
- Ich kann nicht Treppen steigen.

12. Haben Sie Probleme beim Autofahren (Kuppeln, Gas, Bremse)?

- keine Probleme
- geringe Probleme, ohne Einschränkungen
- nach einer Stunde deutliche Probleme
- nach weniger als einer Stunde deutliche Probleme
- Ich kann nicht Auto fahren.

13. Können Sie auf unebenem oder rutschigem Gelände laufen?

- ohne Probleme
- geringe Probleme, ohne wesentliche Einschränkung
- Ich fühle mich unsicher und muss mich auf das Laufen vermehrt konzentrieren.
- Ich kann überhaupt nicht auf unebenem oder rutschigem Gelände laufen.
- Ich kann überhaupt nicht laufen

14. Können Sie schneller laufen (Joggen o.ä.)?

- ohne Probleme
- geringe Probleme ohne wesentliche Einschränkungen
- durch die Versteifung laufe ich nicht flüssig
- Ich habe erheblich Probleme, jedoch kann ich etwas laufen.
- Ich kann überhaupt nicht laufen.

15. Können Sie springen (kleiner Graben/ Pfütze)?

- ohne Probleme
- geringe Probleme ohne wesentliche Einschränkungen
- Ich fühle mich behindert bei Absprung oder Landung. Ich kann aber springen.
- Ich habe erhebliche Probleme und kann nur ansatzweise springen
- Ich kann nicht springen.

16. Können Sie sicher auf einem Bein stehen?

- ohne Probleme
- geringe Probleme ohne Einschränkungen
- Ich kann auf einem Bein stehen, fühle mich jedoch nach einiger Zeit unsicher.
- Ich kann nur kurzfristig auf einem Bein stehen, weil es „wackelig“ wird.
- Ich kann überhaupt nicht auf einem Bein stehen.

17. Wie schnell ermüdet Ihr Bein?

- entsprechend dem gesundem Bein
- Es ermüdet etwas schneller, ich merke es jedoch kaum.
- Es ermüdet deutlich schneller als die gesunde Seite.
- Ich muss vermehrt Pausen machen aufgrund der Müdigkeit in diesem Bein.
- Ich bin erheblich behindert, weil mein Bein so schnell ermüdet.

18. Haben Sie den Eindruck, dass ihr Bein schwächer ist als das gesunde Bein?

- Ich habe die gleiche Kraft wie im gesunden Bein.
- minimaler Unterschied ohne Einschränkung
- Ich merke den Unterschied mit geringen Einschränkungen.
- Ich spüre einen deutlichen Unterschied und fühle mich eingeschränkt.
- Durch die Schwäche des Beins bin ich erheblich behindert.

19. Wie würden Sie ihr Gangbild bezeichnen?

- normal
- leicht behindert, ich merke es kaum
- Ich merke den Unterschied zur Gegenseite, laufe jedoch rund.
- Ich hinke ziemlich stark, so dass ich mich behindert fühle.
- Ich hinke so stark, dass ich mich wie ein „Krüppel“ fühle.

20. Haben Sie Probleme, passende Schuhe zu finden?

- keine Probleme
- geringe Probleme, kann aber jeden Konfektionsschuh tragen
- Ich kann nicht jeden Konfektionsschuh tragen.
- Ich kann nur große und weite Schuhe tragen.
- Ich trage einen orthopädischen Schuh.

8.6. Hannover Polytrauma Schlüssel [71]

<u>PTSS (Schädel):</u>		<u>PTSB (Becken u. Wirbelsäule):</u>		<u>PTSE (Extremitäten):</u>	
SHT 1° (GCS = 13-15)	4	einfacher Beckenfraktur	3	Zentraler Hüftverrenkungsbruch	12
SHT 2° (GCS = 8-12)	8	komb. Beckenfraktur	9	Oberschenkelfraktur einfach	8
SHT 3° (GCS = 3-7)	12	Becken- und Urogenitalverletzungen	12	Oberschenkelstück-, OS-Trümmerfraktur	12
Mittelgesichtsfraktur	2	Wirbelbruch	3	Unterschenkelfraktur	4
Mittelgesichtsfraktur, schwer	4	Wirbelbruch mit Querschnitt	3	Knieband, Patella, Unterarm, Ellenbogen, Sprunggelenk	2
		Beckenquetschung	15	Oberarm, Schulter	4
<u>PTST (Thorax):</u>		<u>PTSA (Abdomen):</u>		Gefäßverletzung oberhalb Ellbogen- bzw. Kniegelenk	8
Sternum-, Rippenfraktur (1-3)	2			Gefäßverletzung unterhalb Ellbogen- bzw. Kniegelenk	4
Rippenserienfraktur	5	Milzruptur	9	Oberschenkel-, Oberarmamputation	12
Rippenserienfraktur bds.	10	Milz- & Leberruptur	13 (18)	Unterschenkel-, Unterarmamputation	8
Hämato-, Pneumothorax	2	Leberruptur (ausgedehnt)	13 (18)	je offene (II. und III. Grades) Fraktur	4
Lungenkontusion	7	Darm, Mesenterium, Niere, Pankreas	9	Große Weichteilquetschung	2
Lungenkontusion bds.	9				
instabiler Thorax zusätzlich	3	<u>Alter:</u>		<u>PTS-Schweregradklassifizierung</u>	
Aortenruptur	7	0-39	0	Gruppe I: -19 Punkte	
		40-49	1	Gruppe II: 20-34 Punkte	
		50-54	2	Gruppe III: 35-48 Punkte	
		55-59	3	Gruppe IV: 49- Punkte	
		60-64	5		
		65-69	8		
		70-74	13		
		>=75	21		

8.7. Klassifikation Weichteilschaden nach Tscherne [103]

Klassifikation	Haut offen + geschl. -	Weichteil- schaden	Frakturschwere leicht + mäßig ++ schwer +++	Kontamination
Fr. C 0	-	-	+	-
Fr. C I	-	+	+ bis ++	-
Fr. C II	-	++	+ bis +++	-
Fr. C III	-	+++	+ bis +++	-
Fr. O I	+	+	+ bis ++	+
Fr. O II	+	++	+ bis +++	++
Fr. O III	+	+++	+ bis +++	+++
Fr. O IV	+	+++	+ bis +++	+ bis +++

Bemerkungen:

Weichteilschaden:

- nicht vorhanden oder nicht sichtbar
- + oberflächliche Abrasion oder Quetschung
- ++ tiefe Abrasion, lokal begrenzte Haut- oder Muskelkontusion
- +++ ausgedehnte Kontusion

Frakturschwere:

- + vergleichbar AO Typ A (Schema s. Anhang 8.6.)
- ++ vergleichbar AO Typ B
- +++ vergleichbar AO Typ C

Kontamination:

- + minimale Kontamination
- ++ mäßige Kontamination
- +++ starke Kontamination

8.8. Schema AO-Klassifikation der Frakturen der langen Röhrenknochen [65]

1. Schritt: Verschlüsselung von Knochen und Segment:

1. Zahl/Buchstabe: 1 = Humerus, 2 = Radius/Ulna, 3 = Femur, 4 = Tibia/Fibula
2. Zahl/Buchstabe: 1 = proximale Epi-/Metaphyse, 2 = Diaphyse, 3 = distale Epi-/Metaphyse

2. Schritt: Klassifikation des Frakturtyps

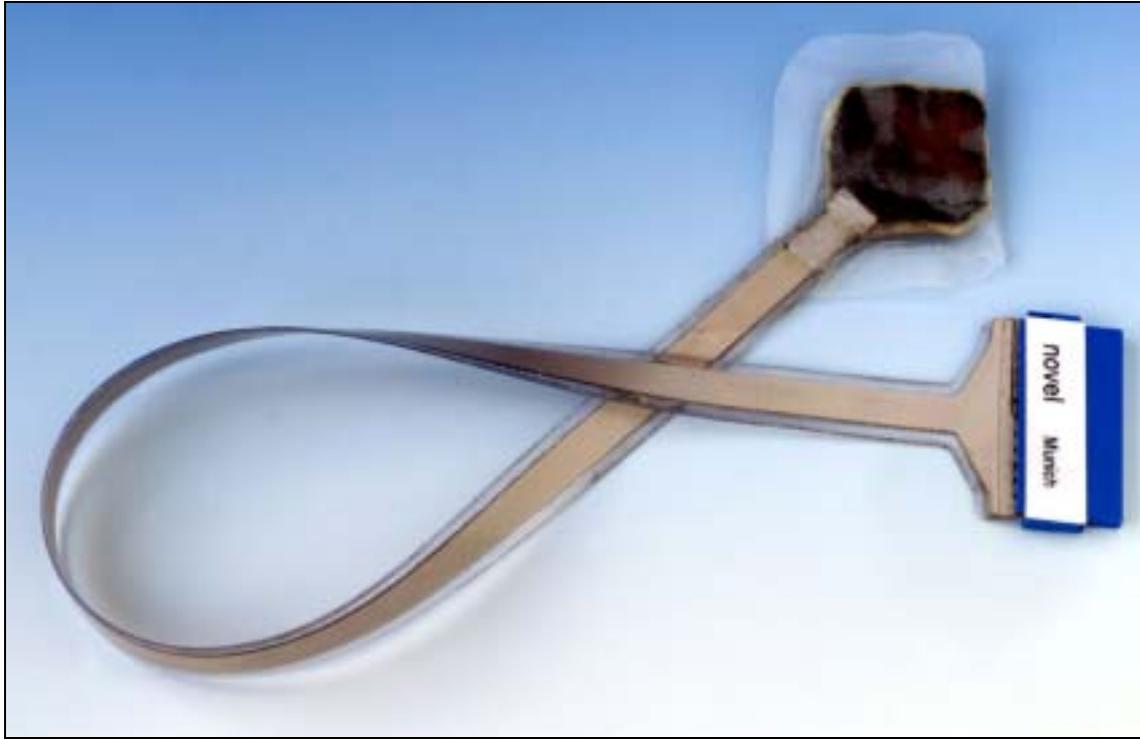
3. Zahl/Buchstabe: Schaft: A = einfach, B = Biegungskeil, C = komplex
Gelenk: A = extraartikulär, B = partielle Gelenkfraktur,
C = komplette Gelenkfraktur
4. Zahl /Buchstabe: Frakturtyp Untergruppe: 1, 2 oder 3

3. Schritt: Kategorisierung von Schwierigkeit und Prognose

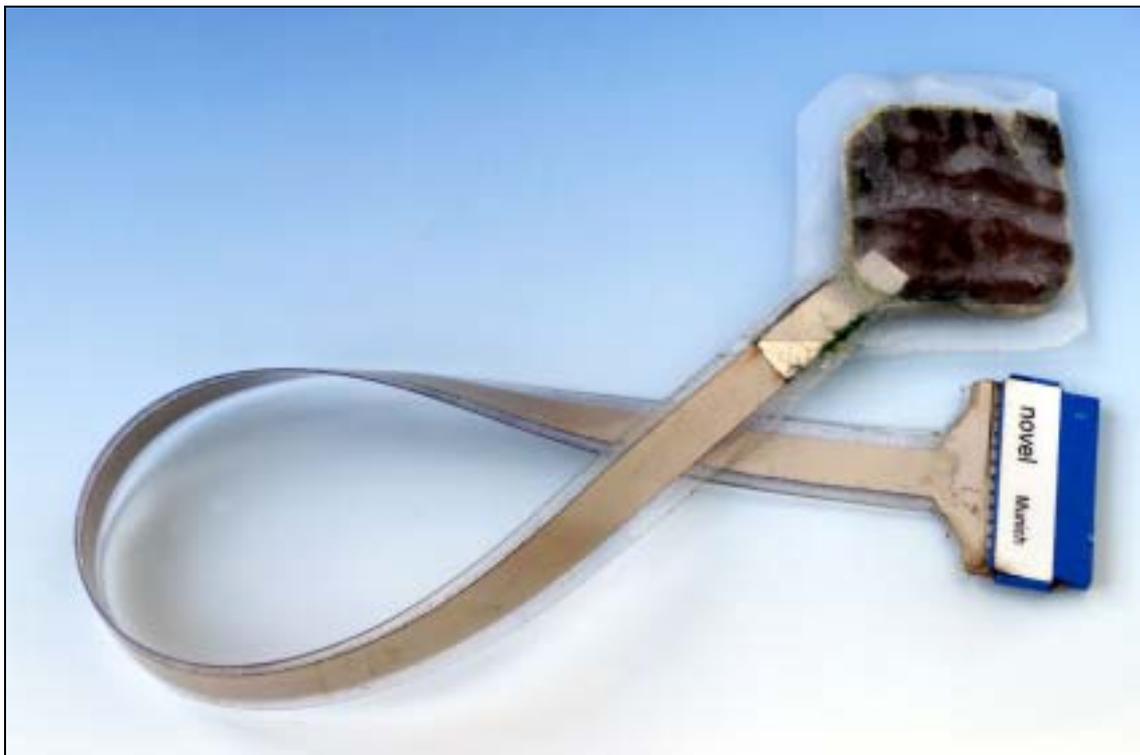
5. Zahl/Buchstabe: 1 = einfache Fraktur/gute Prognose
2 = schwieriger/mäßige Prognose
3 = am schwierigsten/schlechte Prognose

8.9. Technische Ausstattung experimentelle Analyse

8.9.1. Drucksensor, 2 x 2 cm



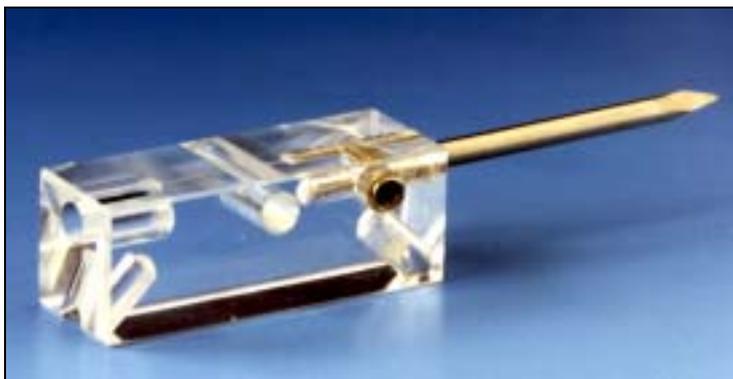
8.9.2. Drucksensor, 3 x 3 cm



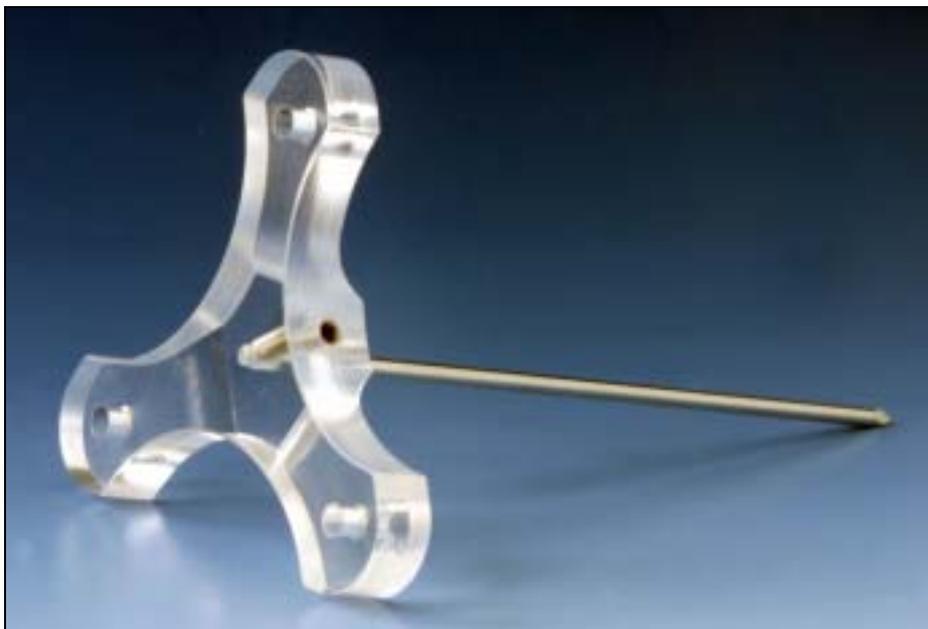
8.9.3. Ultraschallmikrofon



8.9.4. Plexiglasadapter, einfach



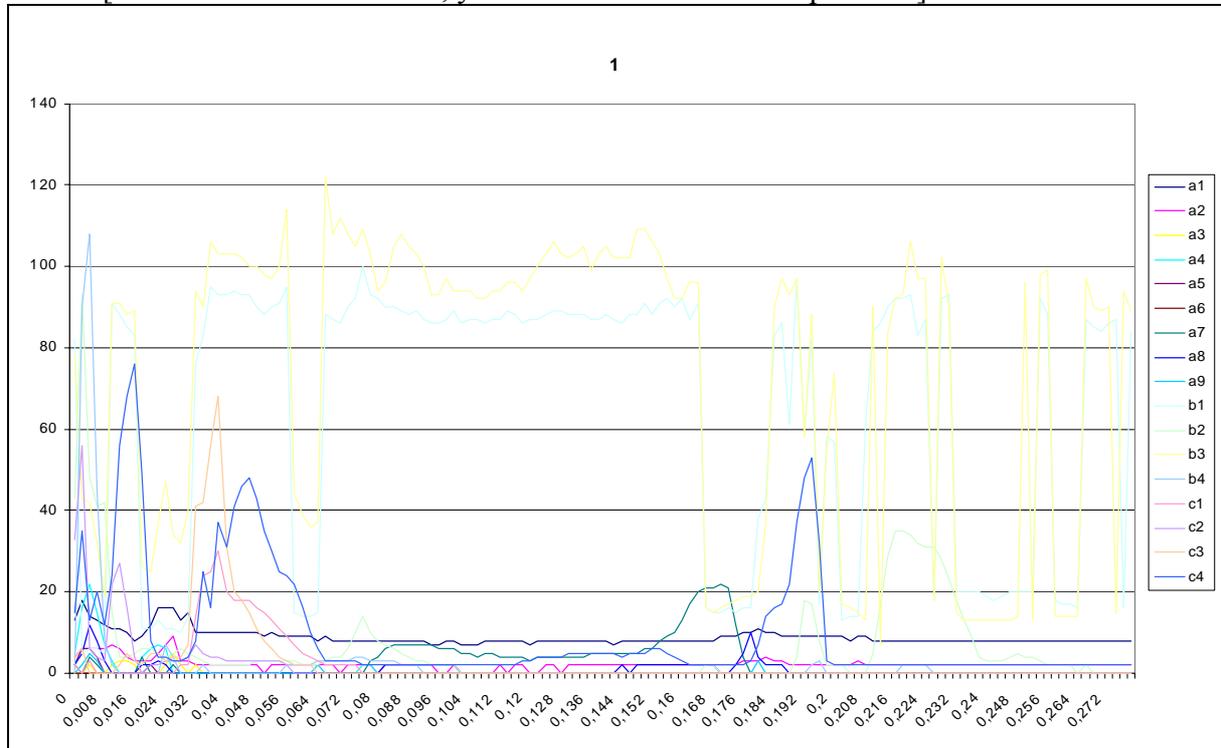
8.9.5. Plexiglasadapter, dreifach



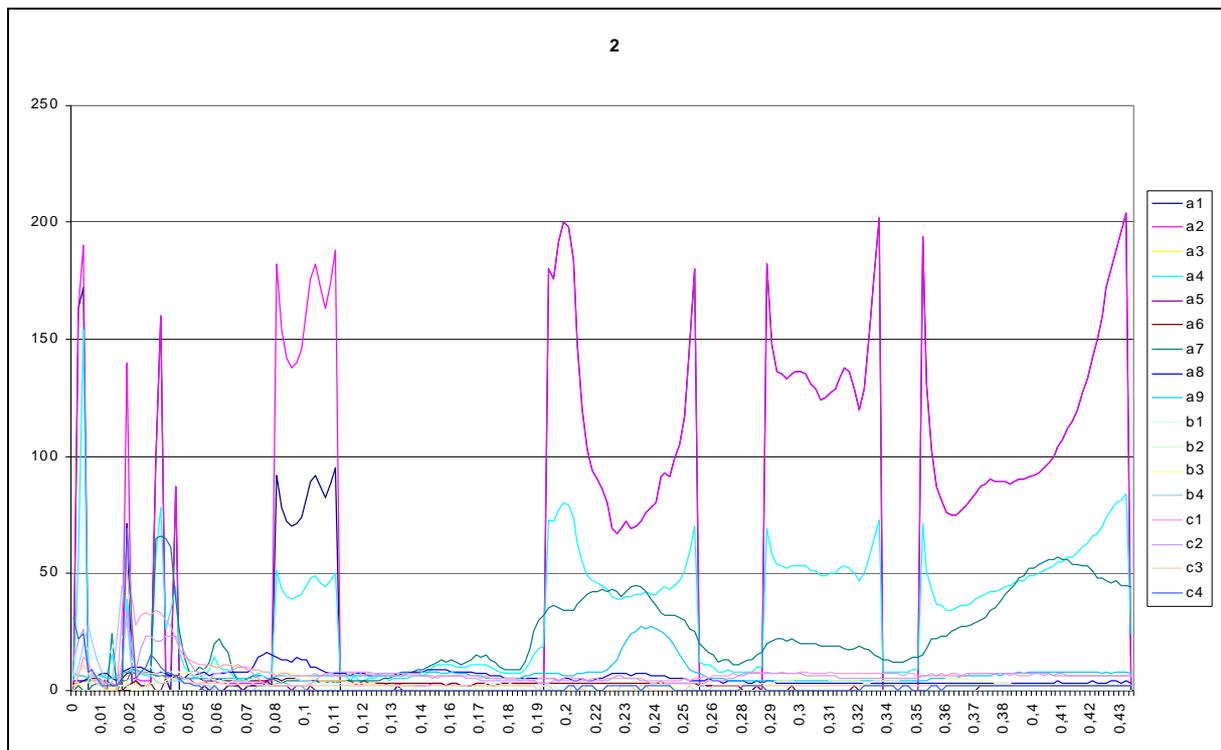
8.10. Zeitlicher Druck- und Kraftverlauf in Gelenken

8.10.1. Druckverlauf der 17 Sensorfelder, Versuch 1 bis 16

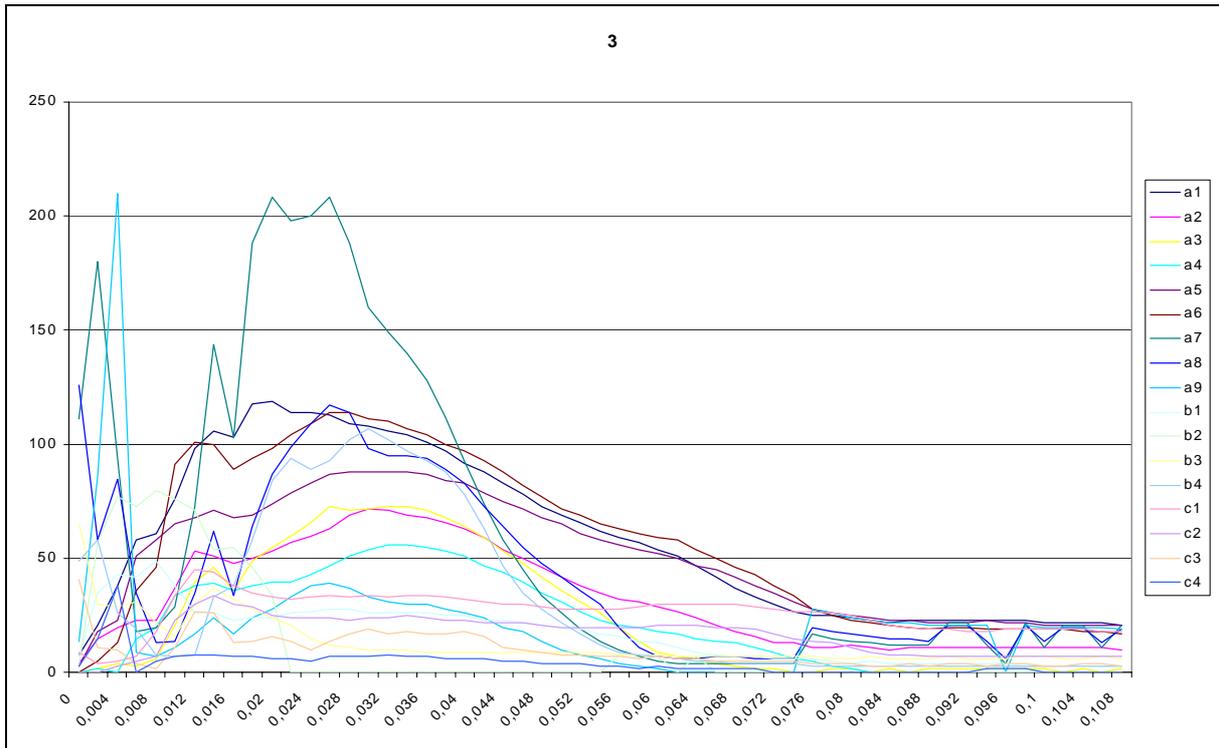
[x-Achse: Druck in N/cm², y-Achse: Zeit nach dem Impact in s]



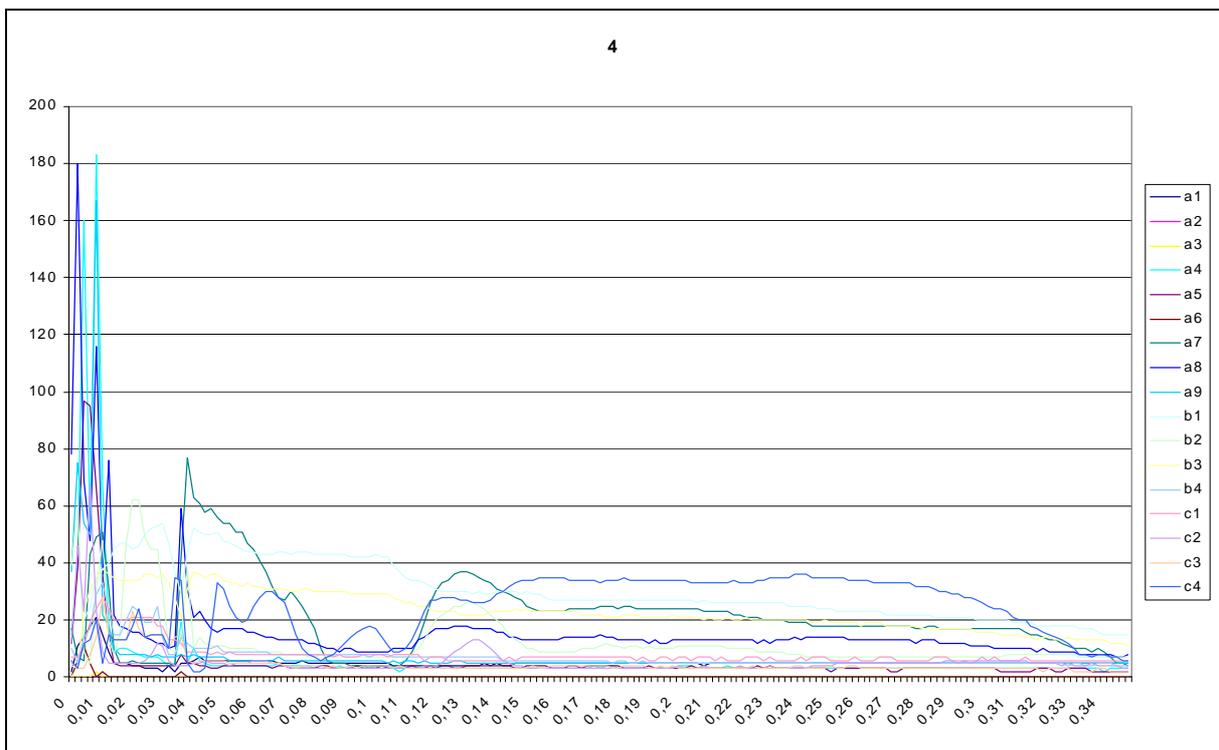
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 1.



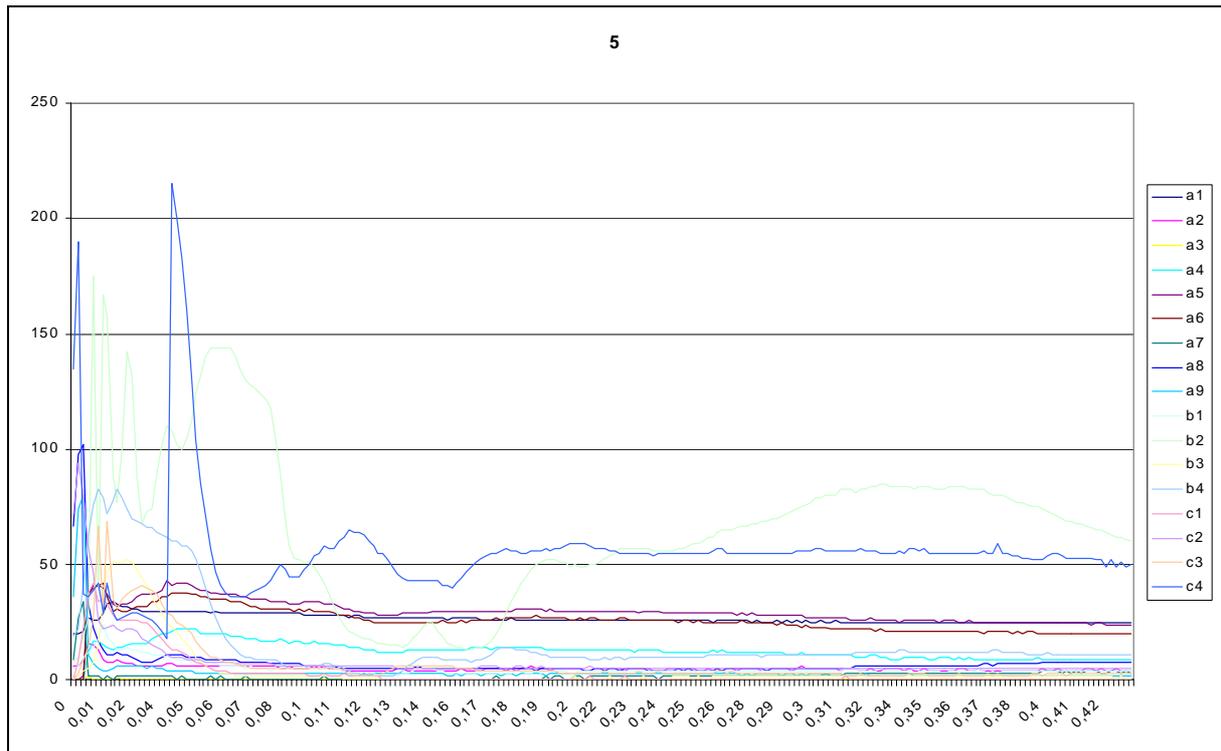
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 2.



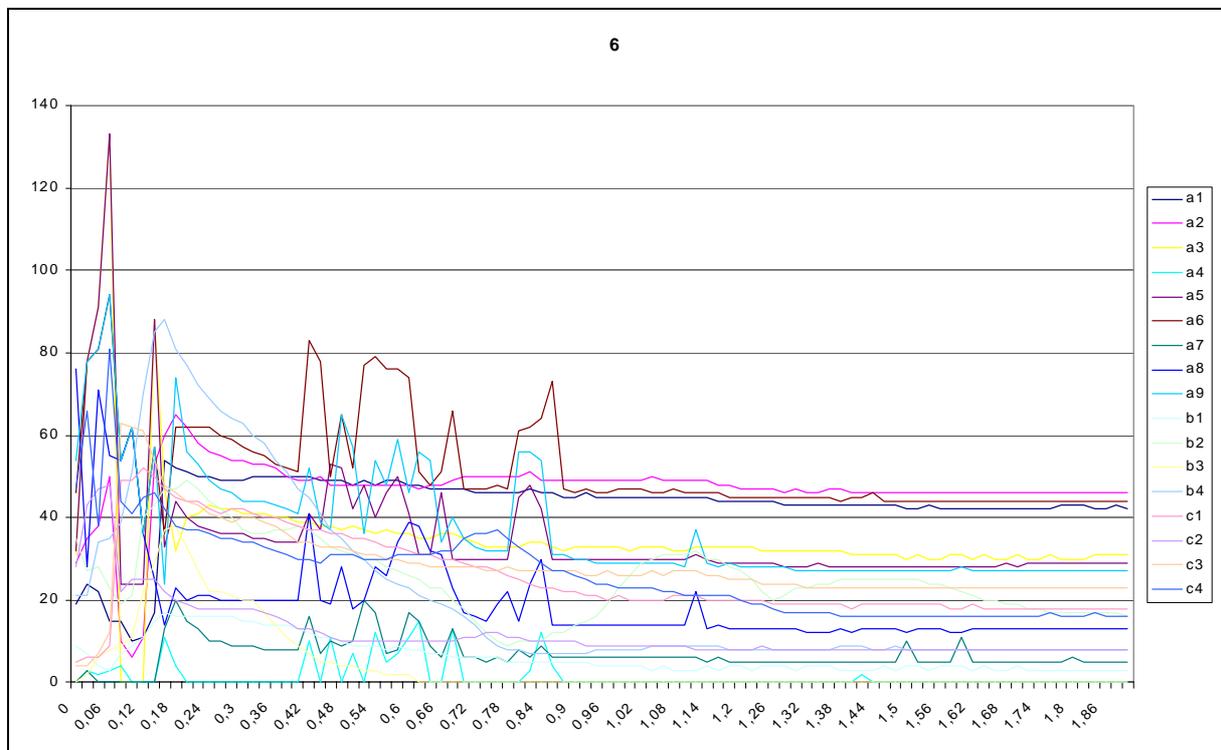
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 3.



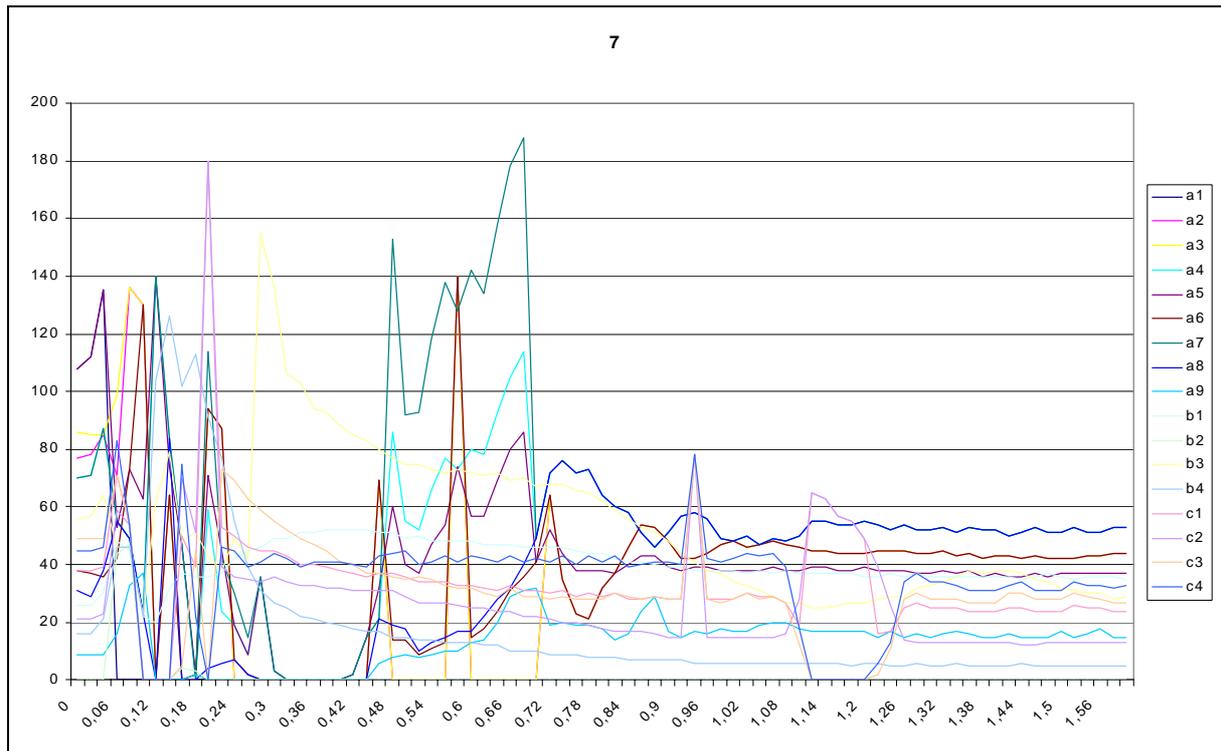
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 4.



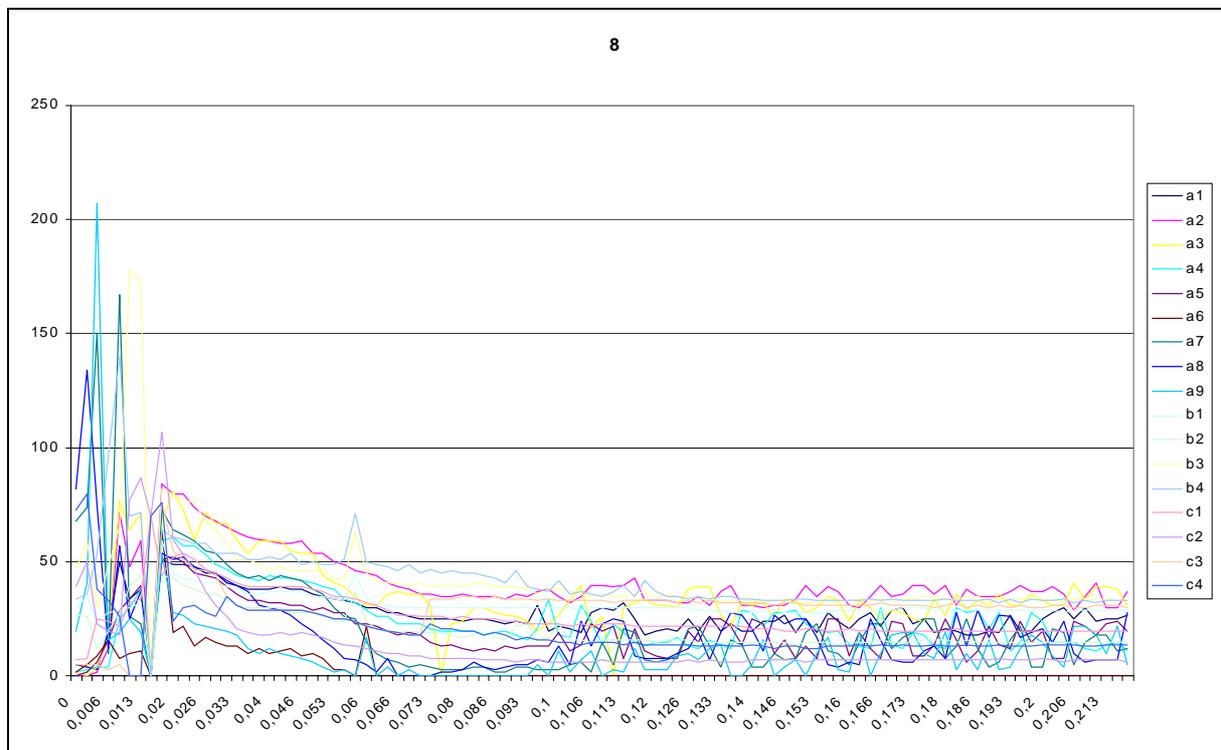
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 5.



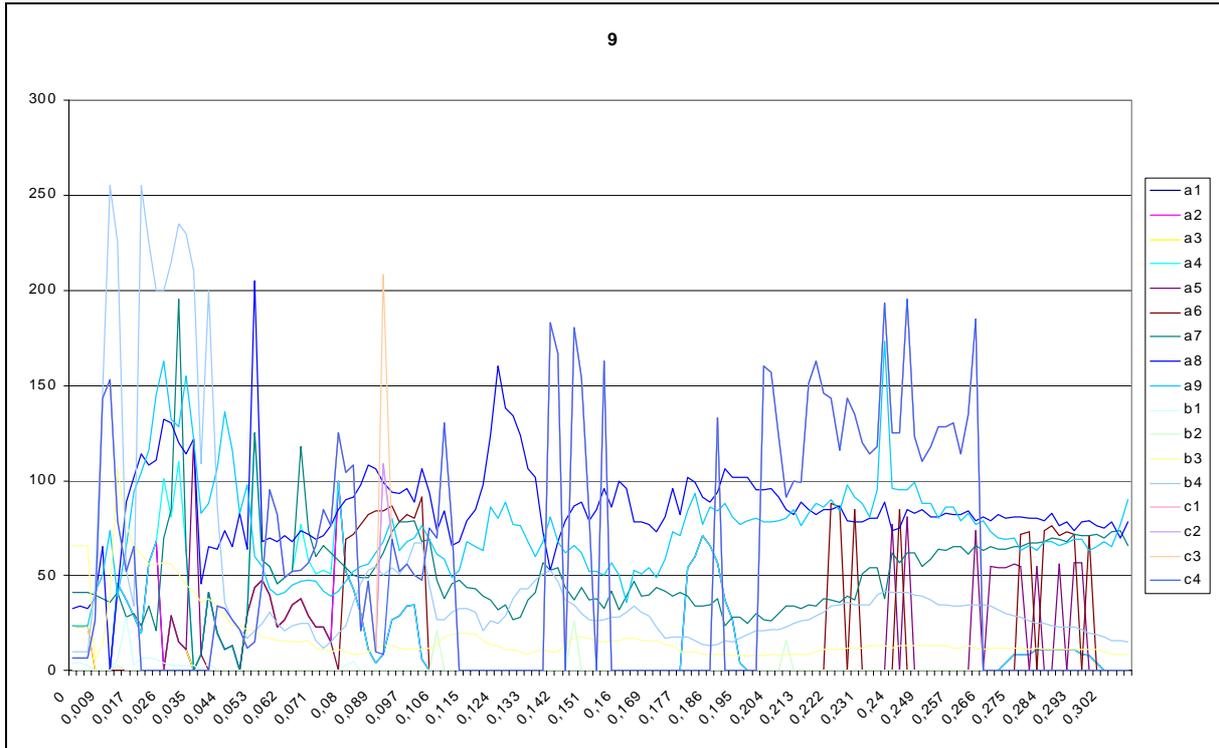
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 6.



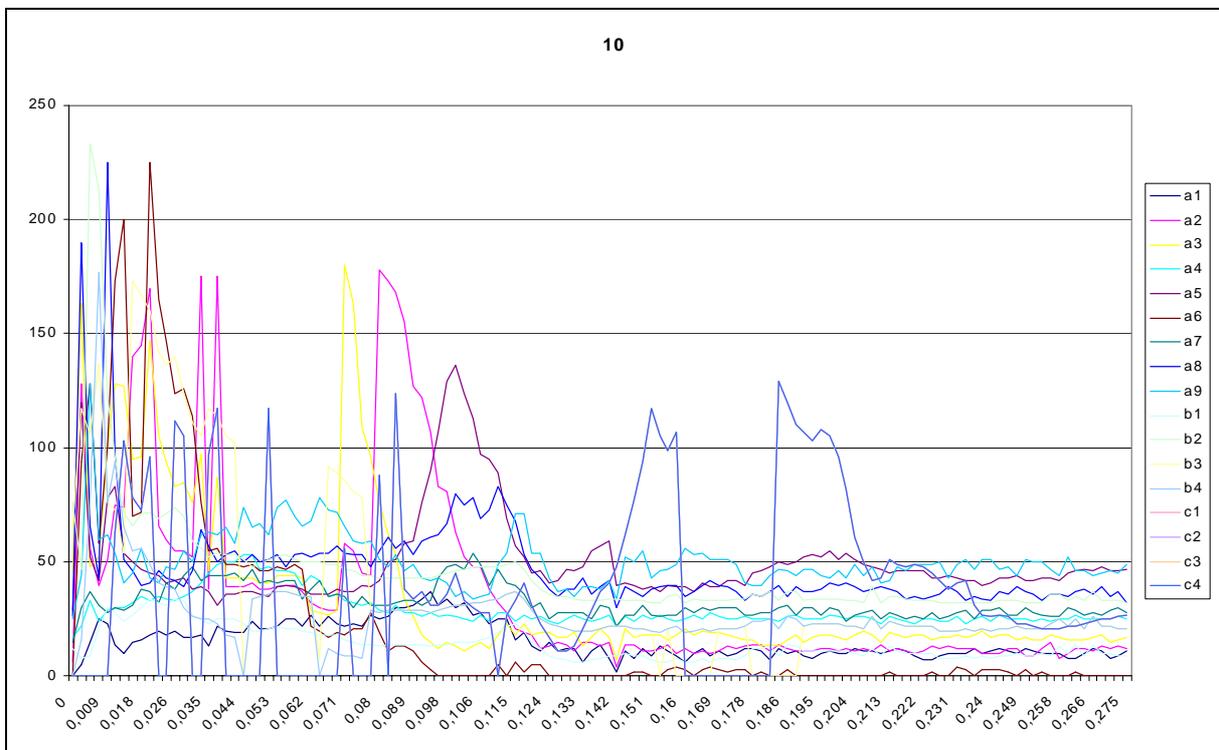
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 7.



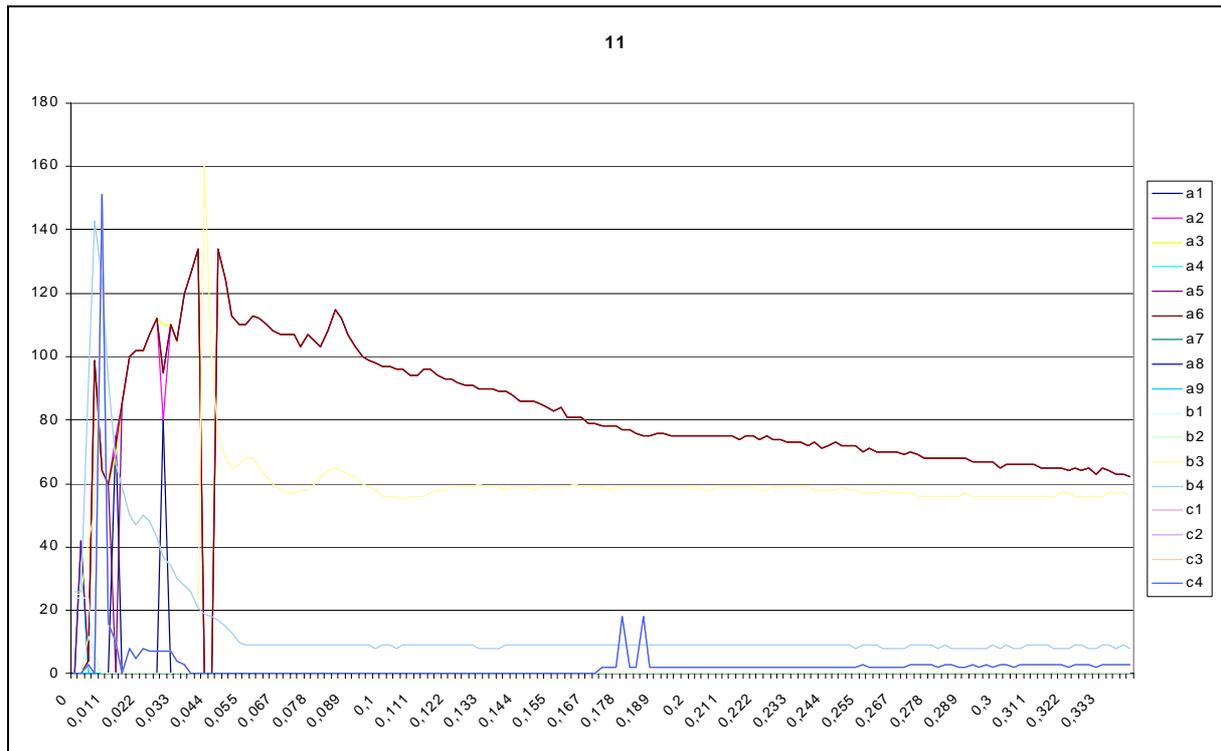
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 8.



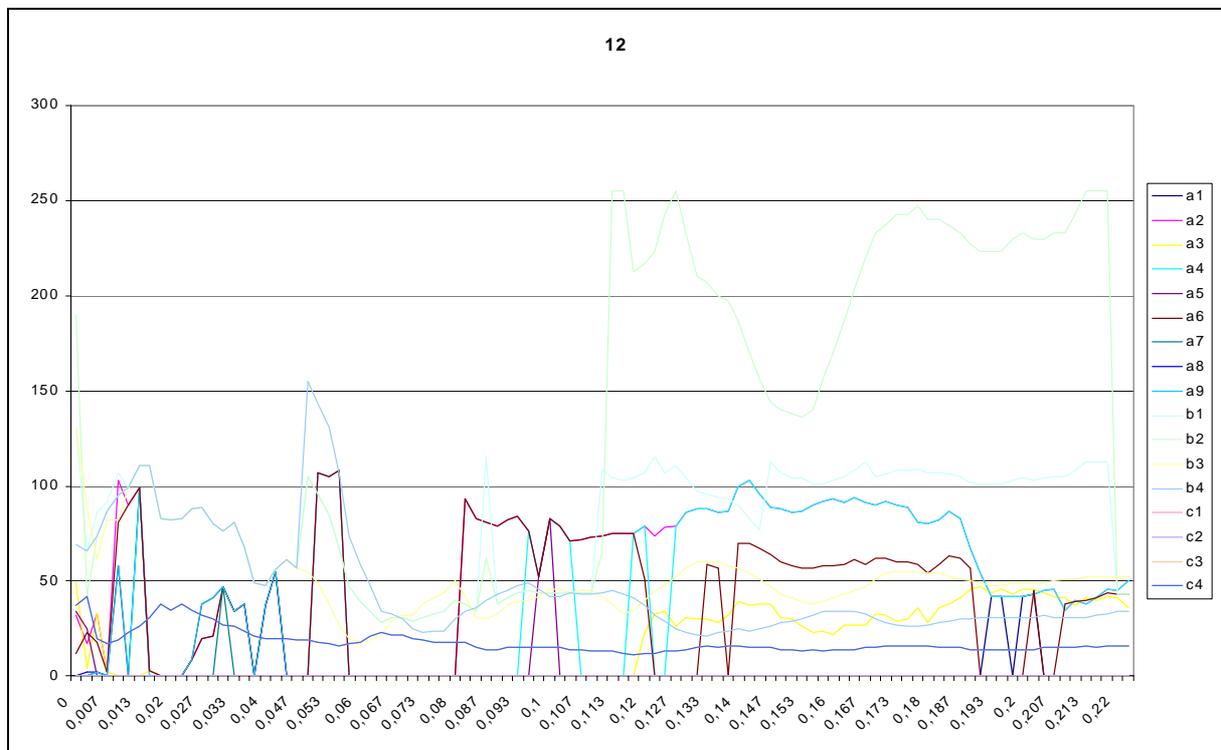
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 9.



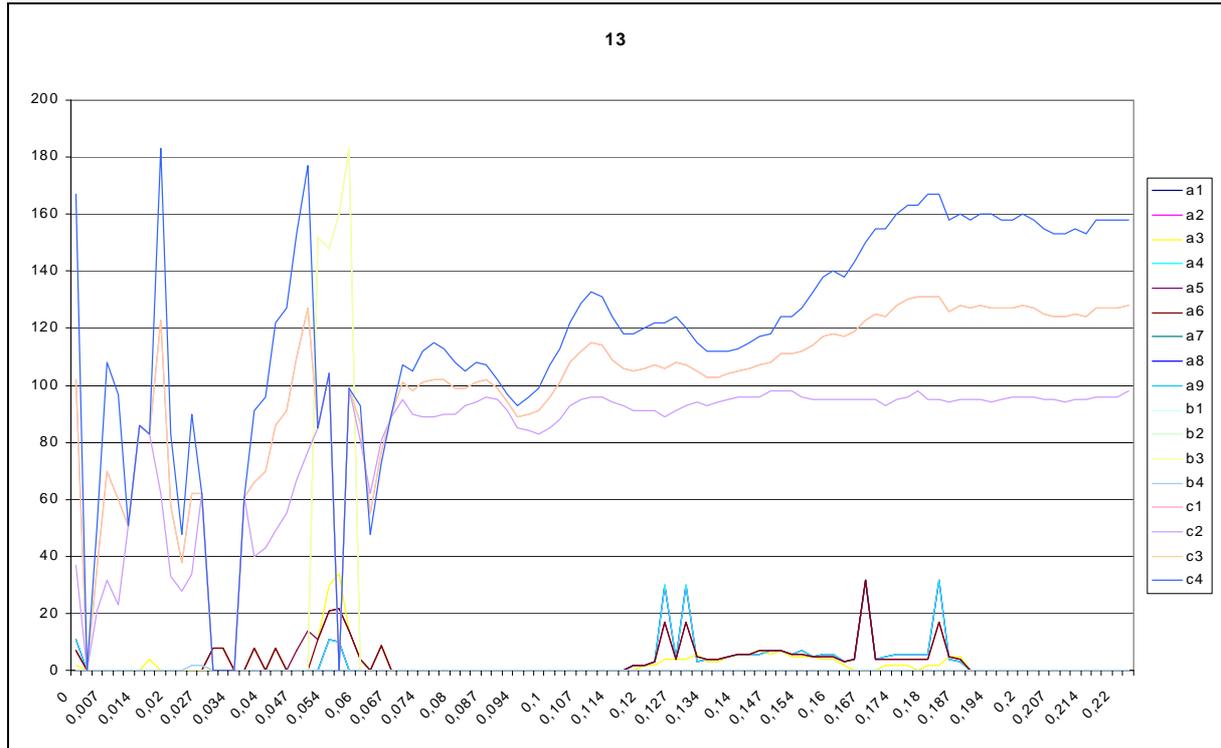
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 10.



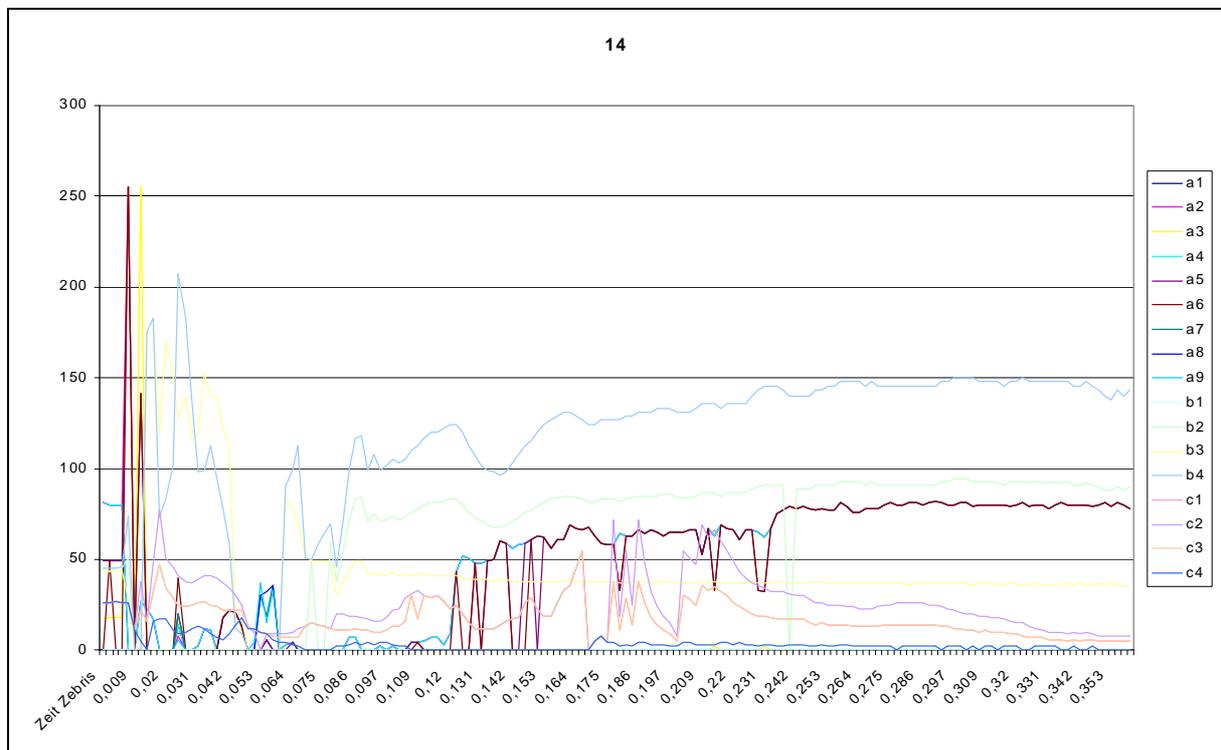
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 11.



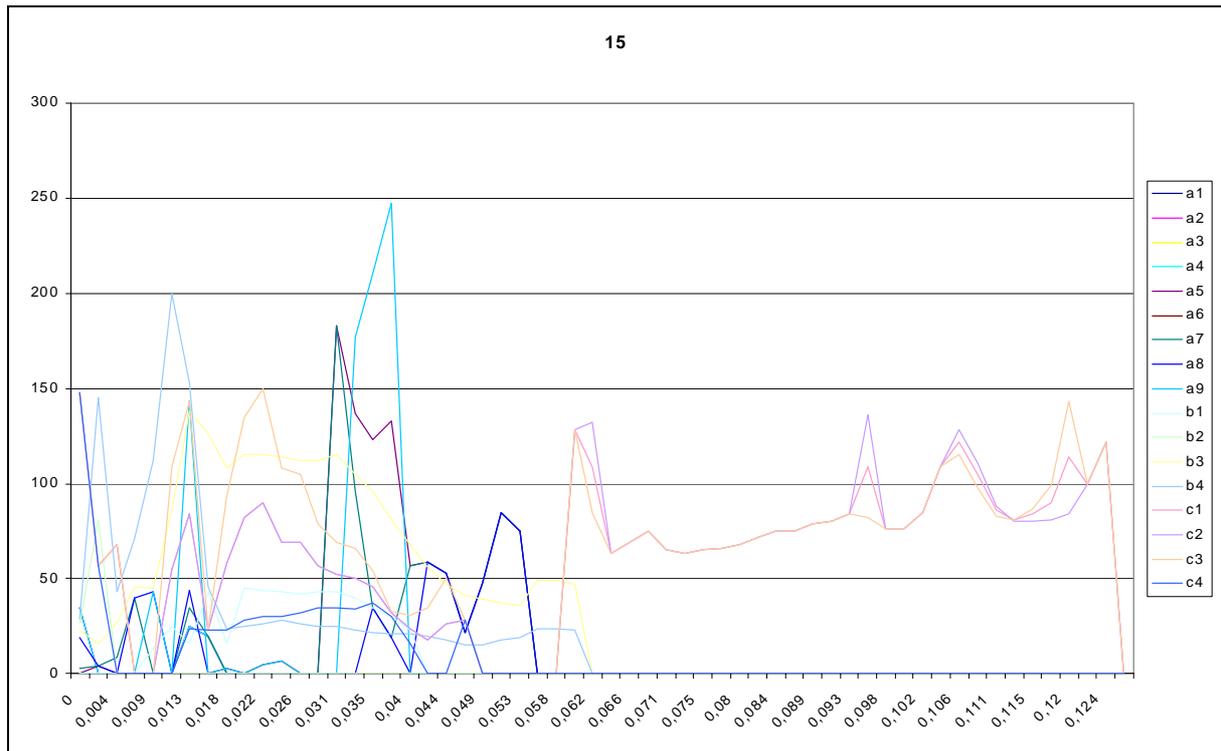
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 12.



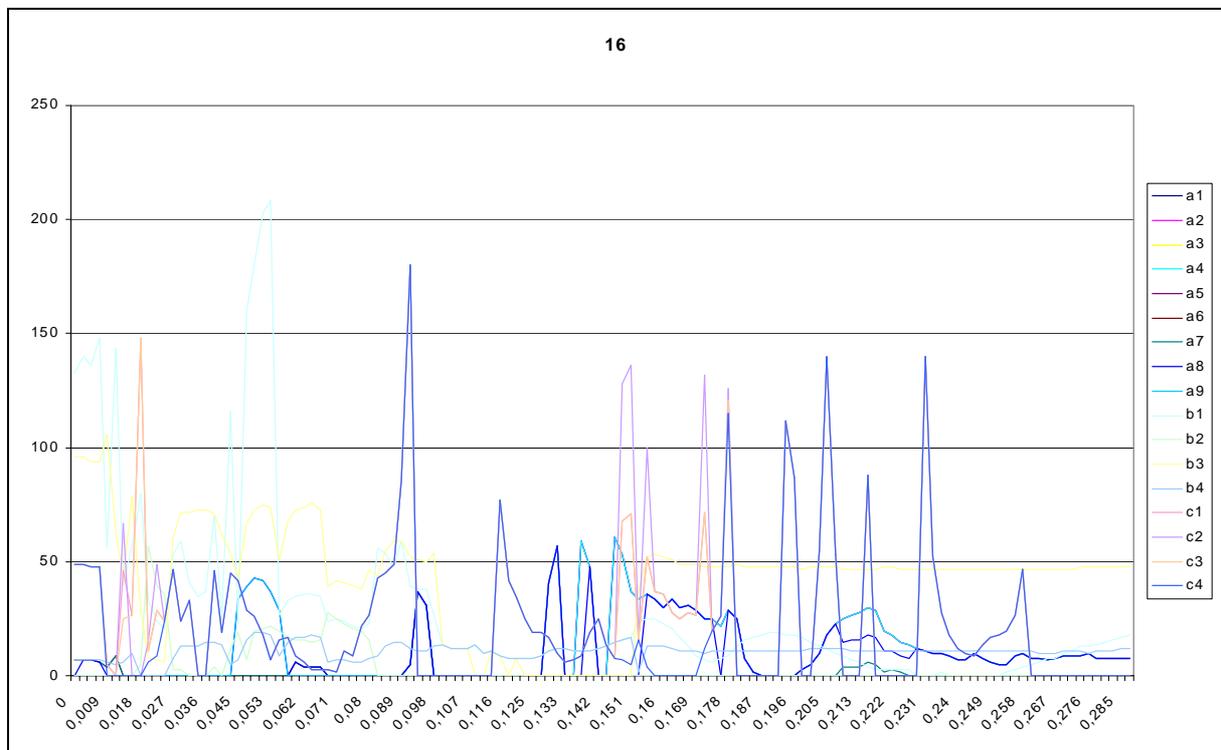
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 13.



Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 14.



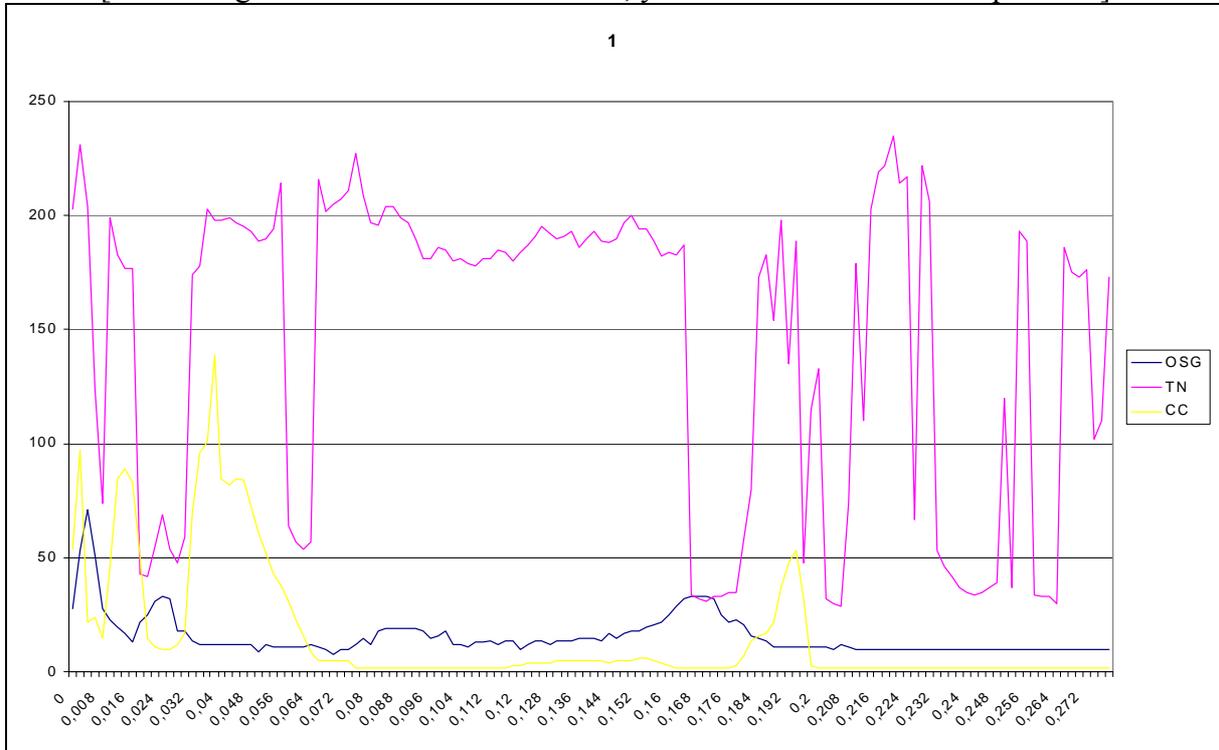
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 15.



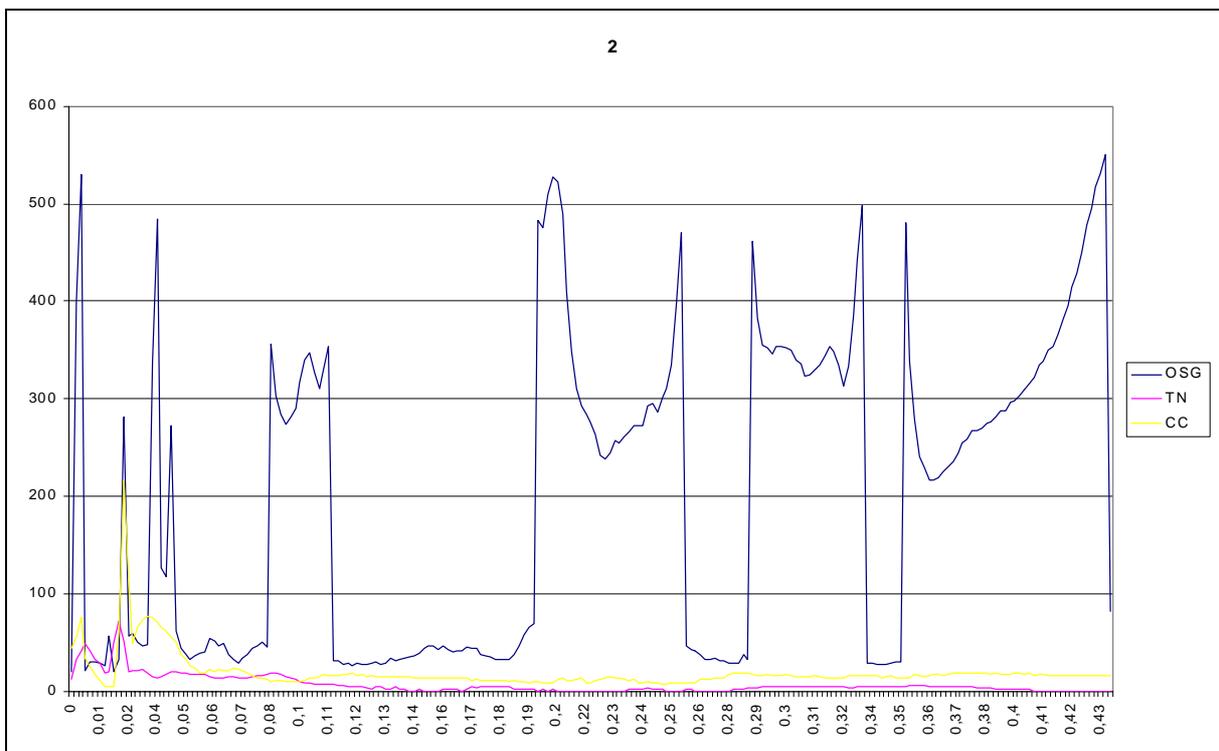
Druckverlauf aller 17 Druckmessfelder (OSG: a1-9, TN: b1-4, CC: c1-4) von Versuch 16.

8.10.2. Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk, Versuch 1 bis 16

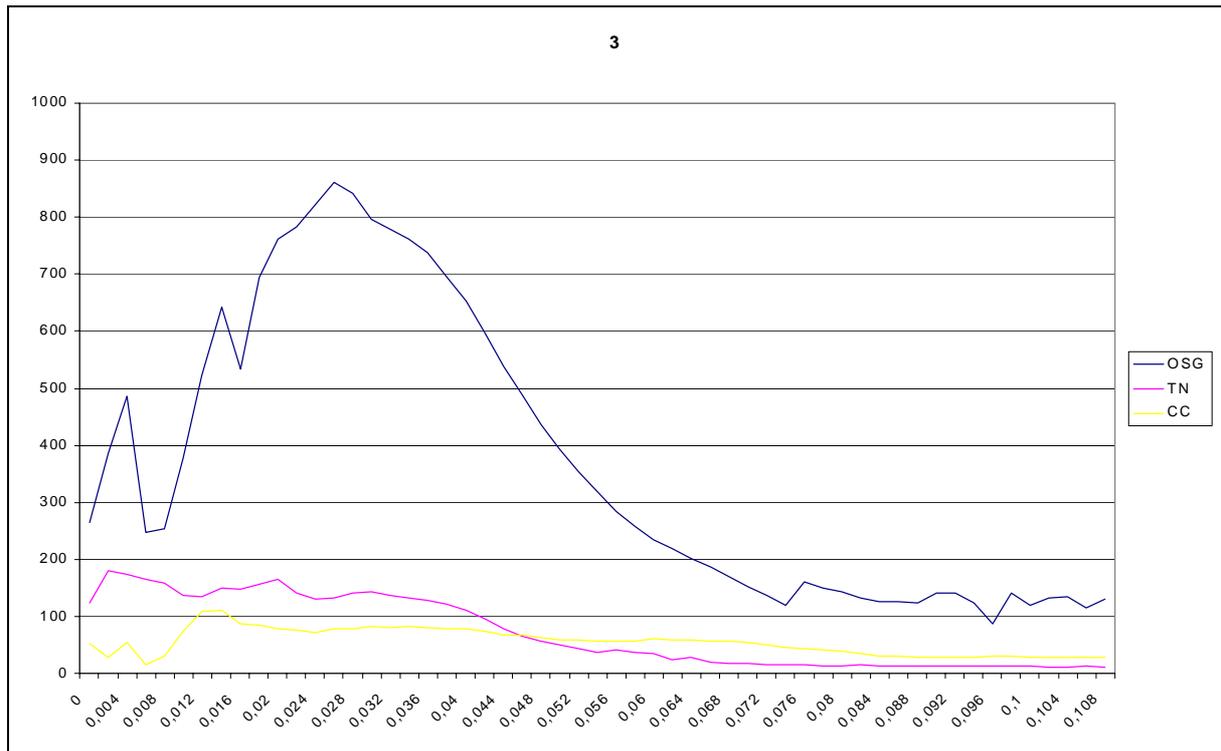
[x-Achse: gesamte Kraft im Gelenk in N, y-Achse: Zeit nach dem Impact in s]



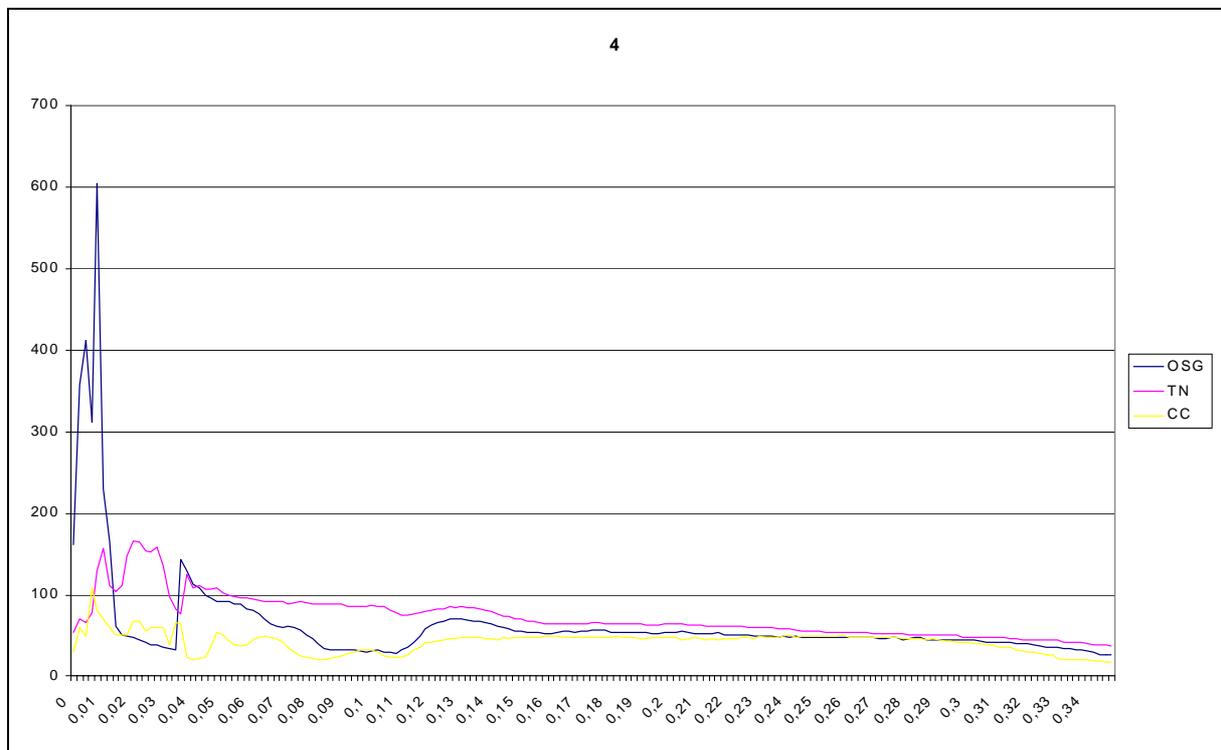
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 1.



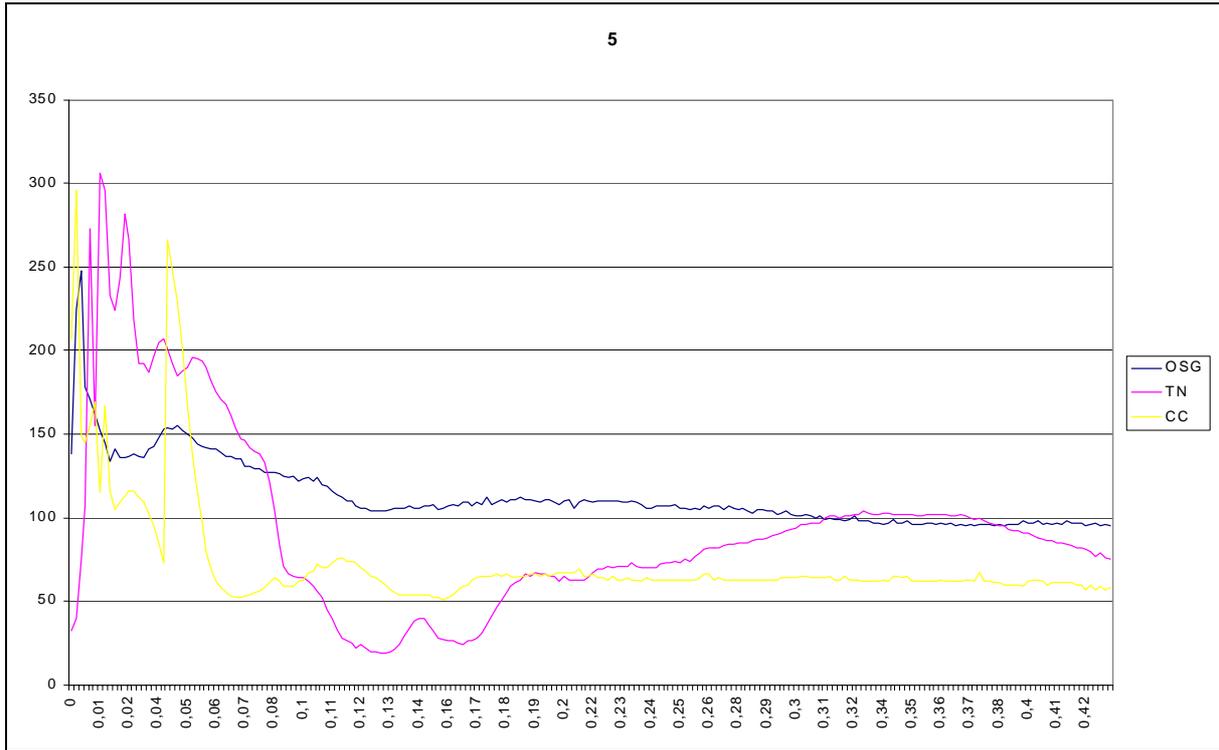
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 2.



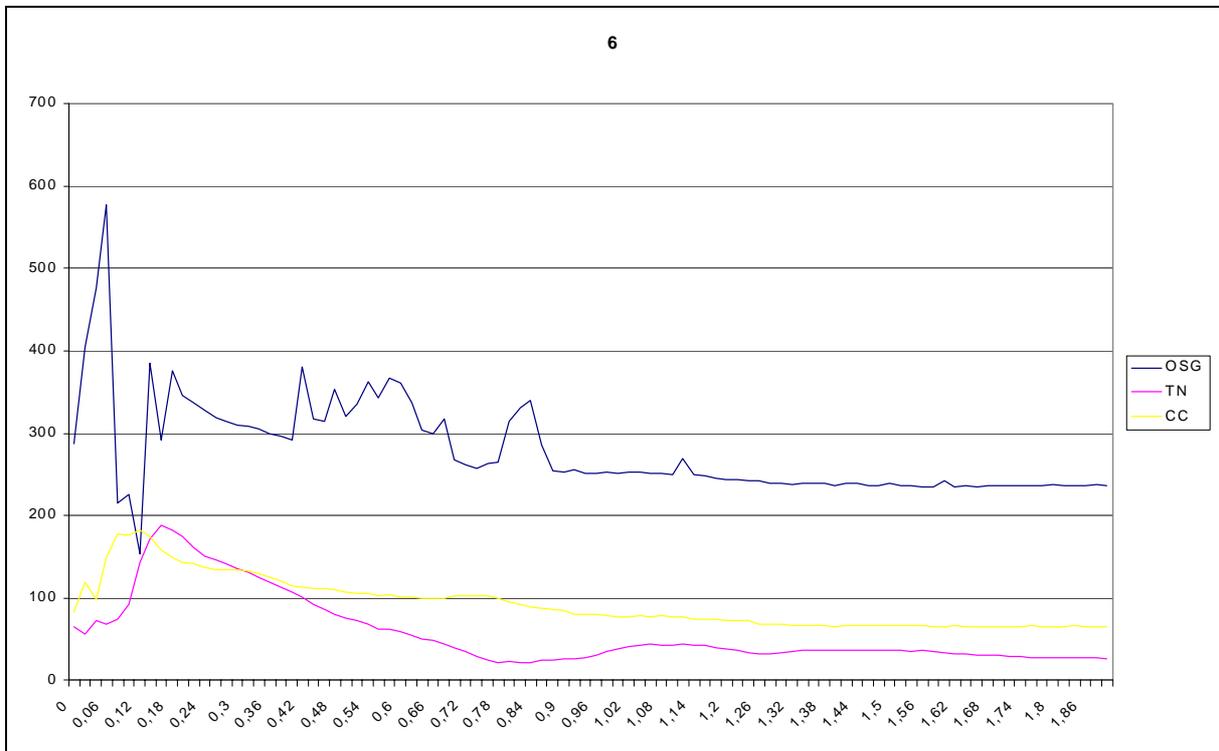
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 3.



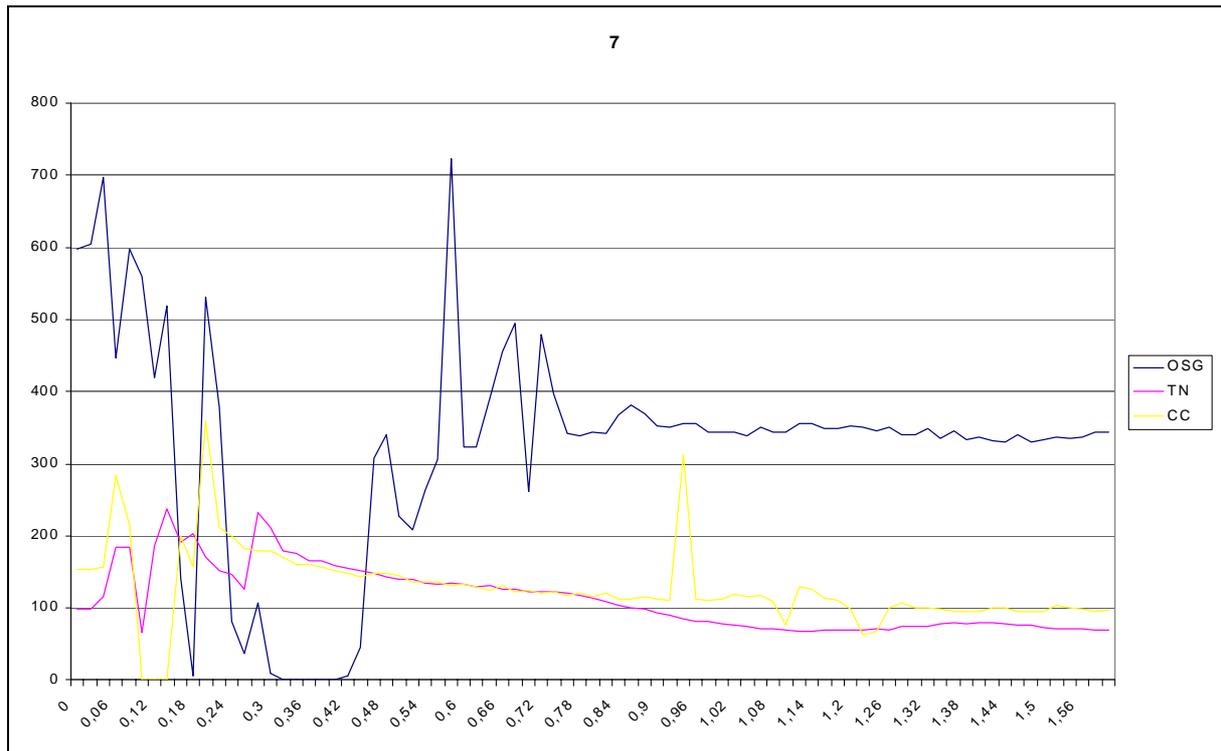
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 4.



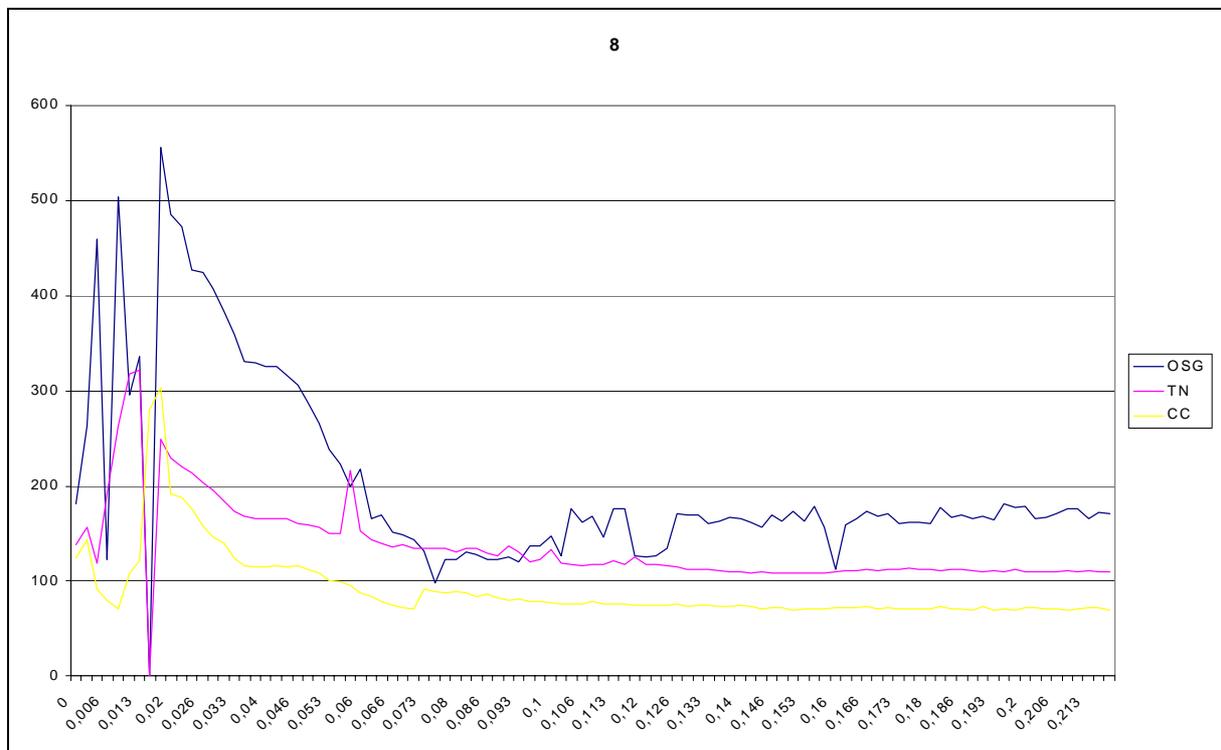
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 5.



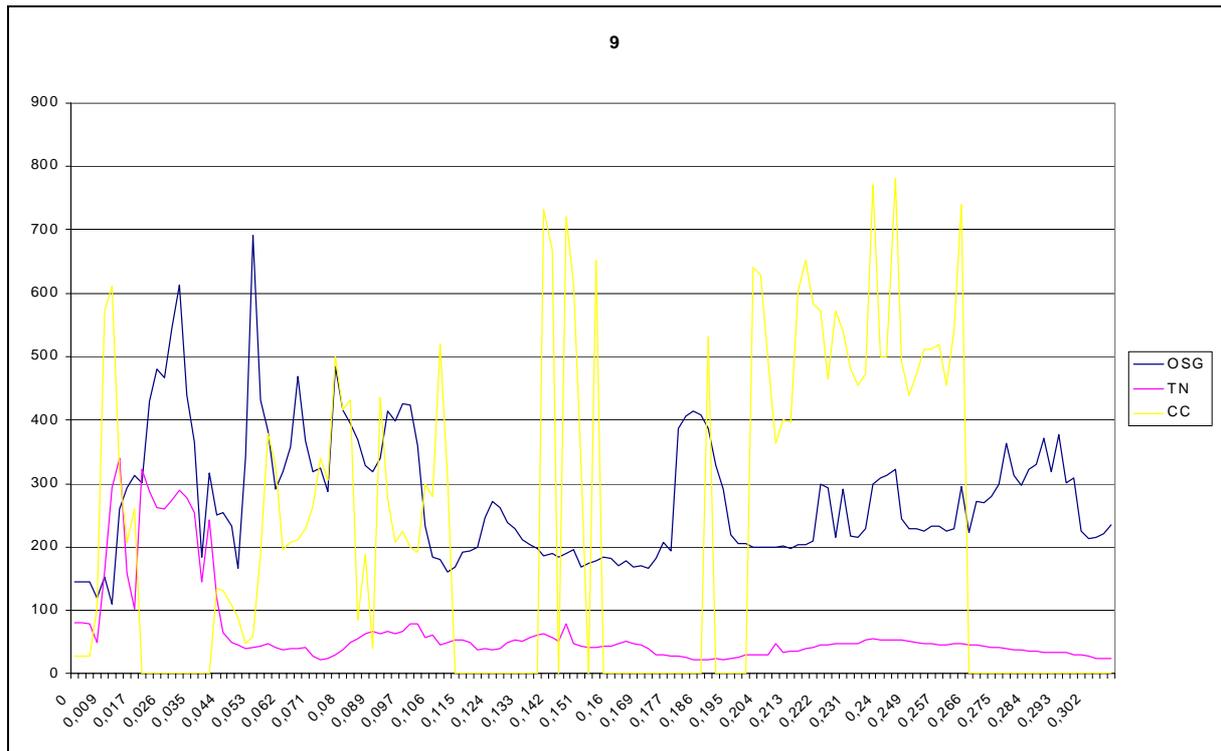
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 6.



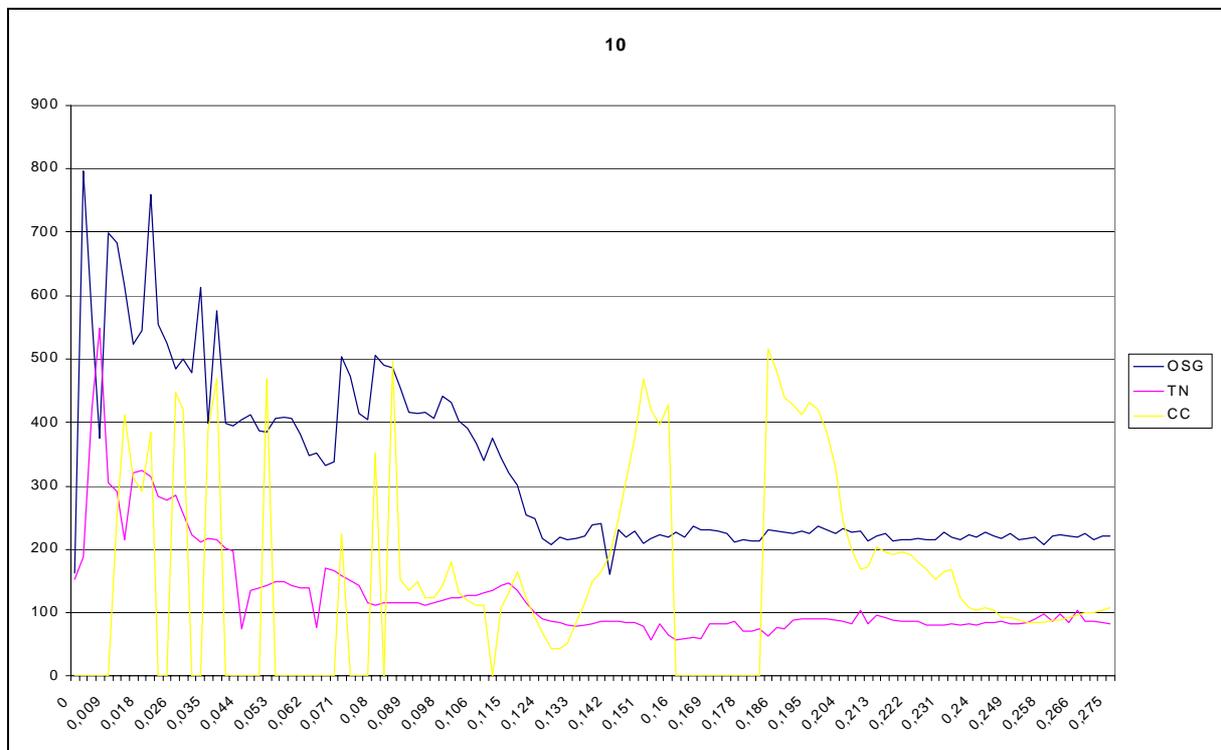
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 7.



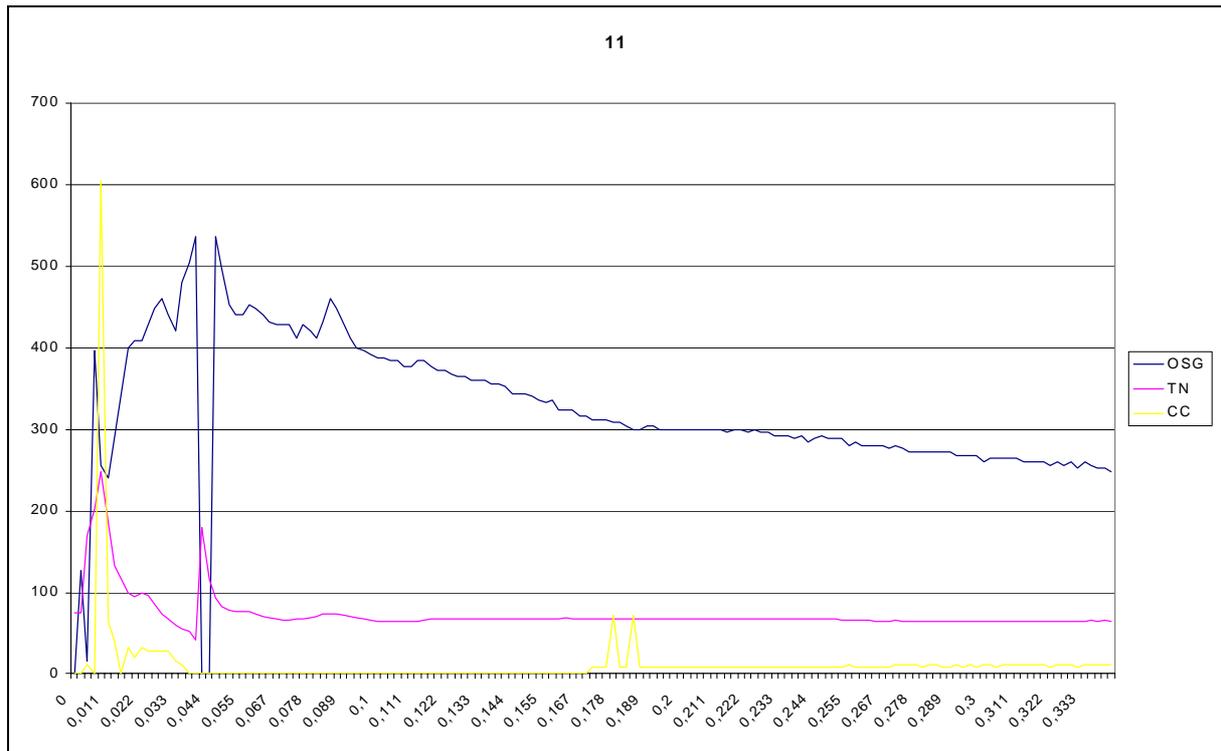
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 8.



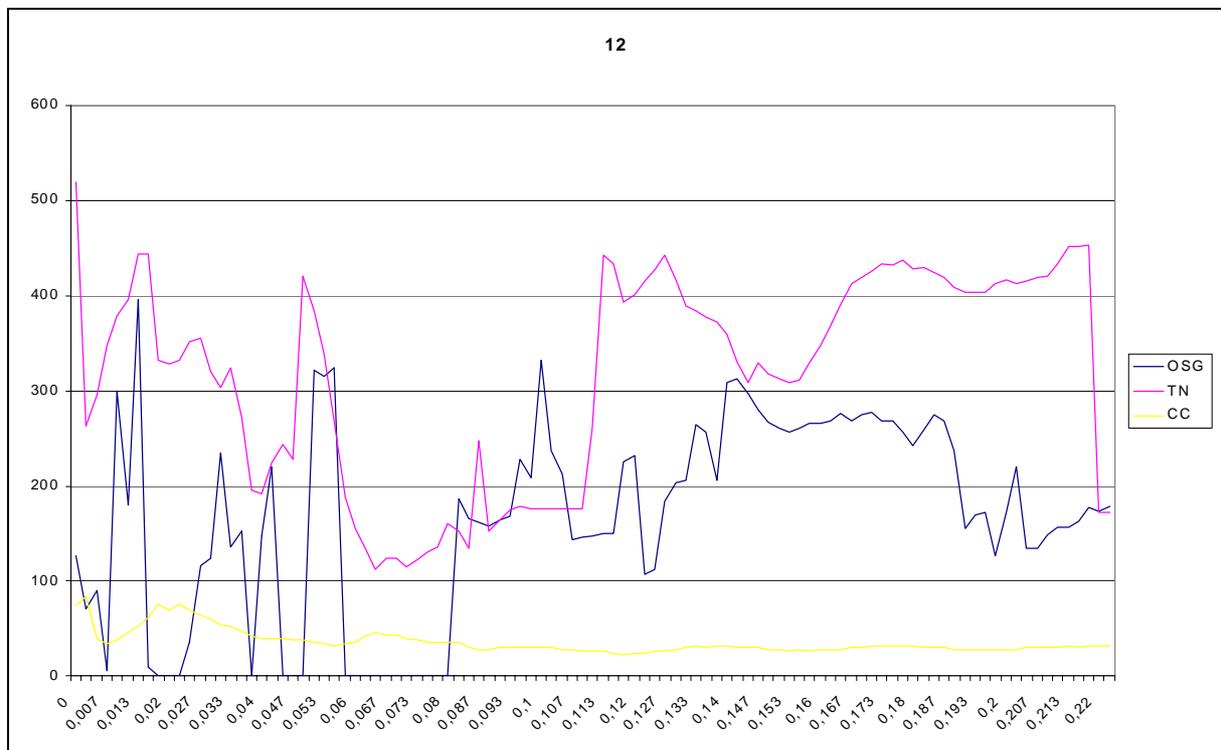
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 9.



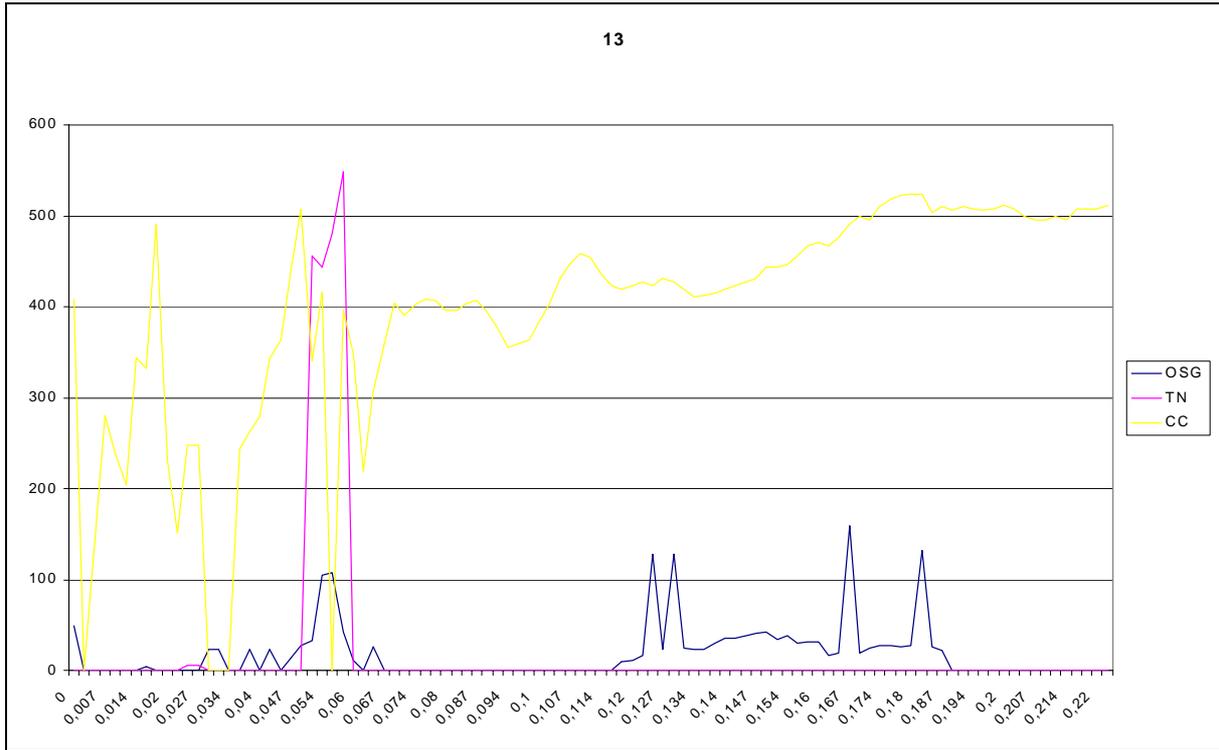
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 10.



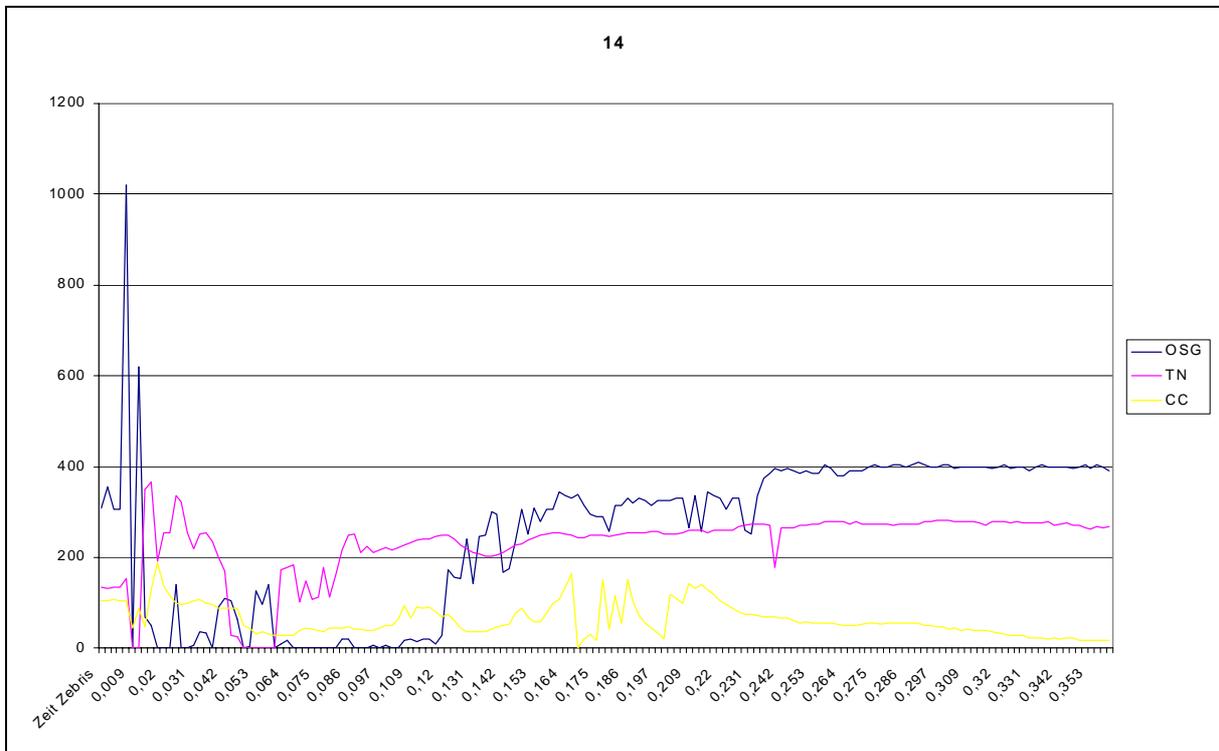
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 11.



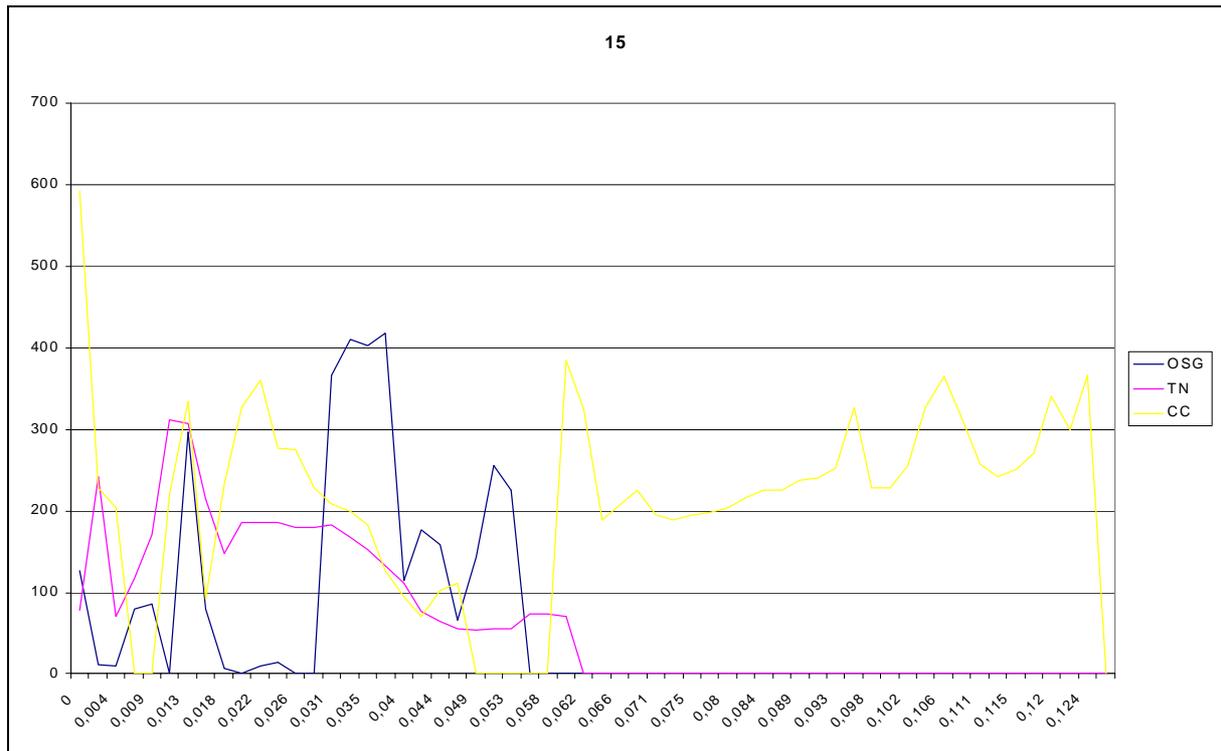
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 12.



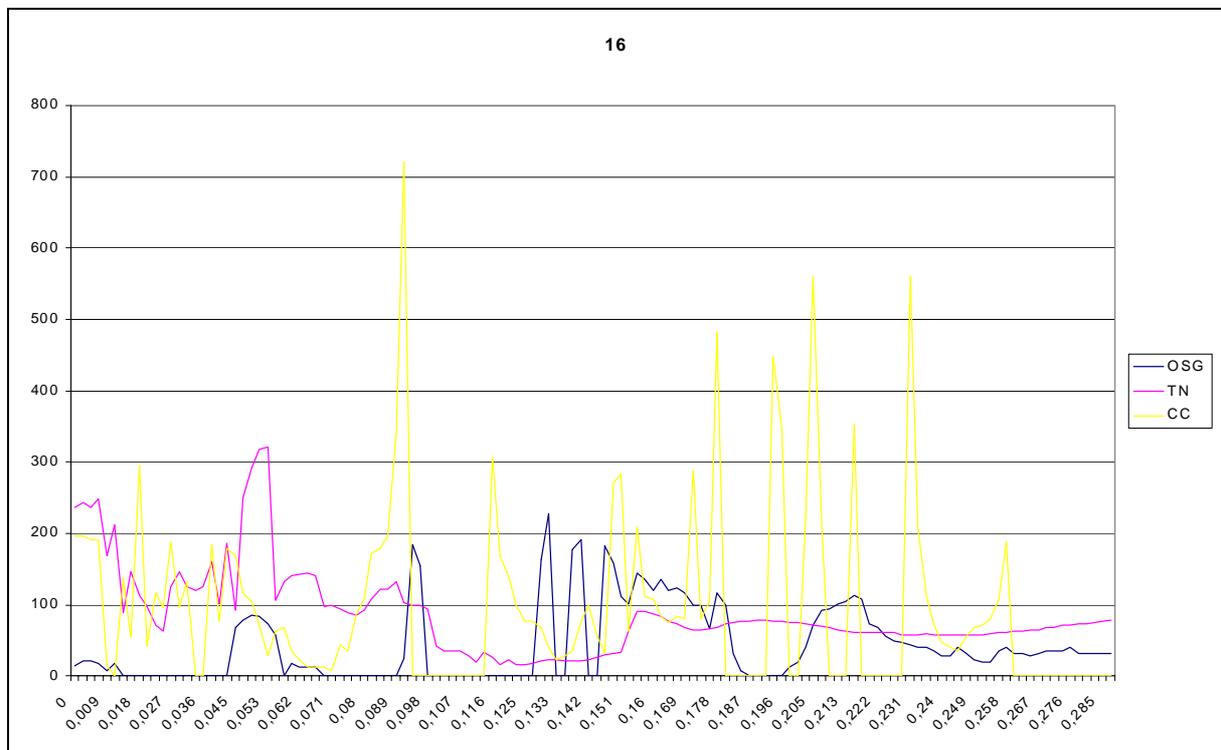
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 13.



Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 14.



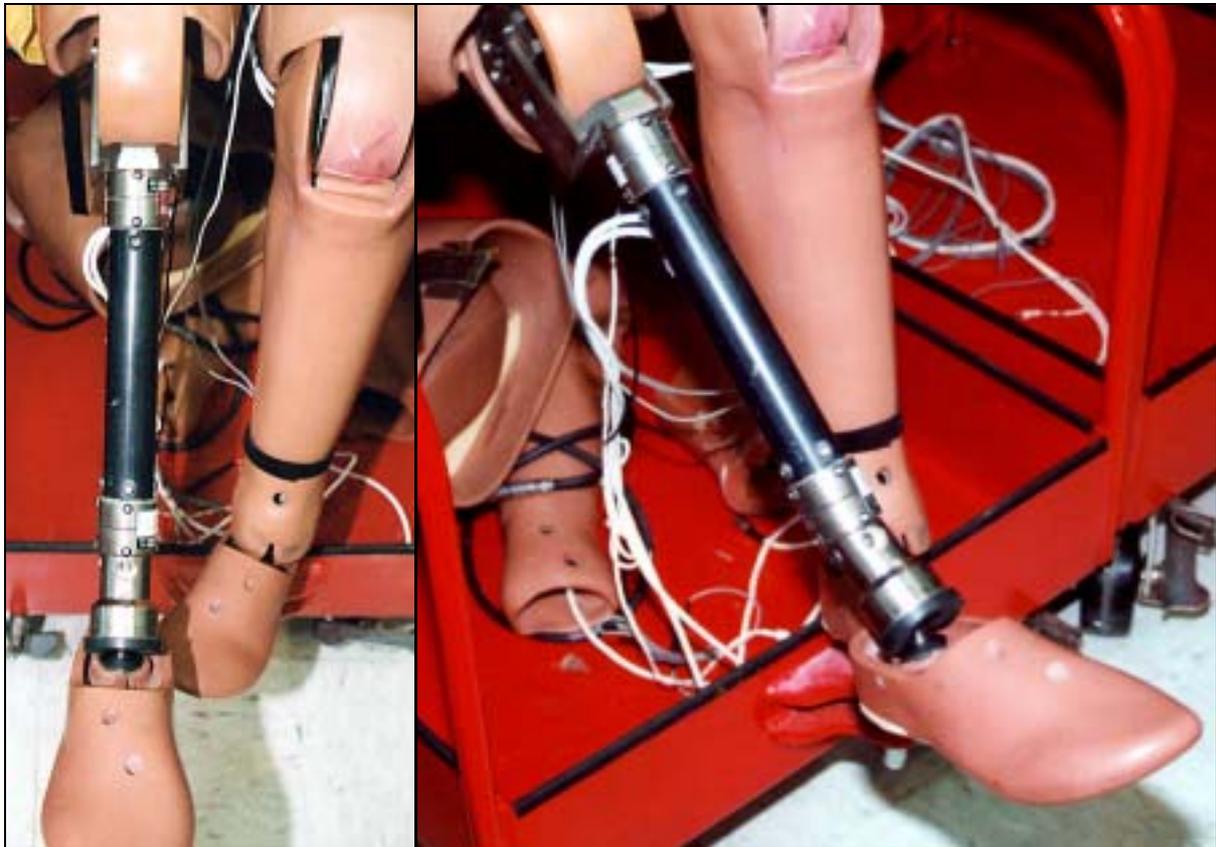
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 15.



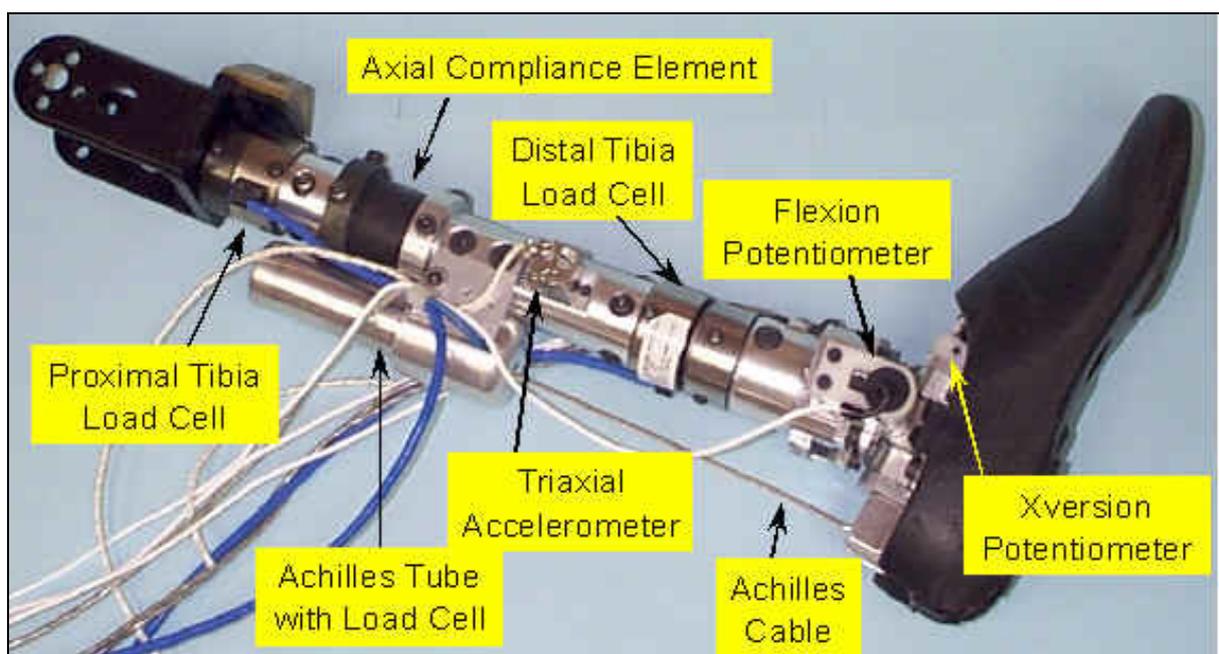
Kraftverlauf in OSG, Talonavicular- (TN) und Calcaneocuboidgelenk von Versuch 16.

8.11. Dummies für die Fußregion

8.11.1. Hybrid III ALEX™



8.11.2. THOR LX™



9. Danksagung

Meinem verehrten Chef und Lehrer, Herrn Prof. Dr. Christian Krettek, möchte ich sehr herzlich für die überaus motivierende Unterstützung danken, die er mir sowohl im Rahmen der Ausbildung in seiner Klinik, als auch bei der Planung und Ausführung wissenschaftlicher Arbeiten stets in großzügiger Weise gewährt hat.

Ein großer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. Harald Tscherne, meinem ersten chirurgischen Lehrer und Vorbild, für die Überlassung des Themas und Schaffung der Voraussetzungen, welche die vorliegende Arbeit erst möglich gemacht haben.

Herrn Prof. Dr. Hajo Thermann für die unschätzbare Unterstützung bei der Planung und Erstellung der Arbeit und der Durchführung aller zugrundeliegenden Studien.

Herrn Prof. Dr. Burkhard Wippermann für die wertvolle Hilfe bei der Durchführung der klinischen und experimentellen Studie.

Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl.-Ing. Günter Schroeder für die Ermöglichung der Durchführung der experimentellen Studie und seine konstruktive Kritik bei den biomechanischen Untersuchungen und Auswertungen.

Herrn Dipl.-Ing. Dietmar Otte für die umfangreiche Hilfe bei der Durchführung der unfalltechnischen Studien und die Koordinierung und Leitung der Datenerhebung am Unfallort.

Herrn Joachim Nemzow für die unermüdliche Datenpflege, -extraktion und -auswertung aus der Datenbank der Verkehrsunfallforschung.

Herrn Rudolf Preuss für die tatkräftige Unterstützung bei der experimentellen Studie ohne die die Versuchsdurchführung nicht möglich gewesen wäre.

Frau Dipl.-Math. Birgitt Wiese für die sehr nützliche Beratung und Hilfestellung bei der Durchführung der ausgedehnten statistischen Analysen.

Sibylle Vollrath für die Korrektur des Manuskripts und den liebevollen Beistand.

Meinen Eltern, meinem Bruder Marcus und Tanja Richter für ihre fürsorgliche Unterstützung.