

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Eine Follow-Up Studie nach Calcaneusfrakturen durch die Ganganalyse

Evelyn Caroline Dass von Perbandt

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München zur Erlangen des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. H.-M. A. Scherer
2. Univ.- Prof. Dr. U. Stöckle

Die Dissertation wurde am 12.07.2010 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 22.09.2010 angenommen.

This work is dedicated to my dearest parents.

I Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. med. M. A. Scherer für die Vergabe des Themas sowie die intensive Unterstützung vor und bei der Durchführung der Arbeit.

Meiner lieben Kollegin **Frau Kathrin Munaretto** für die gute Zusammenarbeit.

Herrn Diplom Physiker Jürgen Mitternacht für das äußerst freundliche Engagement und die intensive Betreuung.

Dem **Team der Klinik für Unfallchirurgie der Technischen Universität München** für die jederzeitige Hilfsbereitschaft.

Allen Patienten für die bereitwillige Teilnahme an den Versuchen.

II Inhaltsverzeichnis

I	Danksagung.....	3
II	Inhaltsverzeichnis	4
III	Abkürzungen.....	5
IV	Abstract.....	6
1	Einleitung	10
1.1	Makroskopische Anatomie des Fußes und Sprunggelenks	12
1.2	Funktionelle Anatomie des Fußes und Sprunggelenks.....	13
1.3	Gangphasen	20
2	Fragestellung	22
3	Material und Methodik	23
3.1	Datenerhebung	23
3.2	Patienten / Probanden	23
3.3	Klassifikation der Frakturen	26
3.3.1	Ätiologie und Pathomechanismus.....	26
3.3.2	Radiologische Diagnostik der Frakturen	27
3.3.3	Klassifikation der Frakturen	31
3.4	Behandlungsalgorithmus	36
3.5	Fragebogen an die Patienten.....	39
3.6	Klinische Untersuchung der Patienten.....	42
3.7	Messungen im Ganglabor.....	43
3.8	Grundlagen Biomechanik.....	45
3.8.1	Video-Bewegungsanalyse und Gelenkbewegungen.....	46
3.8.2	Bodenreaktionskräfte und Gelenkmomente.....	50
3.8.3	Plantare Druckverteilungsmessung beim Gehen.....	55
3.9	Bewertung der Messungen, Scores	64
3.9.1	Strukturelle Parameter und Scores	65
3.9.1.1	Mittelfußbreite	66
3.9.1.2	Mittelfußbelastung	67
3.9.1.3	Bodenkontaktfläche	68
3.9.1.4	Innen-/Außenrotationswinkel	69
3.9.2	Visuelles Scoring	71
3.9.3	Funktionelle Parameter und Scores.....	71
3.9.3.1	Kinematische Parameter: Bodenkontaktdauer und Gelenkwinkelbewegungen	71
3.9.3.2	Kinetische Parameter: Bodenkraft und OSG-Moment	73
3.10	Ausschlussfälle	76
3.11	Statistik	79
4	Ergebnisse	84
4.1	Strukturelle Veränderungen des verletzten Fußes.....	84
4.1.1	Mittelfußverbreiterung als Folge der Absenkung der Längswölbung	84
4.1.2	Erhöhung der Belastung des Mittelfußes	87
4.1.3	Bodenkontaktfläche des Fußes	89
4.1.4	Rotationsstellung des Fußes	92
4.1.5	Strukturscore	95

4.2	Funktionelle Veränderungen der verletzten Seite	95
4.2.1	Bodenkontaktdauer und Fersenkontaktdauer	95
4.2.2	Gelenkwinkelbewegungen beim Gehen	97
4.2.3	Kinetische Parameter Bodenkraft und OSG-Moment	98
4.3	Gesamt Scores	103
4.4	Fragebögen	105
4.5	Klinische Untersuchung	109
4.6	Zusammenhänge zwischen Parametern / Korrelationen von Scores	111
4.6.1	Beispiele von Zusammenhängen zwischen einzelnen Parametern	111
4.6.2	Korrelationen der Gesamtscores	115
5	Diskussion	117
<hr/>		
5.1	Methodediskussion	120
5.2	Wahl der Mess-Parameter	123
5.3	Ergebnisdiskussion	125
5.3.1	Messergebnisse der strukturellen Parameter	125
5.3.2	Messergebnisse der funktionellen Parameter	127
5.3.3	Korrelationen zwischen Messparametern	135
5.3.4	Korrelationen der Scores	136
5.3.5	Messergebnisse der klinischen Untersuchung	137
5.4	Relevanz dieser Studie	140
6	Literatur	143
<hr/>		
V	Stichwortverzeichnis	149
Anhang	151
A	Fragebogen nach Maryland-Foot-Score	151
B	Fragebogen zur Lebenszufriedenheit	152
C	Programm zur Berechnung der Gelenkmomente aus den Pedographie-Messdaten	154
E	Pedogramme der Patienten mit Calcaneusfraktur	159
F	Visuelle Bewertung von Pedographie-Messungen	193

III Abkürzungen

- BKD Bodenkontaktdauer
BMI Body Mass Index, $BMI = (\text{Körpergewicht in kg}) : (\text{Körpergröße in Meter})^2$
BW Body Weight (Körpergewicht), Kräfte werden häufig in %BW ausgedrückt
- COM Centre of mass, Massenschwerpunkt, Segmentschwerpunkt
COP Centre of Pressure
CAT Computed Axial Tomography
CT Computer-Tomographie
- DSP Druckschwerpunkt
- EMED Warenzeichen für Druckmessplatten der Fa. Novel
EMG Elektromyographie
- FL Fußlänge (in Meter), Umrechnung von Schuhgrößeneinheiten:
Fußlänge (in cm) = 0,635 * Schuhgröße (0.635 = ¼ Zoll: deutsches System), bzw.
Fußlänge (in cm) = 0,667 * Schuhgröße (⅔: Pariser Stich, europäisches System)
FLZ Fragebogen zur Lebens-Zufriedenheit
- g Erdbeschleunigung, $g = 9,81 \text{ m/s}^2$
- kg Kilogramm, SI-Masseneinheit
- m Meter, SI-Längeneinheit
Md Median
MFB Mittelfußbreite im Pedogramm (der Bodenkontaktfläche des Fußes)
MFS Maryland-Foot-Score
- N Newton, SI-Einheit der Kraft, 1N ist die Kraft, die einer Masse von 1 kg die Beschleunigung 1 m/s^2 erteilt
Nm Newtonmeter, Drehmomenteinheit
Nms Newtonmetersekunden, Einheit des Drehmomentstoßes
Ns Newtonsekunden, Kraftstoßeinheit
- OP Operation / operativ (im medizinischen Sinn)
ORIF Open Reduction and Internal Fixation
OSG oberes Sprunggelenk (Articulatio talocruralis)
- Pa Pascal (SI-Einheit des Drucks), $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 10000 \text{ N/cm}^2$ (in dieser Arbeit verwendetet Druckeinheit: N/cm^2)
- ROI Region of Interest (Teilbereich im Fokus der Betrachtung)
- s Sekunde, SI-Zeiteinheit (gelegentlich mit sek oder sec abgekürzt)
SIMI Name der Software zur Bewegungsanalyse
SL Länge des Fußskeletts
- USG unteres Sprunggelenk (Articulatio subtalaris / talocalcaneonavicularis)

IV Abstract

Fragestellung:

In der vorliegenden Studie sollte überprüft werden, ob die quantitative Bewertung des Bewegungsbildes nach Calcaneusfrakturen mit der Ganganalyse einen Zugewinn an Information zum Outcome und einen Fortschritt in der Fraktur einschätzung und der langfristigen Gesundheitsverbesserung durch sekundäre Prävention zur Vermeidung von Spätfolgen wie Arthrosen bringen kann. Die Ganguntersuchungen sollen sowohl hinsichtlich strukturell/anatomischer Gesichtspunkte als auch hinsichtlich der funktionellen Wiederherstellung orientiert sein.

Es wurde außerdem untersucht, ob die Ergebnisse der Ganganalyse und der qualitativen Bewertung der Patienten hinsichtlich ihres Wohlbefindens miteinander korrelieren. Die Befindlichkeit der Patienten wurde anhand unterschiedlicher Fragebögen ausgewertet.

Material und Methode:

118 Patienten mit 139 Calcaneusfrakturen der unfallchirurgischen Abteilung im Klinikum rechts der Isar aus dem Zeitraum September 1991 bis Oktober 2004 wurden angeschrieben und erhielten einen Fragebogen, den Maryland-Foot-Score, der altersabhängig Aktivitäts- und Sportniveau erfasst, und einen modifizierten Fragebogen nach Lysholm zugeschickt. 76 Bögen wurde ausgefüllt zurückgeschickt. Von 36 Patienten, die zu einer Nachuntersuchung in die Klinik kamen, haben sich zwischen Oktober 2004 und November 2004 33 Patienten zur Teilnahme an einer Ganganalyse bereit erklärt.

Die Verletzung des Fersenbeins und z. T. anderer Strukturen des Fußes hatte sehr unterschiedlichen Schweregrad, teilweise beidseits. Anders als in vergleichbaren anderen Studien wurden dennoch keine Patienten von der Wertung ausgeschlossen, da sich jede Art von gezielten Ausschlusskriterien in das Gesamtergebnis spiegeln würde.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung und der Ganguntersuchung lag die Verletzung meist bereits mehrere Jahre zurück. Damit war die Ausheilung in allen Fällen vollständig abgeschlossen, sodass keine akute Symptomatik mehr das Bewegungsbild stören konnte.

An den 33 „Ganganalyse-Patienten“ und an einer Vergleichsgruppe von 103 gesunden Probanden ohne Fußprobleme wurden im Ganglabor plantare Druckverteilungsmessungen aufgezeichnet. Die Patienten gehen dazu barfuß über die ebenerdig im Boden eingelassene Messplattform. Das Gerät zeichnet einen Film der Druckverteilung beim Abrollen des Fußes mit 71 Druckverteilungsbildern pro Sekunde auf.

Durch Integration des Drucks über alle Flächensegmente kann Druckverteilungsbild für Druckverteilungsbild der zeitliche Verlauf der gesamten Bodenkraft errechnet werden oder die Kraft auf bestimmte Teilbereiche der Fußsohle. Die Integration des Drucks über die Flächensegmente mal deren Hebelabstand zu den projizierten Achsen des Sprunggelenks ergibt das äußere Ge-

lenkmoment, dem die sprunggelenkbewegende Muskulatur ein gleichgroßes inneres Moment entgegenhalten muss.

An dem größten Teil der Patienten wurden außerdem mit der Video- Bewegungsanalyse die Gelenkbewegungen im oberen Sprunggelenk und im Kniegelenk beim Gehen auf dem Laufband aufgezeichnet.

Aus dem Vergleich zwischen den am verletzten Bein aufgezeichneten Parametern und denen des unverletzten Beines, aber auch im Vergleich zu den Daten der Normalprobanden, wird das Gangbild bewertet. Dabei wird die quantitative Bewertung sowohl hinsichtlich strukturell/anatomischer Gesichtspunkte als auch hinsichtlich der funktionellen Wiederherstellung vorgenommen. Außerdem wird eine Korrelation zwischen den Ergebnissen der Ganganalyse und dem subjektiven Wohlbefinden der Patienten durchgeführt.

Ergebnis:

Aus der gemessenen plantaren Druckverteilung beim Gehen können Gruppen von Parametern gewonnen werden, die unterschiedliche Aspekte hinsichtlich des erreichten Behandlungsergebnisses beschreiben.

Strukturelle Veränderungen am Fuß können direkt aus einer Veränderung der Fußgeometrie, insbesondere einer Absenkung der Längswölbung des Fußes resultieren. Im Vergleich des verletzten mit dem nichtverletzten Fuß bildet sich dies in der messbaren Verbreiterung des Pedogramms, des Fußabdrucks, im mittleren Fußbereich und einer Erhöhung der Lastaufnahme im Mittelfuß ab. Beides sind offenbar ausgesprochen typische dauerhafte Veränderungen nach einer Calcaneusfraktur, die Signifikanz für einseitig verletzte Patienten ist sehr hoch ($p \leq 0.00024$ bzw. $p \leq 0.000007$ im Wilcoxon matched-pairs signed ranks test). Bei beidseits verletzten Patienten ist zwar kein direkter Seitenvergleich möglich, Details im Pedogramm und der Vergleich mit den Daten der gesunden Kontrollgruppe deuten aber auf dieselben Veränderungen hin.

Funktionelle Veränderungen betreffen die Bewegungsabläufe, die Kinematik, in den Gelenken und die Kraftparameter, die Kinetik, insbesondere das Gelenkmoment des oberen Sprunggelenks. Die funktionellen kinematischen Parameter, die Gelenkwinkel von oberem Sprunggelenk und vor allem auch dem Kniegelenk, und Bodenkontaktzeiten im Gangzyklus sind nur bei einem kleineren Teil der Patienten auffällig. Kritisch hinsichtlich einer möglichen Langzeitschädigung werden Fehlbewegungen im Kniegelenk angenommen. Eine Überstreckung des Kniegelenks in bestimmten Schrittphasen oder eine permanente starke Flexion stellen ein nicht absehbares erhöhtes Risiko für Sekundärschäden wie degenerative Gelenkerkrankungen dar.

Die Effektivität und der aktive Krafteinsatz der Sprunggelenk-bewegenden Muskulatur werden an der Messkurve des OSG-Gelenkmoments deutlich. Welches Gelenkmoment kann die Flexorenmuskulatur aktiv beim Abstoß erzeugen? Bei den einseitig verletzten Patienten sind sowohl das Maximum des OSG-Moments als auch das Integral, d.h. der Gesamt-Kraftstoß, auf der verletzten Seite hochsignifikant ($p \leq 0.00009$ bzw. $p \leq 0.00046$) reduziert. Die Schwäche der plantarflektierenden Muskulatur ist eine ebenso typische Spätfolge nach einer Calcaneusfraktur wie die Absenkung der Fußlängswölbung. Die Reduktion der Kraft, genaugenommen des Moments, der Wadenmuskulatur bildet sich bei besonders starker Ausprägung auch in einer Rückverlagerung der Ganglinie des verletzten Fußes mit verlängertem Fersenkontakt ab,

Hackenfußfehlstellung, und in einzelnen Fällen in einer Recurvationsstellung des Kniegelenks in der Standphase.

Die Strukturveränderungen und Funktionseinschränkungen können gemeinsam aber auch getrennt voneinander auftreten: Von beiden Parametergruppen wurden bewertende Gesamt-Scores gebildet, die nur schwach untereinander korrelieren.

Ebenso gibt es zwischen den Fragebögenangaben und den Ganganalyseergebnissen unterschiedliche Korrelationen. Dabei ist der Zusammenhang mit dem Maryland-Foot-Score noch am höchsten ($R^2 = 0.42$), die Fragen zur Lebensqualität mit geringem Zusammenhang (zwischen $R^2 = 0.08$ und $R^2 = 0.30$).

Schlussfolgerung:

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass mit der plantaren Druckverteilungsmessung einfach und ohne Belastung des Patienten objektive und quantifizierbare Bewertungen des erreichten Zustandes nach einer Therapie bei verschiedenen orthopädischen oder chirurgischen Eingriffen im Bereich Fuß und Sprunggelenk, speziell nach Calcaneusfrakturen, möglich sind. Dabei kann zwischen strukturellen und funktionellen Veränderungen unterschieden werden. Diese können durchaus sehr unterschiedlich sein. Die gezielte Unterscheidung zwischen Struktur und Funktion wurde gesucht, da der funktionellen Rehabilitation des Patienten eine besondere Rolle zukommt. Ziel der chirurgischen Korrektur ist nicht nur ein zufriedenstellendes äußeres Ergebnis in der Erscheinungsform des Fußes, sondern in erster Linie auch eine möglichst weitgehende funktionelle Wiederherstellung.

Bei einem Teil der nur funktionell beeinträchtigten Patienten dürfte die seit der Verletzung noch andauernde Schmerzbelastung Ursache für die Gangbildveränderung sein.

Mit der Etablierung höchstsignifikanter Parameter nach Calcaneusfraktur, unabhängig von Frakturtyp, Patientenalter und -Geschlecht sowie der Therapieform, gelingt es, unzweifelhaft pathologische Parameter zu identifizieren. Mit den Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich eine verbesserte Beurteilung der Folgeschäden nach Calcaneusfrakturen erreichen. Die Objektivität bei gutachterlicher Betrachtung ist massiv erhöht.

Die Wertigkeit der Parameter in der täglichen klinischen Routine ist allerdings ungeklärt und bedarf einer prospektiven Validierungsstudie: Zwischen dem klinischen, subjektiven „Standard-score“ Maryland-Footscore und den Parametern Mittelfußbreite, Mittelfußlast und OSG Moment besteht im untersuchten Krankengut durchschnittlich 3,75 Jahre nach dem Unfall keine eindeutige Korrelation. Die beste Korrelation zwischen Messparametern und Scores besteht zwischen funktionellen Parametern und Maryland Footscore.

1 Einleitung

Calcaneusfrakturen gehören zu den häufigsten Fußverletzungen, 60% bis 75% der Fußwurzelbrüche und betreffen 1% bis 2% aller Frakturen des Körpers (WESTPHAL [79], WIRTH [81], ZWIPP [85], [88]). Besonders wegen des komplizierten spongiösen Aufbaues und der spärlichen Weichteilbedeckung des Knochens gehören Calcaneusfrakturen zu den am schwierigsten zu versorgenden Brüchen des menschlichen Körpers (WIRTH [81]).

Der **Schwerpunkt der Altersverteilung** der Patienten mit Calcaneusfrakturen liegt bei 30 bis 50 Jahren und das Verhältnis der betroffenen Männer zu Frauen schwankt zwischen 4:1 und 5:1. Der **Verletzungshergang** ist zumeist durch Dezelerationstraumen oder durch eine axiale Gewalteinwirkung bedingt, wie sie bei akzidentell oder suizidal motivierten Stürzen und Sprüngen aus großer Höhe von Leiter, Mauer, Fenster usw. sowie bei Verkehrsunfällen mit einem PKW oder Motorrad bedingt sind. Dabei kommt es zu Abrissfrakturen im Bereich der Sehnenansätze, vor allem der Achillessehne und zu Stauchungsbrüchen des Fersenbeins. Bei den schweren Frakturen ist das untere Sprunggelenk mit betroffen. Ungefähr 70% der Patienten mit Calcaneusfrakturen erleiden zusätzliche Verletzungen, 10% bis 20% sind Frakturen der Wirbelsäule, insbesondere im Bereich der dorsalen thorakolumbalen Segmente (T-12 bis L-2) und ca. 26% erleiden weitere Frakturen der Extremitäten. Mehr als 98% der Calcaneusfrakturen sind geschlossene Verletzungen und in 7% der Fälle kommen die Frakturen bilateral vor. Bei Erwachsenen sind 75% der Calcaneusfrakturen intraartikulär, bei Kindern sind die wiederum nur 25% der Fälle (ATKINS [1], BANKS[2]).

Konservative vs. operative Behandlung

Bis heute besteht kein Konsens über das beste **Behandlungsverfahren** der intraartikulären Calcaneusfraktur (ZENKER [84]). Anhänger der konservativen Therapie streiten heftig mit Befürwortern der operativen Wiederherstellung. Dies wird jeweils mit guten oder zumindest gleichen Spätergebnissen für das jeweilige Behandlungsverfahren belegt.

Pozo [53] schrieb 1984 über eine Follow-Up-Studie von 21 Patienten mit Calcaneusfrakturen, die ausschließlich **konservativ behandelt** waren. 76% der Patienten erreichten dabei gute Ergebnisse mit geringen Symptomen, die ihre Berufstätigkeit oder Freizeitunternehmungen nicht beeinflusst haben. Zwei Drittel der Patienten erreichten den Zeitpunkt maximaler Besserung nach zwei bis drei Jahren, 24% verbesserten sich kontinuierlich über sechs Jahre. PARMAR [50] unterstützte 1993 die These von POZO [53] und beschrieb in einem prospektiven Versuch mit intraartikulären Frakturen des Calcaneus die Nachuntersuchung mindestens ein Jahr nach der entsprechenden Behandlung. Patienten mit nicht dislozierten Frakturen, die konservativ behandelt wurden, zeigten eine geringe Verbesserung im Gegensatz zu den Patienten mit dislozierten Frakturen. Außerdem ergab sich kein signifikanter Unterschied im Outcome zwischen operierten und konservativ behandelten dislozierten Frakturen. Im gleichen Jahr 1993 führte LEUNG [38] eine klinische und radiologische Beurteilung von zwei Gruppen mit ähnlichen demographischen Daten und ähnliche Frakturtypen durch, von denen die eine operiert und die andere konservativ behandelt war. Die Langzeitergebnisse waren in der operierten Gruppe viel besser und Symptome wie Schmerzen waren minimal. In der konservativ behandelten Gruppe klagten die meis-

ten Patienten über Schmerzen nach längerem Gehen oder beim Gehen auf unebenem Boden. LEUNG [38] fasste zusammen, dass die radiologischen und funktionellen Ergebnisse der operativen Behandlung für dislozierte intraartikuläre Frakturen des Calcaneus signifikant besser als in der konservativen Gruppe waren.

Die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der Calcaneusfraktur und die Einführung der CT-Diagnostik haben in den letzten 20 Jahren zu einer Reaktivierung der **operativen Behandlung** geführt. Diese Entwicklung hat zweifelsfrei eine deutliche Verbesserung der Behandlungsergebnisse bewirkt. Gute und sehr gute Ergebnisse werden bei einfachen Frakturtypen in großen Reihenuntersuchungen mit einer Häufigkeit von 73-82% angegeben. Nach WESTPHAL [79] 2003 ist frakturtypunabhängig mit etwa 61% guten Resultaten zu rechnen.

Während operative Behandlungsverfahren mit dem Risiko der Fersenbeinosteomyelitis belastet sind, deren Behandlung bis heute problematisch geblieben ist, leiden konservative Behandlungsverfahren häufiger unter Problemen der knöchernen Fehlstellung. Grundsätzlich können fünf verschiedene Behandlungsprinzipien unterschieden werden: Frühfunktionelle Behandlung, geschlossene Reposition und interne Stabilisation, Fixateur extern sowie verschiedene Varianten von Arthrodesen (ZENKER [84]).

Dennoch zeigt die klinische Erfahrung, dass nach wie vor zahlreiche Patienten z. T. **erhebliche dauerhafte** funktionelle und soziale **Einschränkungen** nach Fersenbeinfrakturen hinnehmen müssen. Dies drückt sich in Entschädigungsleistungen der gesetzlichen und privaten Unfallversicherungen, aber auch in der Notwendigkeit zur beruflichen Neuorientierung bis hin zur Erwerbslosigkeit aus. Vor diesem Hintergrund stellt sich die Frage, ob die gebräuchlichen Methoden zur Evaluierung von Behandlungsergebnissen nach Calcaneusfrakturen in der Lage sind, alle unfallbedingten Gesundheitsveränderungen zu erfassen oder ob sie nicht durch Instrumente ergänzt werden sollten, die alle Aspekte des Outcome vermessen (WESTPHAL [79]).

Ziel der vorliegenden Studie ist zu überprüfen, ob eine quantitative Bewertung der Ganganalyse, sowohl hinsichtlich strukturell/anatomischer Gesichtspunkte als auch hinsichtlich der funktionellen Wiederherstellung, einen Zugewinn an Information und einen Fortschritt in der Fraktureinschätzung und der Gesundheitsverbesserung bringen kann. Außerdem soll überprüft werden, ob diese quantitative Bewertung mit der Ganganalyse und eine qualitative Bewertung hinsichtlich des Wohlbefindens der Patienten miteinander korrelieren. Die Befindlichkeit der Patienten wird anhand unterschiedlicher Fragebögen ausgewertet.

Das grundsätzliche **Vorgehen in dieser Studie** wird in Abb. 1 erläutert. Die Basis der Untersuchung bilden auf der einen Seite ein Fragebogen zum Wohlbefinden des Patienten, der Maryland-Foot-Score und einige klinische Untersuchungen am Patienten und auf der anderen Seite Messungen des Gangbildes mit Hilfe der Ganganalyse. In der Ganganalyse werden verschiedene Parameter zu möglichen strukturellen und funktionellen Veränderungen durch die Verletzung untersucht. Anschließend wird untersucht, ob zwischen diesen unterschiedlichen Aspekten Zusammenhänge zu finden sind. Die verschiedenen Messgrößen selbst werden natürlich auch auf signifikante typische Veränderungen als Folge der Calcaneusfraktur hin analysiert.

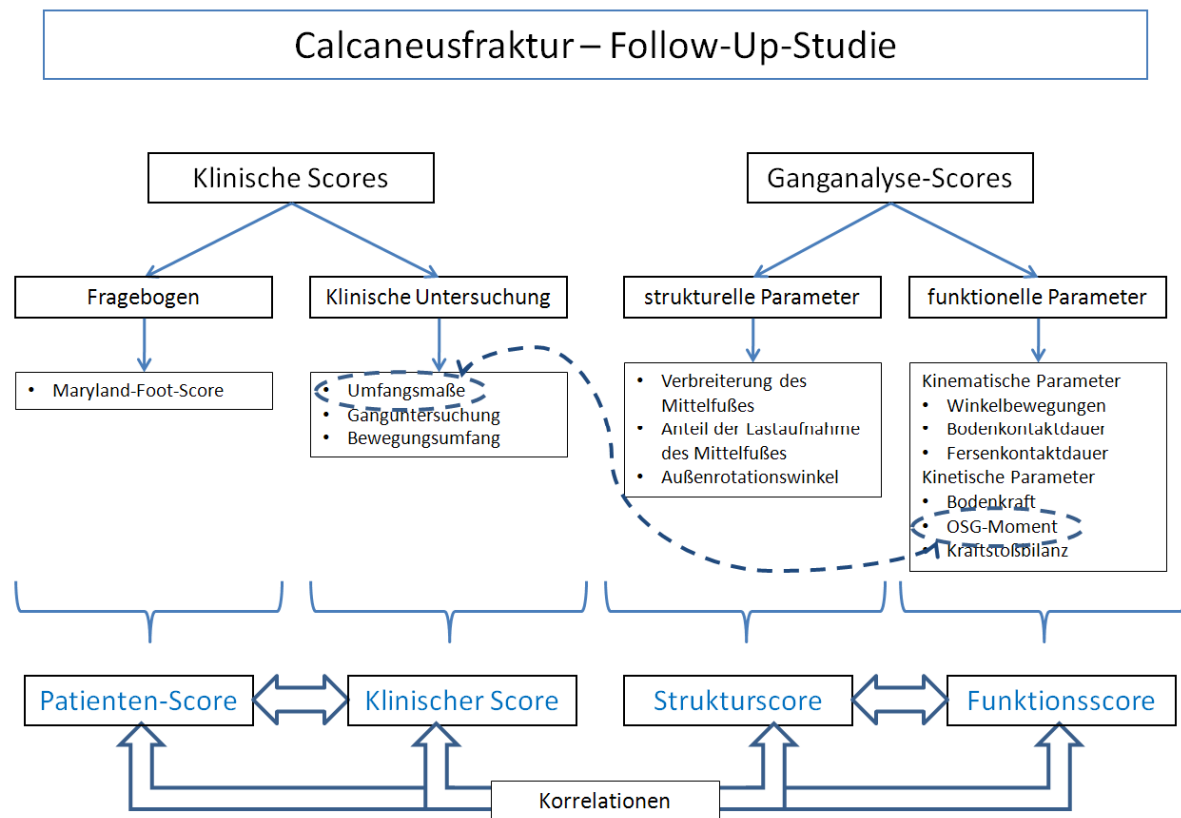


Abb. 1 Vorgehen in dieser Calcaneusfraktur-Follow-Up-Studie. Es werden verschiedene Messparameter erhoben, die Untersuchung im Ganglabor ergibt Parametergruppen unterschiedlicher Bedeutung bzgl. der Fußstruktur, Bewegungsgrößen und kinetischer (Kraft-)Parameter.

Bei verschiedenen Parametern wird ein zu vermutender unmittelbarer Zusammenhang geprüft, beispielsweise zwischen einer Verringerung des Wadenumfangs und dem im Gangzyklus erzeugten OSG-Moment beim Abstoßen mit dem Vorfuß auf der verletzten Seite (gestichelte Markierung).

1.1 Makroskopische Anatomie des Fußes und Sprunggelenks

Der Fuß bildet für den vollkommen aufgerichteten menschlichen Körper die Standfläche und deshalb unterscheidet sich die hochgradig spezialisierte Fußform, von der aller anderen Lebewesen.

Die Anatomie untergliedert das Skelett des Fußes in Fußwurzelknochen (*Ossa Tarsi*) von Fersenbein (*Calcaneus*) und Sprungbein (*Talus*) bis zur Lisfrancschen Gelenklinie (vgl. Abb. 3), Mittelfuß (*Metatarsus*) von Lisfrancscher Gelenklinie bis zu den Zehengrundgelenken und Zehen (*Digit*i bzw. *Phalanges pedis*).

Der größte und stärkste Fußwurzelknochen ist der langgestreckte, annähernd vier-eckige *Calcaneus*, der unter dem *Talus* liegt. Er weist auf seiner Oberfläche drei überknorpelte Partien (*Facies articularis talaris anterior, media et posterior*) für die Verbindung mit dem *Talus* auf. Nach vorn steht der *Calcaneus* durch eine dreiseitige, leicht sattelartig geformte Gelenkfläche (*Facies articularis cuboidea*) mit dem Würfelbein (*Os cuboideum*) in Verbindung. Das hintere Ende des Fersenbeins ist verdickt

und wird als Fersenhöcker (*Tuber calcanei*) bezeichnet, an dessen unterer Begrenzung die Achillessehne ansetzt. Der Fersenhöcker lässt plantarwärts zwei Vorsprünge (*Proc. medialis et lateralis tuberis calcanei*) erkennen, an denen die Plantaraponeurose sowie kurze Fußmuskeln Ansatzmöglichkeiten finden.

An der Außenfläche des Fersenbeins wölbt sich aus dessen vorderem Bereich ein mit Knorpel überzogener Fortsatz (*Trochlea peronealis*), unterhalb der äußeren Knöchelspitze sicht- und tastbar, hervor. Oberhalb desselben verläuft die Sehne des kurzen Wadenbeinmuskels (*M. peroneus brevis*), während unter dem Fortsatz der lange Wadenbeinmuskel (*M. peroneus longus*) zu seiner Ansatzstelle (1. Keilbein und 1. Mittelfußknochen) zieht.

An der Innenfläche des Fersenbeines erkennt man den konsolenartig ausladenden und das Sprungbein tragenden Fersenbeinbalkon (*Sustentaculum talare*), unter dem in einer flachen Rinne die Sehne des langen Großzehenbeugers (*M. flexor hallucis longus*) verläuft (TITTEL [77]).

Versorgt wird der Calcaneus zu 90% aus der Arteria tibialis posterior und zu 10% aus der Arteria sinus tarsi (WIRTH [81]).

Das Hauptgelenk des Fußes ist das Sprunggelenk. Die unteren Enden von Schienbein und Wadenbein umfassen durch den Kontakt ihrer Gelenkflächen mit den entsprechenden Artikulationsflächen des Sprungbeins wie eine Zange die Sprungbein-Rolle (*Trochlea tali*). Sie vermitteln dadurch dem **oberen Sprunggelenk (OSG) (*Articulatio talocruralis*)** eine große Stabilität und Sicherheit.

Das **untere Sprunggelenk (USG) (*Articulatio talocalcaneonavicularis* und *Articulatio subtalaris*)** liegt zwischen dem Sprung-, Fersen- und Kahnbein. Es stellt eine Kombination zweier hintereinander liegender Gelenkräume dar, die durch das im Sinus tarsi verlaufende *Lig. talocalcaneum interosseum* getrennt werden. Dadurch entstehen anatomisch zwei selbstständige Gelenke: das vordere und das hintere untere Sprunggelenk, die jedoch in funktioneller Hinsicht ein gemeinsames Gelenk bilden, da das Sprungbein an beiden Gelenken – einmal als Pfanne und das andere Mal als Kopf – beteiligt ist und somit die Bewegungen in beiden Teilgelenken stets gleichzeitig ablaufen (TITTEL [77]).

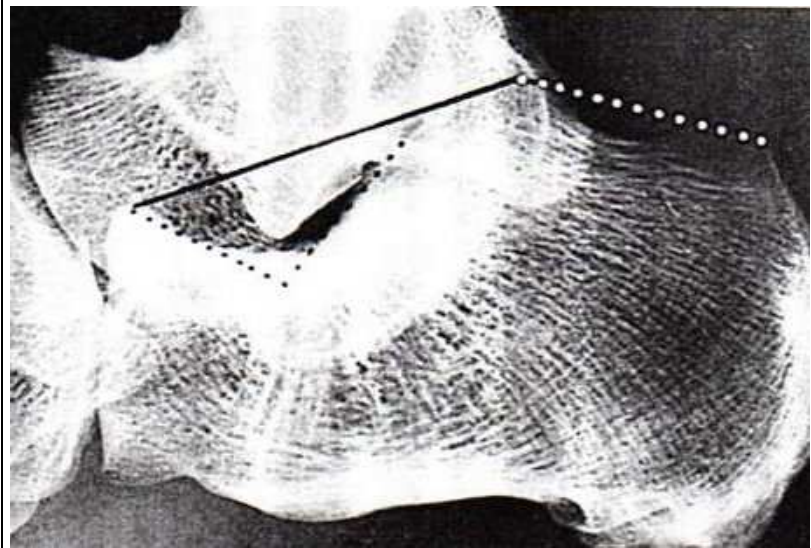
Die beiden hintereinandergeschalteten Sprunggelenke – das obere Sprunggelenk und das untere Sprunggelenk ermöglichen die Bewegungen des Fußes gegen den Unterschenkel. Das USG bildet aufgrund seiner straffen Bandverbindungen eine kinematische Kette zum OSG. Alle Bewegungen dieser beiden Gelenke sind zwangsläufig gekoppelt.

1.2 Funktionelle Anatomie des Fußes und Sprunggelenks

Der **Calcaneus** (vgl. Abb. 2 und Abb. 3) ist der größte Knochen des Tarsus und stellt mit seiner länglichen, fast vierseitigen Form den wesentlichen Teil des sogenannten Fußhebels dar (MUTSCHLER [48]). An ihm setzt die Achillessehne an, die stärkste Sehne des menschlichen Körpers. Für die Statik und Dynamik des Fußes ist der Calcaneus aufgrund seiner Bedeutung als Hebelarm extrem wichtig. Aufgrund seiner vier Gelenkflächen zu den umliegenden Knochen, wovon drei mit dem Talus artiku-

lieren und eine zum Cuboid führt, ist die Regelmäßigkeit der Gelenkfläche für eine glatte und schmerzfreie Beweglichkeit in den Gelenken von größter Wichtigkeit (WIRTH [81]).

Abb. 2 Als Maß für die physiologische Rückfußstatik (weiß gepunktete Linie) gilt der Tubergelenkwinkel (Böhlerwinkel; schwarze Linie). Dem Verhältnis von Calcaneushalsebene zu der des Subtalargelenks entspricht der Winkel nach Gissane (schwarz gepunktete Linie).
Abbildung aus ZWIPP [85]



Der Calcaneus stellt sowohl den Schlussstein des Fußgewölbes¹, als auch den Basispunkt des Körperskelettes dar, somit ruht auf ihm schon im aufrechten Stand ein hoher Teil des Körpergewichtes (SCHOENING [65]). Beim Gehen, Laufen oder Springen vergrößert sich die einwirkende Kraft noch beträchtlich. Während die Corticalis des Fersenbeins stellenweise sehr stark, z.B. unter der posterioren Gelenkfacette, und stellenweise sehr dünn, z.B. an der lateralen Wand erscheint, ist die Trabekelstruktur entsprechend den Zug- und Druckkräften ausgebildet (vgl. Abb. 2). Unterhalb der Corticalisverdichtung im Bereich des Fersenbeinhalses ist bei Röntgenuntersuchungen ein fast dreieckiges Areal zu erkennen, in welchem die Spongiosabalken schwach ausgebildet sind. Dieses Gebiet wird als „Trigonum calcis“, „pseudocyst triangle“ oder „neutral triangle“ bezeichnet (MUTSCHLER [48], SOLOMON [72]).

Das Zusammenspiel von passiven ligamentären Strukturen - dem knöchernen Skelett, Gelenken, Bändern, Sehnen - und der aktiven Muskulatur ermöglicht die Anpassungsfähigkeit des Fußes an verschiedene Situationen und Anforderungen im Alltag. Die auffallende Längswölbung des Fußes wird vor allem von den statischen Strukturen, dem Bandapparat und den Knochen aufrecht erhalten und nur zu einem kleinen Teil von den dynamischen Strukturen, die Muskeln der Planta pedis erhalten. Als Hauptstabilisator der Längswölbung gilt die Plantarfaszie. Umstritten ist die Frage, ob und in welchem Ausmaß die Metatarsale distal im Vorfußballen ebenfalls eine Wölbung - die Querswölbung - bilden sollen. In den später gezeigten Pedogrammen (Druckverteilungsmessungen) bildet sie sich nur in Ausnahmefällen (<5%) als gleich-

¹ Von *Längsgewölbe* oder *Quergewölbe* des Fußes wird meist nicht mehr gesprochen, da diese Begriffe aus der Architektur eine statische Situation suggerieren, die den adaptiven, flexiblen Fähigkeiten des Fußes nicht gerecht werden. Die Wölbungen entstehen außerdem nicht durch eine Fixierung der Endpunkte des Bogens am Boden, sondern durch eine Längs- und Querverspannung des Skeletts durch plantare Bandstrukturen.

zeitige Belastung von I. und V. Zehenstrahl bei gleichzeitig geringerer Last im mittleren Ballenbereich ab.

Hüft- und Kniegelenk besitzen in gestreckter Position beim aufrechten Stehen eine gewisse passive Stabilität durch den Bandapparat, der eine Hyperextension der beiden Gelenke nicht zulässt (Schlussrotation des Kniegelenks², Aufwicklung der Bänder des Hüftgelenks um den Femurhals bei der Extension, vgl. KAPANDJI [29]). Das obere Sprunggelenk dagegen ist um die Nullstellung des Gelenkes herum in beide Richtungen in größerem Umfang völlig frei beweglich und ohne jeden „mechanischen Anschlag“ und muss beim Stehen und Gehen daher dauerhaft muskulär stabilisiert werden.

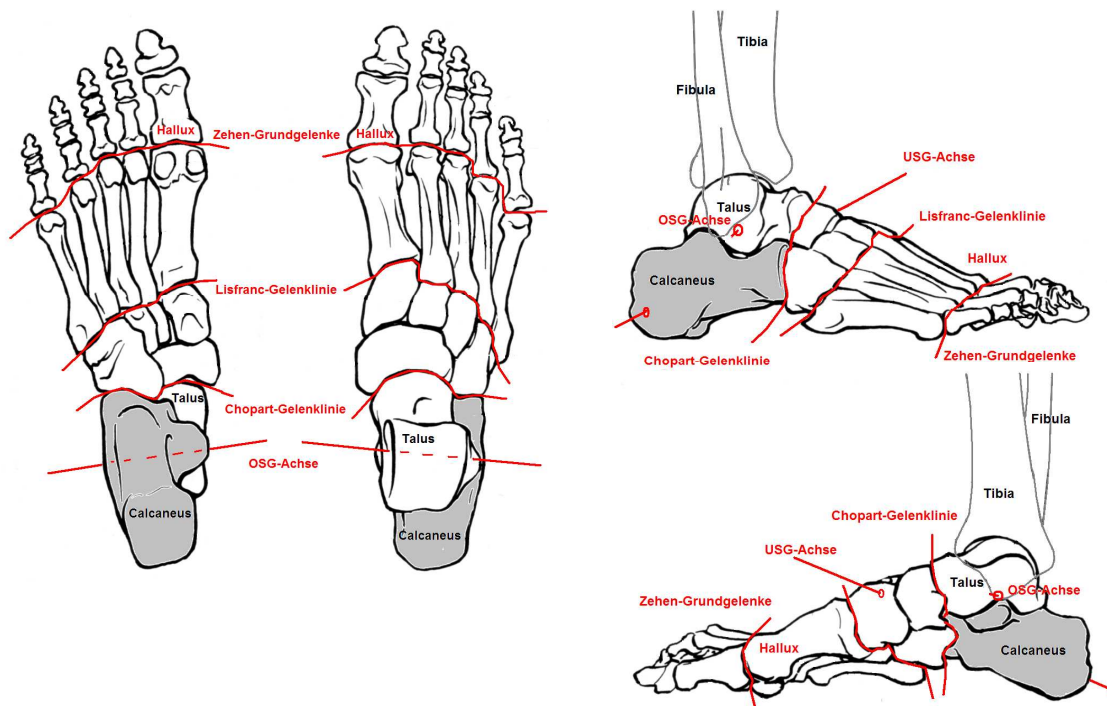


Abb. 3 Skelett des Fußes von lateral, medial, ventral und dorsal, aus TITTEL [77]. Winkelbewegungen in größerem Umfang finden nur im OSG, USG, den Zehengelenken und den Zehengrundgelenken statt. Grau markiert ist der Calcaneus.

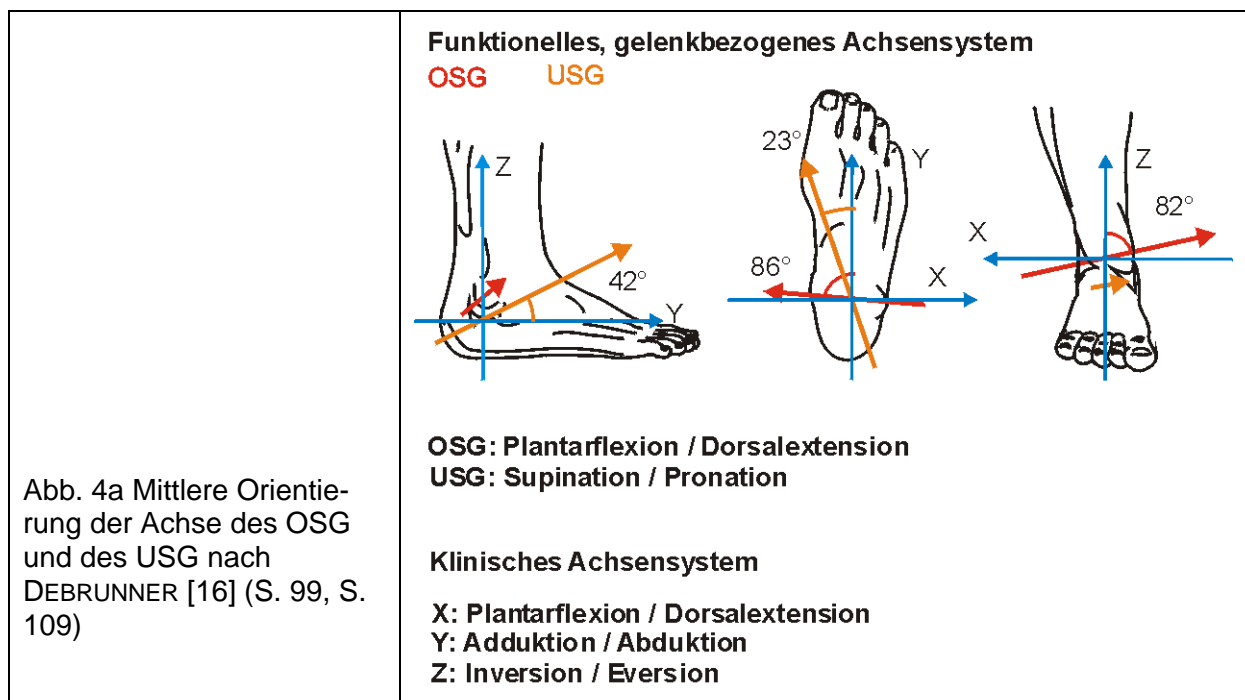
Das OSG kann in erster Näherung als Scharniergelenk bezeichnet werden. Es ist nur die Bewegung in einer Ebene und um eine Achse möglich. Die distalen Enden des Schienbeins (medialer Knöchel) und des Wadenbeins (lateral Knöchel) bilden die konkave Gelenkfläche - die Malleolengabel, die die konvexe Gelenkfläche des Sprungbeins - Talusrolle (*Trochlea tali*), umfasst. Die Talusrolle ist Richtung Fußspitze 4 bis 5 mm breiter als Richtung Ferse, deshalb findet bei Neutral-Null-Stellung und bei Hebung der Fußspitze (Dorsalextension) vorwiegend knöcherner Führung statt. Bei Senkung der Fußspitze (Plantarflexion) wird hauptsächlich ligamentär stabilisiert, die knöcherner Führung ist weniger fest, sodass seitliche „Wackelbewegungen“ möglich werden, wie sie z.B. beim Abtasten des Untergrunds mit der Fußspitze nötig sind.

² In der Endphase der Streckung des Kniegelenks kommt es zu einer zwangsläufigen Außenrotationsbewegung der Tibia um 5 - 10° durch den Zug des bei der Extension in Spannung geratenen vorderen Kreuzbands. Durch diese Schlussrotation werden die Kollateralbänder stark gespannt, das Gelenk ist ‚eingerstet‘. Eine Beugung ist erst wieder möglich, nachdem der M. popliteus die Schlussrotation aktiv rückgängig gemacht hat.

Der aktive Bewegungsumfang des OSG ist im Vergleich zu vielen anderen Gelenken nicht groß, insbesondere geringer als der der Hand, jedoch für die Fortbewegung und die Stoßdämpfung beim Auftreten von Bedeutung.³ In Dorsalrichtung beträgt er etwa 20°, in Plantarrichtung etwa 40°. Der passive Bewegungsumfang mit externer Krafteinwirkung ist 40° bzw. 50°.

Die Verbindung der Spitzen der Malleolen des Schienbeins und des Wadenbeins gibt näherungsweise die Lage der OSG-Gelenkachse an (vgl. DEBRUNNER [16]). Zu beachten ist die interindividuelle Streuung der Achslage und deren Bewegungsabhängigkeit.

Die OSG-Achse schneidet die senkrechte Achse unter $82^{\circ} \pm 4^{\circ}$ (vgl. Abb. 4a) mit Extremwerten von 74° bis 94° . Zur Längsachse des Fußes bildet sie in Neutralstellung einen Winkel von 86° (85° bis 87° bei Dorsalextension im OSG-Gelenk, Winkel bis über 90° bei Plantarflexion). Der Krümmungsradius der Talusrolle ist auf der medialen Seite anders als auf der lateralen Seite, deshalb ändert sich die Orientierung der OSG-Achse mit der Winkelbewegung. Die Achse des OSG weicht nur wenig von der Querachse ab (x-Achse in Abb. 4a) und verändert sich darüber hinaus, wie gesagt, mit der Winkelstellung des OSG. LANZ/WACHSMUTH [37] setzt deshalb die OSG-Achse mit der geometrischen Querachse gleich, ebenso SOBOTTA [71]. Wie bei MITTERNACHT [42] gezeigt wird, sind diese geringen Winkelstellungen der OSG-Achse zur geometrischen Querachse bei der weiter unten gezeigten Bestimmung der OSG-Gelenkmomente von geringer Bedeutung.



Das USG besteht anatomisch gesehen aus zwei völlig getrennten Gelenkkammern:

Der hinteren Gelenkkammer *Articulatio subtalaris* zwischen Sprungbein (*Talus*) und Fersenbein (*Calcaneus*) und der vorderen Gelenkkammer *Articulatio talocalcaneonavicularis* zwischen Sprungbein, Kahnbein (*Naviculare*) und Fersen-

³ Beim Gehen mit Schuhen auf ebenem glattem Boden ist die Gangbildveränderung bei versteiftem Sprunggelenk (Sprunggelenkarthrodese) aber gering und nur wenig behindernd (HEFTI 1981 [24], S.5).

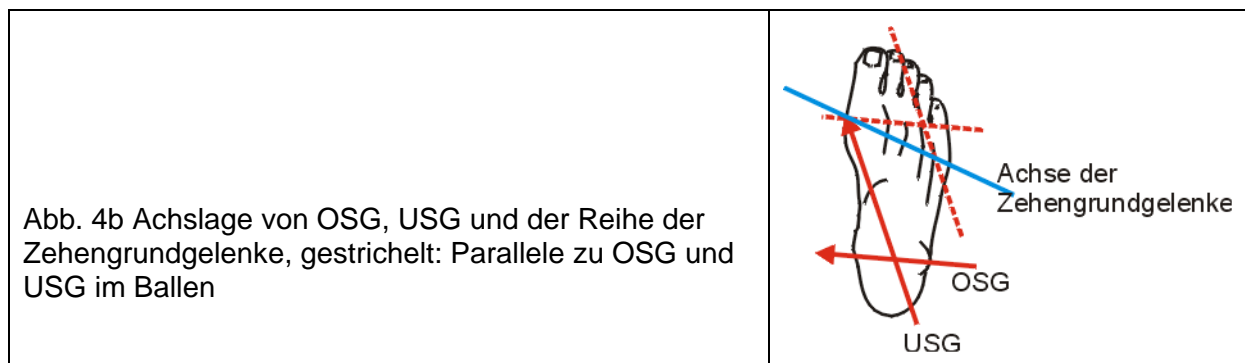
bein. Funktionell bilden beide Gelenkkammern eine einachsige Bewegungsstelle. Die Bewegungsachse läuft schräg von lateral hinten unten nach medial vorne oben. Eintritt ist an der fibularen Seite des Fersenbeins, Austritt an der tibialen Seite des Sprungbeinkopfes. Auch hier kann die individuelle Lage der Gelenkachse vom Durchschnitt abweichen.

Die USG-Achse ist von der Fußlängsachse⁴ um $23^\circ \pm 11^\circ$ nach innen rotiert mit Extremwerten von 47° bis 4° . Nach frontal ist sie $42^\circ \pm 9^\circ$ aufsteigend (Extremwerte von 21° bis 69° ; Werte aus D EBRUNNER [16]).

Die Bewegung des gesamten Fußes, bei der das obere Sprunggelenk in Plantarflexion, das untere Sprunggelenk in Varusstellung und das Metatarsalgelenk in Supinationsstellung verkehren, wird als Inversion bezeichnet. Im Deutschen heißt diese Bewegung meist Supination. Die entgegengesetzte Bewegung (oberes Sprunggelenk in Dorsalflexion, unteres Sprunggelenk in Valgusstellung und Metatarsalgelenk in Pronationsstellung) wird als Eversion bezeichnet. Im Deutschen heißt diese Bewegung meist Pronation.

Der aktive Bewegungsumfang des USG in Pronation (Fußaußenrandanhebung) beträgt etwa 40° , in Supination (Fußaußenrandabsenkung) etwa 50° . Die passive Übersupinationsbewegung beim Umknicken führt zu den sehr häufigen Außenbandverletzungen.

Die Flexionsbewegung in der Abstoßphase beim Abrollen des Fußes ist eine Kombination aus Plantarflexion des OSG und Supination des USG. Eine reine Flexion des OSG würde die Last allein auf den medialen Teil des Vorfußballens beschränken, eine reine Supination des USG auf den lateralen Teil (vgl. Abb. 4b). Die Haupt-Plantarflexorengruppe (M. triceps surae) erzeugt Gelenkmomente bezüglich beider Achsen (vgl. Abb. 5).



Bei den Bewegungen ist zu unterscheiden, ob der Fuß frei bewegt wird oder ob die Fußbewegung durch den Boden geführt wird, also dem Fuß eine bestimmte Bewegung von außen her aufgezwungen wird. Für den zweiten Fall wird in Abb. 4a ein klinisches (x-, y-, z-) Achsensystem definiert.

⁴ DEBRUNNER definiert an dieser Stelle die Fußlängsachse durch Zentrum der Ferse und zwischen zweiter und dritter Zehe verlaufend. Im Folgenden wird in dieser Arbeit die Längsachse in Anlehnung an LANZ/WACHSMUTH [37] und andere Autoren durch die zweite Zehe gelegt. Nach dieser Definition reduziert sich der OSG-Achsenwinkel zur Längsachse um 3° von 86° auf 83° , der Winkel der USG-Achse zur Längsachse von 23° auf 20° .

Das in dieser Arbeit zur Auswertung der Pedogramme eingesetzte Programm lässt die Einstellung individueller Achslagen bei der Berechnung der Gelenkmomente zu, die dann natürlich erst beim Patienten bestimmt werden müssten. Normalerweise sollte als Kompromiss die Annahme der mittleren Achsenlage wie bei DEBRUNNER [16] ausreichen. Die Lage der Sprunggelenkachsen variiert in geringem Umfang auch während der Bewegung mit der Winkelstellung des Gelenks, was aber ebenfalls näherungsweise vernachlässigt werden kann.

Als **Fußlängsachse** wird im Folgenden entsprechend LANZ/WACHSMUTH [37] die Achse durch Fersenzentrum und zweite Zehe definiert. DEBRUNNER [16] bezieht sich auf die Mittellinie des Fußes, das ist die Achse durch Zentrum der Ferse und die geometrische Mitte des Vorfußes zwischen lateralem und medialem Fußaußenrand. Diese Linie verläuft etwa zwischen zweiter und dritter Zehe.

Abb. 5 aus LANZ/WACHSMUTH [37] zeigt die Hebelverhältnisse zwischen den Gelenkachsen und den Sehnen/Muskelansätzen im Bereich des Sprunggelenks.

Abb. 5 Die Wirkungsansätze der Muskelzüge am Fuß relativ zur Lage der Gelenkachsen.

Dominierend ist die Muskelgruppe des M. trizeps surae, die in Plantarflexion (bzgl. des OSG) und in Supination (bzgl. des USG) wirkt, vgl. die rechts eingezeichneten Hebellängen vom Sehnenansatz der Muskelgruppe am Skelett bis zu den Gelenkachsen. Der Haupt-Fußheber (bzgl. OSG) ist der M. tibialis anterior, dessen Ansatz genau auf der USG-Achse liegt und der deshalb zunächst ausschließlich ein inneres Moment in Dorsalextensionsrichtung des OSG erzeugt. Der hier nicht eingezeichnete Bandapparat koppelt allerdings die Bewegungen bezüglich beider Sprunggelenkachsen miteinander. Bezüglich der Fußlängsachse wirkt der Tibialis anterior Fußinnenrand-anhebend.

Die Muskelgruppe M. trizeps surae, die über die Achillessehne in Plantarflexion (bzgl. des OSG) und in Supination (bzgl. des USG) wirkt, ist die bei weitem dominierende aller am Fuß ansetzenden. Das Verhältnis der Hebelabstände des Sehnenansatzes zur Achse des OSG bzw. der Achse des USG ist etwa 3 zu 1.

Abbildung aus LANZ/WACHSMUTH [37]

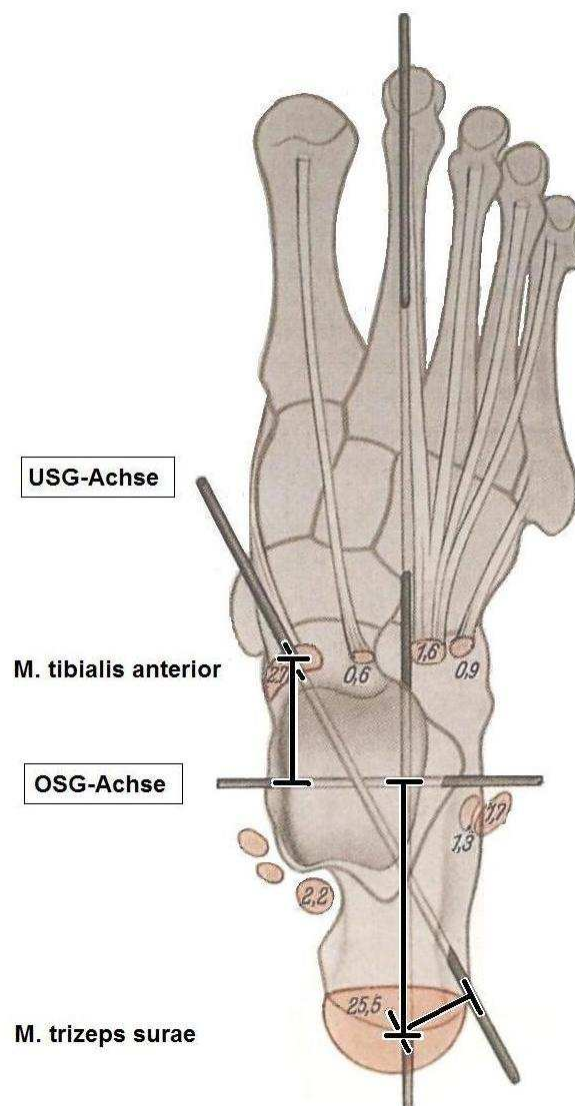


Abb. 6 zeigt die seitliche Röntgenaufnahme des unbelasteten Fußes einer Normalprobandin beim Tragen eines Sportschuhs.⁵ Die eingetragenen Abmessungen werden in späteren Kapiteln dieser Arbeit und im Auswerteprogramm verwendet. Sie dienen zur Abschätzung der Längenverhältnisse von Fußskelett (SL) zur äußeren Fußlänge (FL, einschließlich Weichteilgewebe). Bei der später beschriebenen Auswertung von Gelenkmomenten aus der Druckverteilung muss der Programmanwender die Skelettlänge des Fußes angeben, die nach Abb. 6, 1.0 cm bis 1.5 cm geringer ist als die des Fußes (vgl. Anhang C, Beschreibung des Programms zur Bestimmung von Gelenkmomenten aus der plantaren Druckverteilung).

Die Gelenkachse des OSG wird durch das Zentrum des roten Kreises bestimmt, der der Krümmung der talaren Gelenksfläche entspricht.

Der Abstand h der Wirkungslinie der Achillessehne zum OSG bestimmt die Hebelverhältnisse am OSG und lässt bei Messung von Größe und Ansatzpunkt der äußeren Kraft die Bestimmung der inneren Muskelkraft der Plantarflexoren zu (vgl. dazu Abb. 25, S. 46).

Der Fuß hat einen auffallend geringen Anteil Weichteilgewebe. Die knöchernen Strukturen lassen sich deshalb relativ gut ertasten. An der Unterseite des Fußes befinden sich dagegen Fettgewebepolster, die für eine natürliche Stoßdämpfung beim Gehen sorgen, aber auch für eine gleichmäßigere Druckverteilung. In der Röntgenaufnahme Abb. 6 ist das natürliche Fersenpolster zu sehen, bei genauer Betrachtung deuten sich Bindegewebssepten an, die das Fettpolster in einzelne Druckkammern unterteilen.

Zur stärker funktionell orientierten Anatomie von Fuß und Sprunggelenk siehe auch DEBRUNNER [16] und KAPANDJI [29].

⁵ Diese Röntgenaufnahme ist die einzige strahlenbelastende Aufnahme an gesunden Probanden im Rahmen dieser Arbeit. Die Probandin ist OP-Schwester der Klinik und mit den Strahlenrisiken bestens vertraut. Die Aufnahme wurde im Rahmen einer Studie zur Einlegesohlunggestaltung gemacht, an der die Probandin wegen Fußproblemen bei längerem Stehen teilnahm.

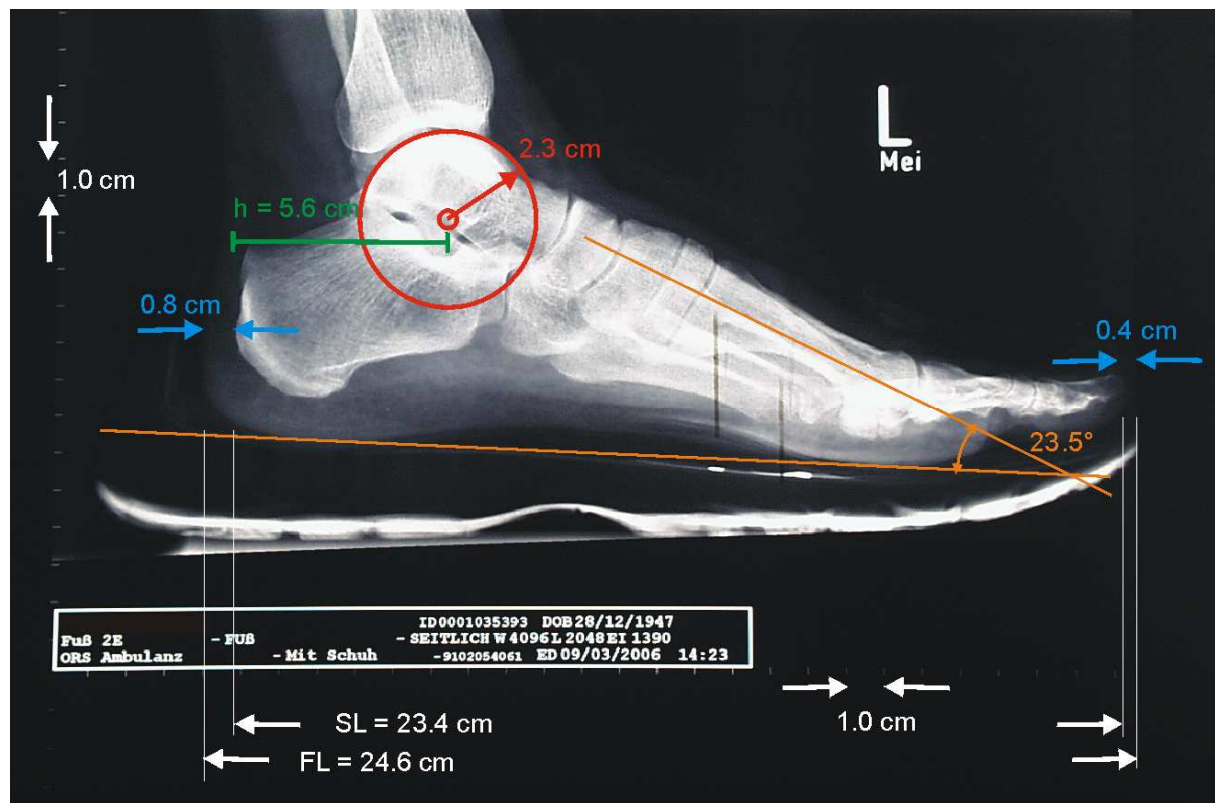


Abb. 6 Seitliche Röntgenaufnahme des Fußes einer Normalprobandin, Fuß unbelastet. SL: Skelettlänge, FL: Fußlänge (einschließlich Weichteilgewebeschnitt an Ferse und Zehe), h: Hebellänge vom Ansatz bzw. der Wirkungslinie der Achillessehne zur Drehachse des OSG. Schuhgröße 41 = 26,0 cm. Roter Kreis durch die Gelenkfläche von Talus zur Bestimmung der Lage der Gelenkachse des OSG.

1.3 Gangphasen

Der Bewegungsablauf beim Gehen wiederholt sich zyklisch. Die einzelnen Zyklen werden durch das Auftreten der Ferse getrennt. Die Standphase ist der Anteil des Bewegungszyklus mit Bodenkontakt des Fußes, in der Schwungphase ist das Bein angehoben und wird nach vorn geschwungen. Beim Gehen sind die Anteile etwa 60% zu 40% an der gesamten Dauer des Bewegungszyklus.

Die **Standphase** wird im folgenden der Studie häufig auch als **Bodenkontaktphase** bezeichnet, insbesondere dann, wenn explizit die Zeit von der allerersten Berührung der Ferse bis zur letzten Bodenberührung der Zehen vor dem Abheben des Fußes gemeint ist (wie in Abb. 7). Die Bezeichnung *Standphase* ist im Zusammenhang mit einem Bewegungsablauf außerdem etwas irreführend.

Die Bodenkontaktphase wird anhand der Kraftkomponente in Gangrichtung weiter aufgeteilt in Auftrittphase und Abstoßphase (vgl. Kap. 3.8.2, S. 50 und Abb. 29, S. 52). Eine andere Aufteilung in Einbein- und Doppelbeinphase (mono- und bipedale Phase) orientiert sich an der aktuellen Funktion des Gegenbeins (vgl. Kap. 3.8.2, Abb. 30, S. 53).

Weitere mögliche Einteilungen orientieren sich stärker an der Funktion, d.h. an der aktuellen Größe verschiedener Parameter. In unserem Zusammenhang von Bedeutung sind dabei nur die Unterteilung anhand des äußeren Moments bzgl. des OSG,

das unmittelbar beim Auftreten in Plantarflexionsrichtung orientiert ist und die übrige Standphase in Dorsalextensionsrichtung (vgl. Kap. 3.8.2, S. 50 und Abb. 39, S. 63).

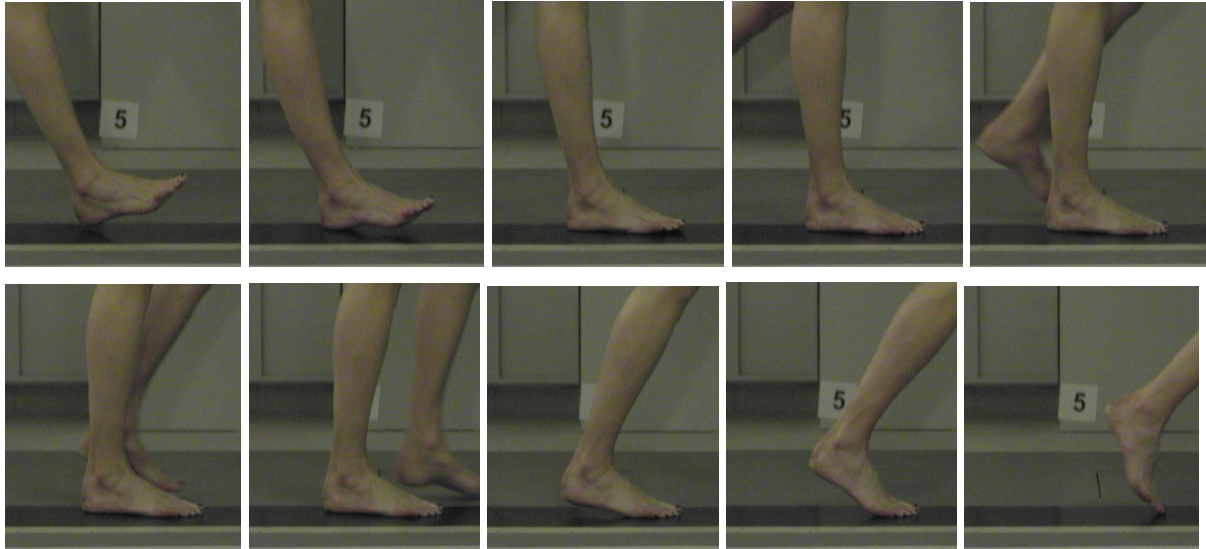


Abb. 7 Definition der Bodenkontaktphase in dieser Studie: Die Bodenkontaktphase reicht von der ersten Berührung des Fußes mit dem Boden (zumeist mit der Ferse wie in diesem Beispiel) bis zum letzten Kontakt vor dem Abheben des Fußes.

2 Fragestellung

Die klinische Erfahrung zeigt, dass nach wie vor zahlreiche Patienten z. T. dauerhaft erhebliche funktionelle und soziale Einschränkungen nach Fersenbeinfrakturen hinnehmen müssen. WESTPHAL [79] stellt deshalb die Frage, ob die bisher gebräuchlichen Methoden zur Messung von Behandlungsergebnissen nach Calcaneusfrakturen bereits ausreichend und geeignet sind, alle unfallbedingten Gesundheitsveränderungen zu erfassen. Gegebenenfalls müssten sie durch weitere Instrumente ergänzt werden, um alle Bereiche des Behandlungsergebnisses, des Outcomes, messtechnisch erfassen zu können.

In der vorliegenden Studie soll überprüft werden, ob die quantitative Beschreibung und die Bewertung durch die Ganganalyse, sowohl hinsichtlich strukturell/anatomischer Gesichtspunkte als auch hinsichtlich der funktionellen Wiederherstellung, einen hilfreichen Zugewinn an Informationen und einen Fortschritt in der Fraktureinschätzung und in der Einschätzung der erreichten Gesundheitsverbesserung bringen kann. Außerdem soll überprüft werden, ob diese quantitative Bewertung mit der Ganganalyse und die qualitative Bewertung hinsichtlich des Wohlbefindens durch den Patienten selbst miteinander korrelieren. Die subjektive Befindlichkeit der Patienten wird anhand unterschiedlicher Fragebögen ausgewertet.

3 Material und Methodik

3.1 Datenerhebung

Aus dem Archiv des Klinikums rechts der Isar, dem OP-Buch, dem SAP-System und dem ICD-Schlüssel wurden die Daten der Patienten mit zurückliegenden Calcaneusfrakturen erhoben. Die Klassifikationen wurden soweit vorhanden übernommen und durch vorliegende CT-Bilder der Frakturen ergänzt und gegebenenfalls korrigiert.

3.2 Patienten / Probanden

Im Zeitraum vom September 1991 bis Oktober 2004 wurden insgesamt **118 Patienten mit 139 Calcaneusfrakturen** der unfallchirurgischen Abteilung im Klinikum rechts der Isar vorgestellt und behandelt. Davon hatten 97 Patienten einseitige Frakturen und 21 Patienten beidseitige Frakturen erlitten. Von den 118 Patienten waren 31 weiblich mit 37 Calcaneusfrakturen und 87 männlich mit 102 Frakturen. 67 Frakturen betrafen den linken Fuß, 72 die rechte Seite.

Den Patienten wurden Fragebögen, der Maryland-Foot-Score, der altersabhängig Aktivitäts- und Sportniveau erfasst, und ein modifizierter Fragebogen nach Lysholm zugeschickt. **76 Bögen** wurden ausgefüllt zurückgeschickt. Die fehlenden Bögen betreffen unbekannt verzogene Patienten, einen verstorbenen Patienten, neun Patienten, die sich im Ausland befanden und 19, die nicht antworteten, sowie vier weitere Patienten, die nicht teilnehmen wollten. Ein Fragebogen ist in Anhang A, S. 151 und Anhang B, S. 152 wiedergegeben. Abb. 8 fasst die Kollektivdaten zusammen.

Von den **36 Patienten**, die zu einer Nachuntersuchung in die Klinik kamen, haben sich zwischen Oktober 2004 und November 2004 **33 Patienten mit 39 Calcaneusfrakturen** zur Teilnahme an einer Ganganalyse bereit erklärt. Davon waren 13 weiblich und 20 männlich und mindestens 17 Jahre alt (17 bis 85 Jahre).

Die Geschlechtsverteilung und die Altersverteilung der Patienten dieser Studie werden in Anhang D, S. 158 wiedergegeben. In den Diagrammen wird der Anteil der Patienten gesondert wiedergegeben, die sich bereit erklärten, bei den Ganguntersuchungen mitzumachen. Das Interesse an der Ganguntersuchung war bei den weiblichen Patienten offensichtlich größer war als bei den männlichen.

Für diese Untersuchungen bestanden ansonsten keine zusätzlichen einschränken- den Auswahlkriterien außer einer einigermaßen freien Gehfähigkeit. 3 der Patienten mit klinischer Nachuntersuchung wurden deshalb von der Ganganalyse ausgeschlossen.

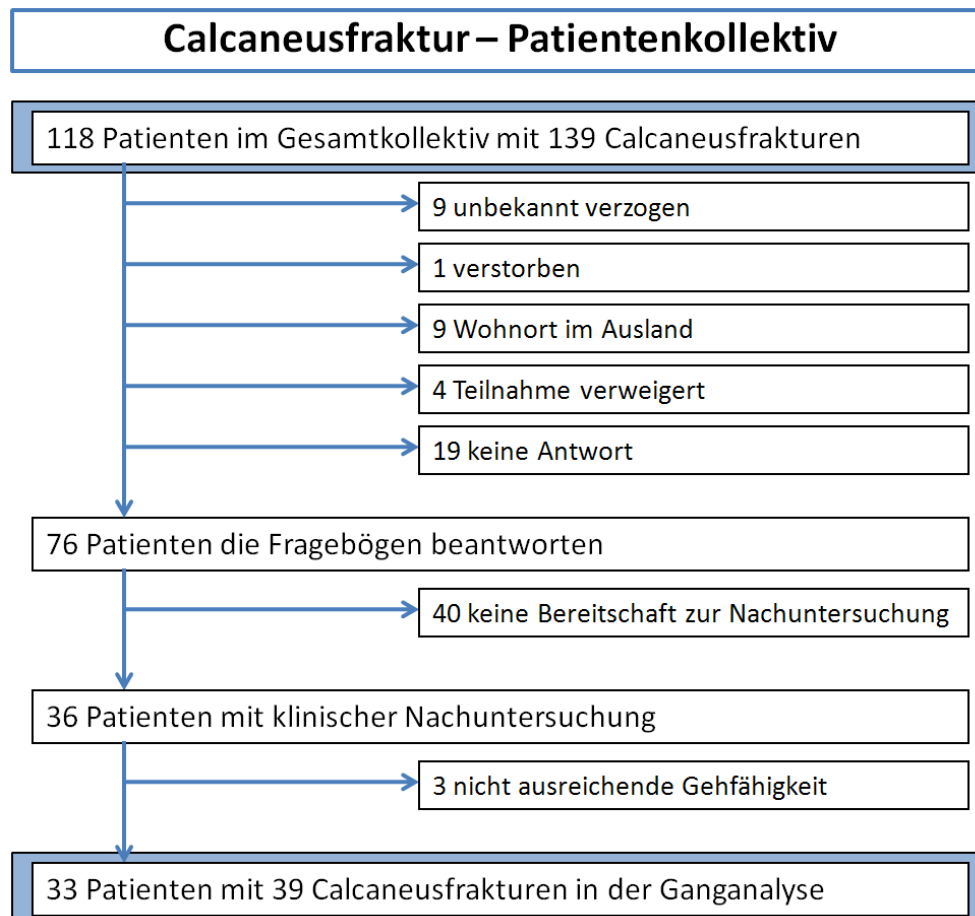


Abb. 8 Patientenkollektiv dieser Studie

60 der insgesamt 139 Frakturen zogen sich die Patienten in der Freizeit zu, 47 während der Arbeit, 14 bei einem Verkehrsunfall, 16 bei einem Suizidversuch und ein Patient mit bilateraler Calcaneusfraktur sprang auf der Flucht aus einem Gefängnis.

Die Hauptursachen der Calcaneusfrakturen bei den Ganganalysepatienten waren Arbeitsunfälle (15 Patienten) und Freizeitunfälle (13 Patienten). Andere Ursachen waren von suizidalen Absichten (2 Patienten) und Verkehrsunfälle (3 Patienten). Von diesen 33 Patienten erlitten 27 einseitige und 6 beidseitige Frakturen.

34 Patienten mit zusammen 39 Calcaneusfrakturen erlitten mehrere zusätzliche Verletzungen, von diesen waren 6 Teil der Ganguntersuchung. Weitere 19 Patienten mit zusammen 23 Calcaneusfrakturen erlitten ein Polytrauma mit Begleitverletzungen, wovon nur 1 Patient in der Ganguntersuchung teilgenommen hat.

Von allen Patienten wurde ursprünglich bei Aufnahme ein Röntgenbild der Fraktur angefertigt. Bei 92 der Frakturen konnte anhand von CT-Aufnahmen eine Klassifikation nach Sanders vorgenommen werden. Das Schema der Klassifikation nach Sanders ist in Abb. 19 und die Häufigkeitsverteilung der Verletzungsgrade nach Sanders in Abb. 20 in Kap. 3.3 *Klassifikation der Frakturen*, S.26 wiedergegeben. Die verbliebenen 47 Frakturen konnten wegen fehlender CT-Bilder nicht nach Sanders klassifiziert werden.

Die Frakturen wurden nach drei verschiedenen Methoden therapiert: konservativ, operativ-offen oder arthroskopisch. Von insgesamt 139 Frakturen wurden 43 konser-

vativ, 78 operiert und 18 arthroskopisch behandelt. Von der 39 Frakturen der Ganguntersuchung wurden davon 9 konservativ, 22 operiert und 8 arthroskopisch behandelt.

Die Verteilung nach Sanders-Klassifikation und der Behandlungsalgorithmus in Kap. 3.4 S.36.

Alle **Messungen im Ganglabor** wurden beim Gehen gemacht, die Druckverteilungs- und Bodenkraftmessungen beim freien Gehen, die Messung der Winkelbewegungen z. T. auch beim Gehen auf dem Laufband. Als Voraussetzung an die Probanden und die Patienten wurde deshalb die einigermaßen freie Gehfähigkeit ohne Hilfsmittel gestellt.

Die Verletzung der 33 im Ganglabor untersuchten Patienten lag jeweils mehrere Jahre zurück. Die Ausheilung war deshalb in allen Fällen vollständig abgeschlossen, sodass keine akute Symptomatik mehr das Bewegungsbild stören konnte.

Die Ansicht, wann eine Follow-Up-Untersuchung nach der Behandlung einer Calcaneusfraktur vorgenommen werden soll, streut in der Literatur sehr. MAXFIELD [39] schreibt über seine Erfahrungen nach offener Reposition nach Palmar und führt die letzte Evaluation seiner Patienten zwischen 4½ Monaten und 44 Monaten postoperativ durch. Im Durchschnitt lag die Evaluation 21.7 Monate nach der Behandlung. SIEBERT [68] schreibt über eine Studie von Lindsay und Dewar, dass die subjektiven und objektiven Symptome nach einer Calcaneusfraktur mindestens 18 Monate bis zur Stabilisierung brauchen. Er beschreibt eine weitere Studie von PARMER [50], die besagt, dass die Evaluation schon nach einem Jahr möglich wäre. In der vorliegenden Studie lag das Follow-Up mindestens 174 Tage und im Mittel ca. 45 Monate nach der Behandlung der Calcaneusfraktur.

Für die **Normaldatenbasis** wurden die Messdaten von 103 gesunden Probanden herangezogen. Als gesund gewertet wurden, in Anlehnung an die befindlichkeitsorientierte Definition der Weltgesundheitsorganisation WHO, Probanden, die keinerlei Schmerzen am Bewegungsapparat oder sonstige Probleme beim Gehen äußerten, und die noch keine knöchernen Verletzungen oder Bandverletzungen am Fuß oder Sprunggelenk hatten.⁶ Füße mit auffälligen Fehlstellungen oder Veränderungen, z.B. Hallux valgus, wurden ebenfalls ausgeschlossen.

Nach HOFFMANN [26] gibt es eine optimale **Gehgeschwindigkeit** mit minimalem Kraft- und Energieaufwand (vgl. auch Kap. 3.8.2). Diese liegt bei Männern und Frauen bei 4,0 km/h. Alle Probanden und Patienten wurden bei den Messungen angehalten, in ihrer Alltags-Gehgeschwindigkeit zu gehen. Da ein Großteil dazu tendiert, sich in der Laborsituation eher etwas verhalten zu bewegen, wurden diese Patienten zu flottem Gehen ermuntert. Bei gehbehinderten Patienten wurde natürlich auf deren Möglichkeiten Rücksicht genommen.

Eine sehr geringe Gehgeschwindigkeit wirkt sich auf die gemessenen Parameter aus, insbesondere auf die Form der Bodenkraft, wie in Kap. 3.8.2 gezeigt wird, und geht damit in die Bewertung der Mobilität des Patienten ein. Im Mittel war die Gehge-

⁶ Die WHO definiert den Begriff der Krankheit als Gegensatz zu demjenigen der Gesundheit. Letztere wird definiert durch den Zustand völligen körperlichen, seelischen und sozialen Wohlbefindens.

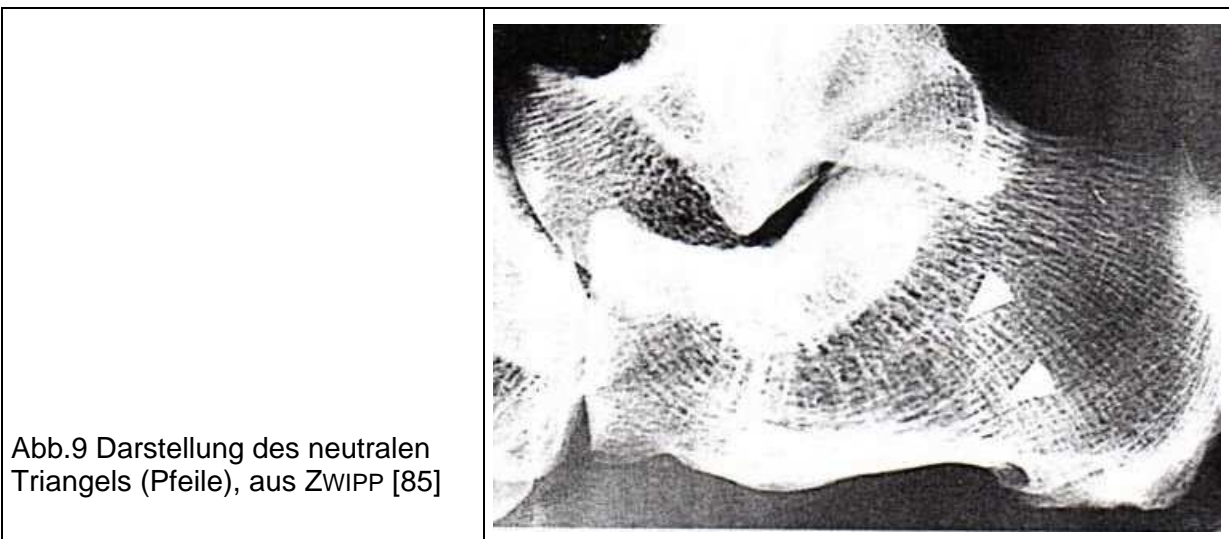
schwindigkeit der Patienten mit Calcaneusfraktur aber dennoch deutlich geringer als die der Normalprobanden (vgl. Kap. 4.2, S. 95 und Abb. 60, S. 97).

3.3 Klassifikation der Frakturen

3.3.1 Ätiologie und Pathomechanismus

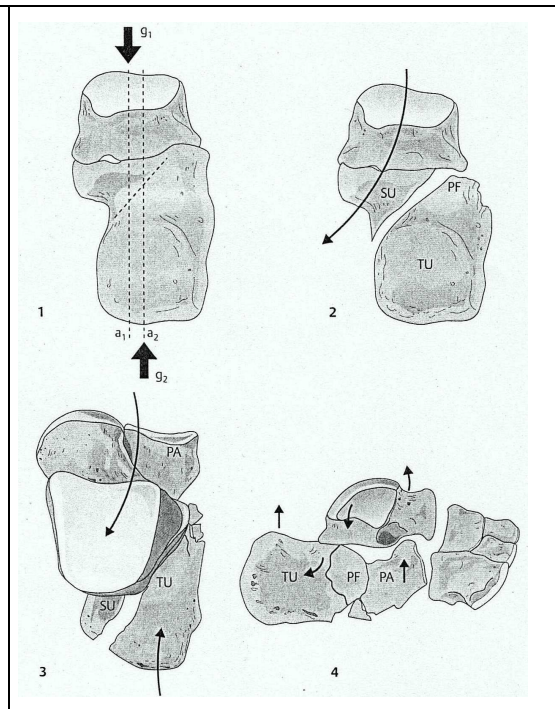
Wegen seines anatomischen Aufbaus ist bei einer Fraktur des Calcaneus meistens eine Gelenkbeteiligung festzustellen. Am häufigsten ist hierbei die posteriore Facette betroffen, gefolgt vom Calcaneocuboidgelenk. Eine simultane Beteiligung ist häufig. Auch Trümmerfrakturen und eingestauchte Brüche kommen verhältnismäßig oft vor (WIRTH [81]).

Aufgrund des biomechanisch bedingten Verlaufes der Kraftvektoren entsteht eine Zone mit verminderter Trabekelstruktur, das neutrale Triangel (Abb.9). Die primäre Fraktur verläuft hier entlang der Vorderkante des Triangels (ZWIPP [85]).



Würde die Fraktur dreidimensional betrachtet, wäre eine primäre Frakturfläche zu sehen, die entsprechend der auseinanderweichenden Achsen von Talus und Calcaneus von vorne lateral nach hinten medial verläuft und schräg nach vorne medial gekippt ist. Diese Fläche bzw. Frakturlinie trennt die beiden Hauptfragmente: Das anteromediale, sustentaculumtragende und das posterolaterale Fragment mit dem Tuber. Ist die Stauchungsenergie noch nicht verbraucht, so entstehen sekundäre Frakturlinien (siehe Abb. 10, BRUNNER [9], CARR [12], SARRAFIAN [60]).

Abb. 10 Entstehungsmechanismus der Hauptfragmente: nach axialer Gewalteinwirkung schert das sustentaculumtragende Hauptfragment (SU) gegenüber dem tuberositäreren Fragment (TU) wegen der versetzten Achsen von Talus und Calcaneus (g_1 , g_2) ab. Bei fortgesetzter Gewalteinwirkung entstehen auf Grund der Einstauchung des Processus tali bei intraartikulären Frakturen ein separates posterolaterales Facettenfragment (PF) sowie ein Processus-anterior-Fragment (PA), aus ZWIPP [85]



In 36% der Fälle von intraartikulären Fersenbeinbrüchen liegen vier Fragmente, in 58% der Fälle fünf Fragmente vor. Die fünf Hauptfragmente sind:

- Sustentaculäres Fragment (SU)
- Tuberositäres Fragment (TU)
- Posteriores Facettenfragment (PF)
- Processus anterior Fragment (PA)
- Anteriores Fragment

Die Anzahl der beschädigten Gelenkfacetten steht im direkten Zusammenhang mit der zunehmenden Fragmentpathologie. Die posteriore Facette ist in 97% der Fälle betroffen, die calcaneocuboidale Gelenkfacette in 59%. In 8% der Fälle frakturiert die talocalcaneare Gelenkfläche (ZWIPP [85]).

Jungen Patienten, bei denen der Knochen eine größere elastische Verformbarkeit aufweist, kommt es eher zum knöchernen Ausriss der Achillessehne, die auch als *Entenschnabelfraktur* bezeichnet wird (ZWIPP [85]). Diese Fraktur ist meist extraartikulär. Alternativ kann das Ligamentum bifurcatum aus dem Processus posterior des Calcaneus knöchern ausreißen. Dies geschieht entlang der Hellpapp-Supinationslinie und entsteht bei Supinationstraumen des Fußes (WIRTH [81]).

3.3.2 Radiologische Diagnostik der Frakturen

Unfallspezifische anamnestische Angaben sowie eine druckschmerzhafte Schwellung mit begleitendem Hämatom, verteilt über den gesamten Rückfuß, zwingen sowohl zur Anwendung bildgebender Verfahren, als auch zur Graduierung des Weichteilschadens, von dem Prognose und Versorgungszeitpunkt abhängen (KINZL [31]). Zur Beurteilung der knöchernen Strukturen stehen heute zwei verschiedene Verfahren zur Wahl: Die konventionelle Radiographie und die Computertomographie (CT). Grundlagen jeder chirurgischen Therapie sind laterale und dorsoplantare Röntgenaufnahmen des betroffenen Fußes sowie die in 2 Ebenen durchzuführende axiale und koronare CT-Untersuchung (THERMANN [75]).

Konventionelle Radiographie

Um ein aussagekräftiges Röntgenbild des Calcaneus zu erhalten, werden als übliche Standardröntgenaufnahmen eine mediolaterale Seitenaufnahme und eine axiale Aufnahme angefertigt (MÖLLER [46], S. 136-139).

Die mediolaterale Seitenansicht zeigt als Übersichtsaufnahme neben Talus, oberem Sprunggelenk und Chopart-Gelenk den Calcaneuskörper, die subtalare Gelenkregion, den Processus anterior und das calcaneocuboidale Gelenk (HUANG [27]). Vor allem die Ausmessung des Tubergelenkwinkels, den sogenannten Böhler-Winkel, wird als klassisches Beurteilungskriterium der Schwere der Fraktur (ATKINS [1], KOVAL [34]) hier gegeben. Die angenommenen Normwerte liegen bei 30°–40°.

Sagittale Frakturen, Brüche des Sustentaculum tali und des Tuber calcanei sowie Verbreiterungen des Corpus calcanei werden in der axialen Aufnahme gut erkennbar. Im dorsoplantaren Strahlengang können Informationen über eine Beteiligung und Verletzungen im Bereich des Chopart-Gelenks gewonnen werden (HUANG [27]).

Die Aufnahmen sollten immer im Vergleich zur Gegenseite gemacht werden. Besonders zur Beurteilung des Böhler-Winkels und der Subtalargelenkebene werden Seitenvergleiche von großem Nutzen (ZWIPP [85]).

Bei der Prüfung der subtalaren Instabilität werden schräge Aufnahmen und – sehr selten - Arthrographien unter Belastung zusätzlich angewendet. Die weitverbreitete Belastungsaufnahme ist die schräge Aufnahme nach Brodén. Bei dieser Aufnahme wird der Röntgenstahl 30 Grad in der lateromediale und 40 Grad in der kaudokraniale Richtung gedreht. Das subtalare Gelenk wird unter Belastung invertiert. Eine Instabilität des subtalaren Gelenkes wird dann angenommen, wenn der Verlust der Parallelität der artikulierenden Gelenkflächen der Talus und Calcaneus dargestellt wird (vgl. Abb. 11, SIJBRANDIJ [70]).

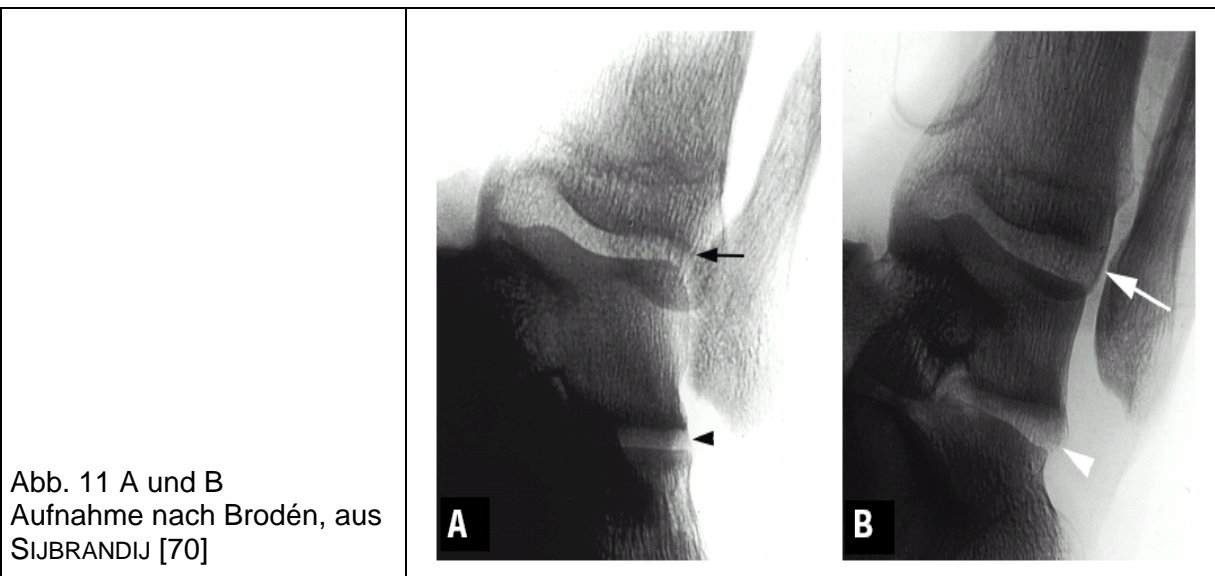


Abb. 11 A und B
Aufnahme nach Brodén, aus
SIJBRANDIJ [70]

A: Die Brodén Aufnahme zeigt keine talare Neigung (Pfeil) und keine subtalare Neigung (Pfeilkopf). Die talare Neigung wird mit einer Linie entlang der Kondylen der Tibia und eine Linie durch das Tibiaplateau gemessen. Die subtalare Neigung wird entlang der artikulierenden Gelenkflächen der Talus und Calcaneus gemessen.

B: Die Brodén Aufnahme stellt die Neigung des talotibialen Gelenks (Pfeil) sowie der Verlust der Parallelität der artikulierenden Gelenkflächen des Talus und Calcaneus (Pfeilkopf) dar.

Computertomographie (CT)

Wegen der komplexen Anatomie des Calcaneus bzw. des unteren Sprunggelenkes mit seiner Vielzahl von knöchernen Strukturen und Gelenkflächen, die sich übereinander projizieren, ist die eindeutige Diagnosestellung anhand von nur zwei Standardaufnahmen meist unmöglich. Durch die Einführung des CT wurde es möglich, hochauflösende Bilder des Sprunggelenks zu gewinnen und damit ausführliche Information über die knöchernen Strukturen und Gelenkflächen darzustellen. Außerdem wird durch die multiplanare Rekonstruktion der Bilder eine allseitige Auswertung des Gelenks besser und leichter dargestellt (SIJBRANDIJ [70]).

Die calcaneare Facette des posterioren subtalaren Gelenkes kann in einem posteromedialen und einem anterolateralen Aspekt des Gelenks unterteilt. Die posteromediale Portion zeigt eine fast horizontale Orientierung und macht einen Winkel von ca. 40 Grad kraniokaudal mit der anterolateralen Portion. Wenn der Winkel invertiert ist, dreht und verschiebt sich die sphärische und zylindrische subtalarische Gelenkflächen ohne viel Kontakt zwischen die Gelenkflächen zu verlieren (vgl. Abb. 12, SIJBRANDIJ [70]).

Abb. 12 Invertierte Belastungsaufnahme der koronaren CT Rekonstruktion der posteriore subtalare Gelenk, aus SIJBRANDIJ [70]

Die Gelenkflächen des Talus und des Calcaneus zeigen eine kleine Ausprägung der Inkongruenz zwischen den beiden Knochen (Pfeil). Der Pfeilkopf stellt die talotibiale Neigung mit einem sogenannten Vakuum-Phänomen dar.



Im Normalfall der neutralen Position des Sprunggelenks, stehen der Talus und Calcaneus nicht genau nebeneinander und die Gelenkflächen zeigen nicht genau die gleichen Größen. Deshalb wird schon im Normalfall eine kleine Abweichung der Kongruence der Knochen gefunden. Mit der Inversion des Rückfußes verschiebt sich die Gelenkflächen des Talus und Calcaneus. Folgedessen vergrößert sich die Inkongruence der Knochen und die Kontaktfläche der artikulierenden Gelenkflächen der beiden Knochen verschwindet als Resultat. Dieser Veränderungen werden insbesondere in der axialen und sagittalen CT-Aufnahmen gut darstellbar (vgl. Abb. 13 und Abb. 14, SIJBRANDIJ [70]).

Abb. 13 Axiale CT-Abschnitt während Belastung.
Subluxation des posterioren (Pfeile) und Mitte des subtalaren Gelenks (Pfeilköpfe), aus SIJBRANDIJ [70]

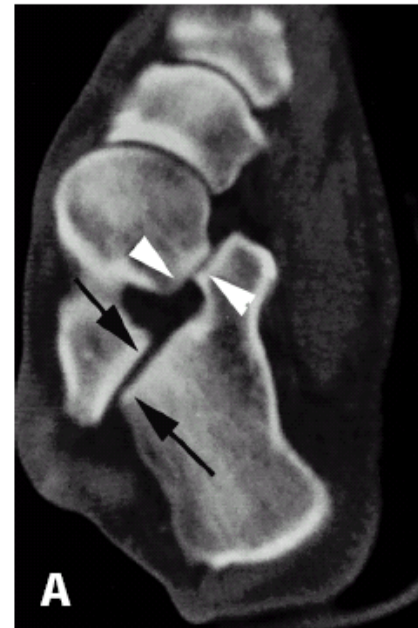
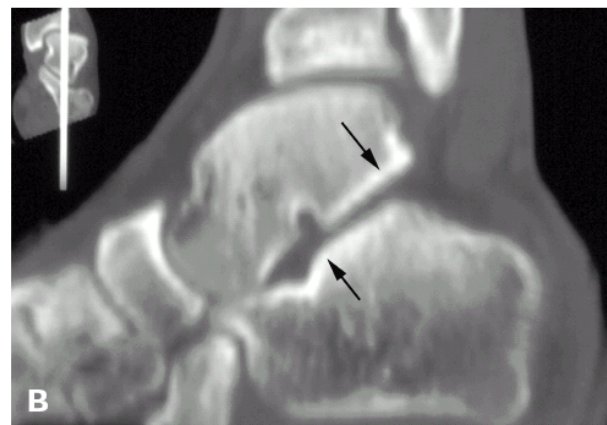


Abb. 14 Sagittale CT-Rekonstruktion der Subluxation des Talus und Calcaneus (Pfeile), aus SIJBRANDIJ [70]



In der klinischen Routine werden zur besseren präoperativen Planung, die primären Schichtungen zum einen axial zum anderen koronar zu legen (ZWIPP [85]).

Die axiale Schichtebene ist für eine Beurteilung des Calcaneocuboidalgelenks, eventueller Verkürzungen oder Verbreiterungen des Calcaneus und möglicher Abweichungen der Achsen zwischen Calcaneus und Os. cuboid gut geeignet (SCHOENING [65]). Für eine gute Darstellung der Anzahl der Hauptfragmente, für die Situation an der hinteren Gelenkfläche, für das Sustentaculum, für eine eventuelle Verbreiterung oder Höhenminderung und ferner für das umliegende Weichteilgewebe ist eine Aufnahme in koronarer Schnittebene effektiv (SOLOMON [72], WILSON [80]).

Auch funktionelle Defizite nach Calcaneusfrakturen, wie Impingement der peronealen Sehne, die Angrenzung des lateralen Malleolus und die Dislokation der peronealen Sehne durch die Durchdringung der lateralen Calcaneuswand, können mit dem CAT (*Computed Axial Tomography*) identifiziert werden, beispielsweise wenn sekundäre Korrigieren beabsichtigt ist. Es ist davon auszugehen, dass ein wiederhergestellter anatomischer Rückfuß ein ausreichendes funktionelles Ergebnis mit sich bringt (MITTLMEIER [45]).

3.3.3 Klassifikation der Frakturen

Aus dem Jahr 1937 stammt die früheste **Einteilung von Böhler**. Die Einteilung beschreibt 8 Typen und orientiert sich in rein deskriptiver Weise an morphologischen Merkmalen, z. B. den Gelenkwinkeln. Die Klassifikation dieser Frakturen stützt sich, wie auch alle weiteren Schemata bis Ende der achtziger Jahre des 20. Jahrhunderts, auf die Auswertung konventioneller Röntgenaufnahmen. Watson-Jones schlägt eine Einteilung nach A = extraartikulär, B = intraartikulär, ohne Dislokation und C = intraartikulär, mit Dislokation vor (BÖHLER [7], SCHOENING [65]).

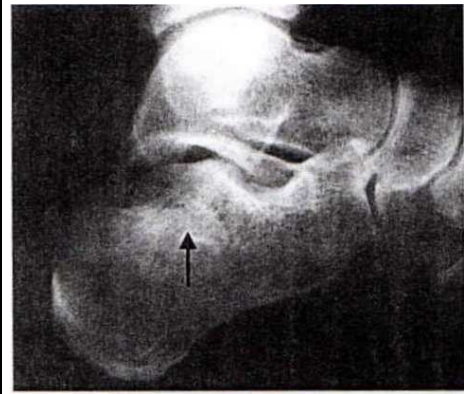
Frakturen, die intraartikulär verlaufen und im Gissane-Winkel beginnen, werden als Primärfrakturen bezeichnet. Sie schlagen wie ein *„Meißel in das Fersenbein“* ein und lassen im ersten Schritt ein vorderes, das superio-mediale, und ein hinteres Hauptfragment entstehen, welches die posteriore Facette beinhaltet. Je nach Position des Fußes zum Verletzungszeitpunkt verläuft die Frakturlinie bei Pronationsstellung eher lateral, bei Neutralstellung durch das Gelenk und bei Haltung des Fußes in Supination durch die antero-mediale Facette zur posterioren hin (ZWIPP [85]).

Die **Einteilung geschlossener und offener Frakturen nach Tscherne**, die auf der Einteilung von Allgöwer basiert, definiert erstgradig offene Frakturen durch das Auftreten einer Komplikationswunde bei Durchspießung der Haut durch Knochenfragmente von innen nach außen, zweitgradig offene Frakturen weisen mithin einen erhöhten Schweregrad der Haut-, Muskel- und Knochenzerstörung auf, und drittgradig offene Frakturen liegen bei Vorhandensein von neuronalen und vaskulären Schädigungen vor. In Jahre 1984 modifizierte Gustilo seine Einteilung drittgradig offener Frakturen durch die Unterteilung in 3 Untergruppen: keine Periostverletzung, Deperiostierung und Nerven- und Gefäßverletzung. Hierdurch konnten präzisere Aussagen zur Prognose einer offenen Fraktur, z.B. die Heilungsmuster oder das Auftreten zur Prognose einer offenen Fraktur, z.B., die Heilungsdauer oder das Auftreten von Sekundärkomplikationen betreffend, gemacht werden. Allerdings war diese Klassifikation nicht mit einem Scoresystem zur Abschätzung des Risikos des Extremitätenverlustes kombiniert worden (SEEKAMP [67]).

Nach **Essex-Lopresti** wird zwischen **extra- und intraartikulären Frakturen** unterschieden. Bei Frakturen mit einer sekundären Frakturlinie, die sich je nach Energie des Aufpralls und Struktur des Knochens im Tuber calcanei bildet und mit Gelenkbeeteiligung einhergeht, wird sie äußerst praktikabel in einen „Tongue-Type“ und „Joint-Depression-Type“ unterteilt (KINZL [31]).

Die Joint-Depression- oder Impressionsfraktur betrifft hauptsächlich die posteriore Facette, die keilartig und rotiert in das posterolaterale Fragment eingestaucht wird. Die Frakturlinie verläuft unmittelbar in das Tuber hinein. Dadurch entsteht ein posteriores Facetten- oder semilunäres Fragment. Es resultiert eine Doppelkontur unterhalb der posterioren Facette mit einer oft nur mäßig erweiterten radiologisch sichtbaren Gelenkspaltbildung und eventueller Abflachung des Tubergelenkwinkels (siehe Abb. 15, hier mit radiologisch erweitertem Gelenkspalt). Dieser Frakturtyp entsteht bei dorsal flektiertem Fuß (SCHOENING [65], WIRTH [81]).

Abb. 15 Radiologische Darstellung der Joint-Depression-Type-Fraktur nach Essex Lopresti, aus WIRTH [81]



Bei plantar flektiertem Fuß entsteht eine Tongue-Type-Fraktur, bei der die Frakturlinie bis in das Tuber nach dorsal reicht. Die Gelenkfacette wird zusammen mit dem sog. „Zungenfragment“ gedreht. Als weitere Hauptfragmente werden ein Processus anterior-Fragment sowie ein Fragment der anterioren Gelenkfacette beschrieben (BRUNNER [9], ESSEX LOPRESTI [20]).

Hierbei resultiert häufig ein negativer Winkel, der durch das nach kranial gezogene Tuber- und Processus-anterior-Fragment entsteht. Bei diesem Frakturtyp läuft die Bruchlinie anders als beim Joint-Depression-Typ nach langstreckigem Verlauf über das Tuber aus (WIRTH [81]). Dieser Typ führt besonders häufig zum „schweren Kollaps des Rückfußes“ (siehe Abb. 16, ZWIPP [85]).

Meist wird das posteriore Gelenkfacettenfragment in den Calcaneus eingestaucht und/oder gleitet entlang der schrägen Hauptfracturebene ab. Hierdurch kommt es zu einer Höhenminderung und einer Verbreiterung des Korpus (BRUNNER [9]).

Abb. 16 Tongue-Type-Fraktur nach Essex Lopresti; nach kranial verschobenes Tuber- und Processus anterior-Fragment; negativer Winkel (gestrichelte Linie), aus WIRTH [81]

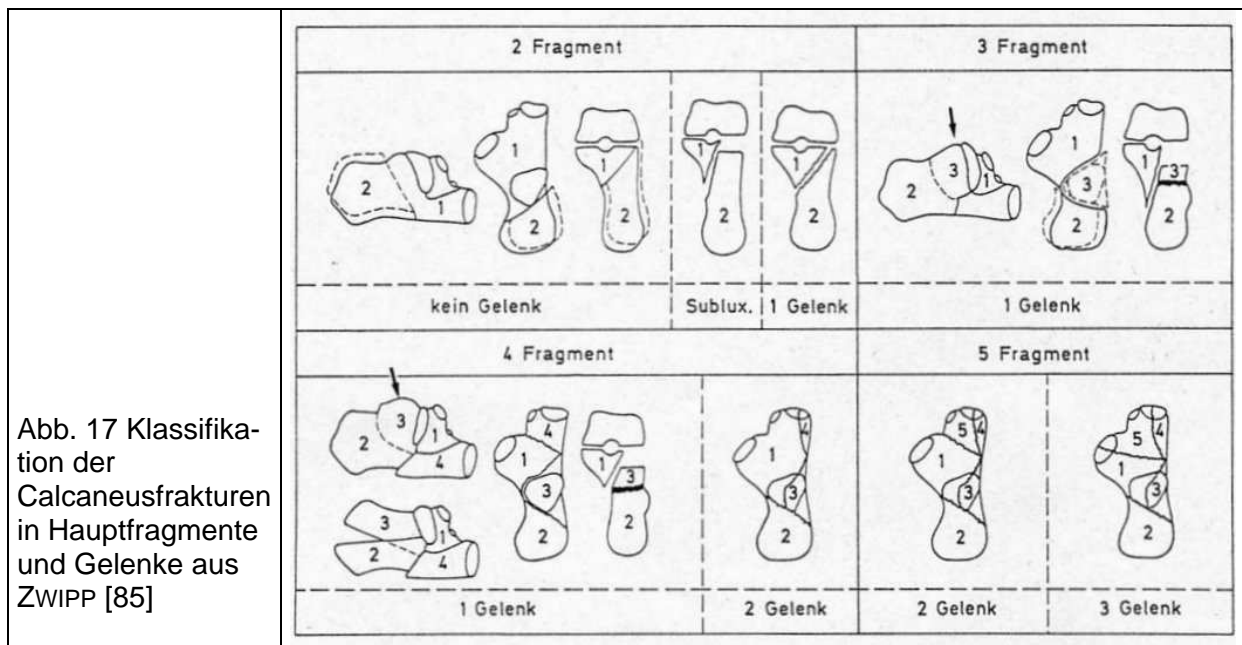


Verläuft eine Frakturlinie durch den Processus anterior wird diese als tertiär bezeichnet. Es können nun bis zu fünf Hauptfragmente entstehen. Diese bilden mit zu Hilfenahme des CT eine weitere Klassifikationsmöglichkeit. Auch hier wird die Beteiligung der drei Gelenkfacetten mit berücksichtigt.

Sind zusätzlich Weichteilschäden anzuführen, werden sie ja nach Ausmaß in drei Stufen graduiert. Frakturen der benachbarten Knochen oder Trümmerfrakturen eines Hauptfragmentes werden ebenfalls bei der Einstufung der Fraktur mit einbezogen (WIRTH [81]).

Die Einfachheit dieser Klassifikation begünstigte die weltweite Verbreiterung, zeigte jedoch auch bald den entscheidenden Nachteil auf: der sog. „Joint-Depression-Type“ umfasste zu viele verschiedene Frakturtypen, die sich sowohl in ihrer Prognose wie auch in dem anzuwendenden Behandlungsregime teilweise grundlegend unterschieden. Es wurden deshalb von mehreren Autoren Ergänzungen dieses Klassifikationschemas vorgeschlagen, die Parameter wie Unfallmechanismus, Lage der primären Frakturlinie und Anzahl der Fragmente berücksichtigt (THERMANN [75]).

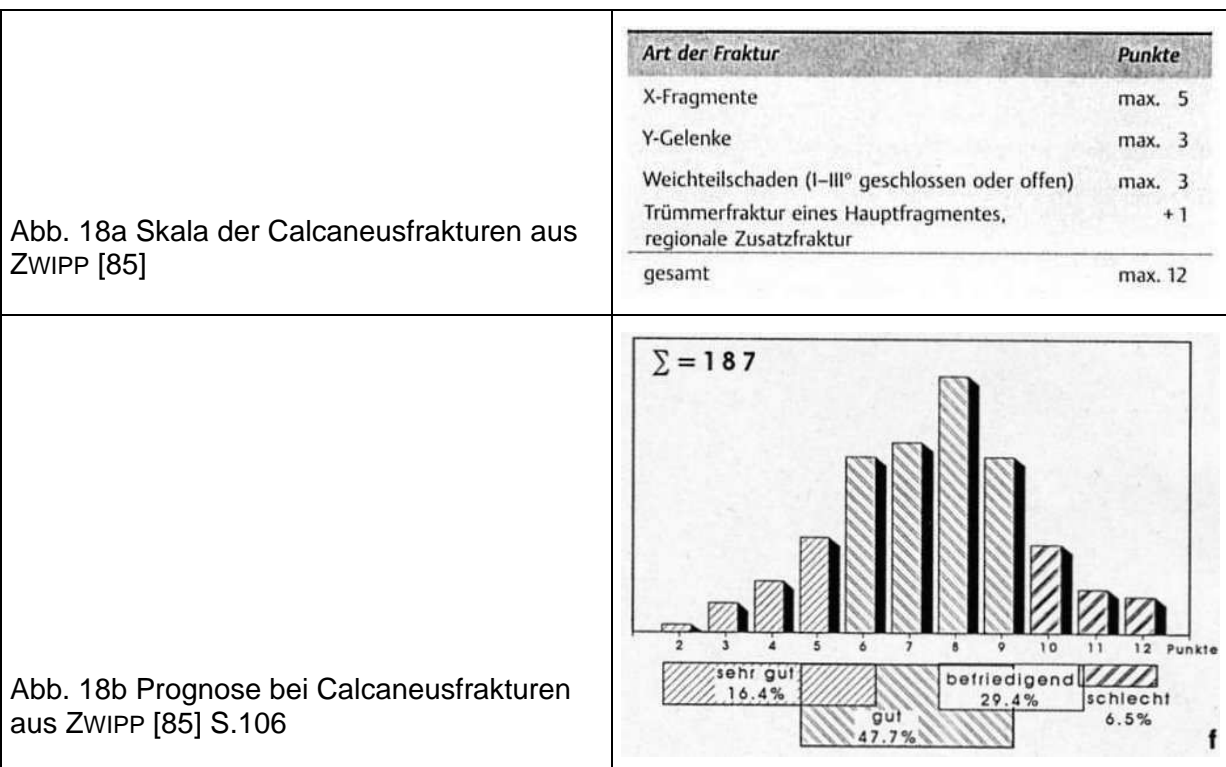
Zwipp favorisiert hingegen ein CT-basierte **Klassifikationsschema**, das den Calcaneus in 5 Hauptfragmente und 3 Gelenke unterteilt. Die Frakturen wurden entsprechend der Anzahl der betroffenen Hauptfragmente und Gelenke eingeteilt, wobei für das endgültige Scoring noch zusätzlich der Weichteilschaden berücksichtigt wurde. Durch zusätzliche Beurteilung des Weichteilschadens ergibt sich eine Skalierung von prognostisch prädiktivem Wert (siehe Abb. 17, KINZL [31], THERMANN [75], ZWIPP [85]).



Zwipp erarbeitete aus diesen Einteilungsmöglichkeiten eine Punkteskala, die einen prognostisch prädikativen Wert von 86% hat (siehe Abb. 18a). Das von ihm vorgestellte X-Fragment / Y-Gelenk-System beruht auf CT-Bildern in axialer und (para)coronarer Schichtung. Nach Bestimmung der Hauptfragmentzahl und Zahl der betroffenen Gelenke errechnet sich durch Addition von möglichen Punktzahlen (bei den Fragmenten: 2–5 Stück, bei den Gelenken: 0–3 Stück) ein Gesamtscore, der das Ausmaß und die Schwere der Fraktur widerspiegeln soll. Desweiteren werden entsprechende Punkte für offene Brüche, schwere Trümmerzonen oder Begleitverletzungen wie Talus- oder Cuboidfraktur gegeben. Bei einer einfachen, extraartikulären Entenschnabelfraktur mit 2 Fragmenten und keinem beteiligten Gelenk vergibt man also 2 Punkte. Bei einer Fraktur, die aus 5 Fragmenten mit Beteiligung aller 3 Gelenkflächen und ausgeprägtem Weichteilschaden plus zusätzlicher Verletzung des Talus bestehen würde, ergibt sich die maximale Punktzahl von 12 (5 Fragmente + 3 Gelenke + 3 wegen Weichteilschaden + 1 wegen Zusatzverletzung).

Außerdem kann an Hand der Anzahl der Fragmente eine Empfehlung gegeben werden, von welcher Seite operativ angegangen werden soll (medial / bilateral) (ZWIPP [86]).

Auch eine Prognose kann anhand der Klassifikation nach Zwipp bezüglich des zu erwartenden operativen Erfolges gemacht werden (siehe Abb. 18b). So darf ein Patient mit z. B. sechs Punkten in diesem System mit einer Wahrscheinlichkeit von 86% mit einem exzellenten Ergebnis rechnen. Patienten mit einem errechneten Wert zwischen acht und zehn Punkten können einem befriedigenden Ausgang der Operation entgegenschauen und solche mit einem Wert über zehn müssen von einem schlechten Ergebnis ausgehen (ZWIPP [85]).



Das **Klassifikationssystem nach Sanders**, das besonders im amerikanischen Raum bevorzugt verwendet wird, basiert auf einer früheren Arbeit von Souer und Remy. Sanders unterteilt die posteriore Facette in 4 Säulen (SANDERS [57], [58], THERMANN [75]). Sie ist für das therapeutische Vorgehen und die funktionellen Ergebnisse entscheidend (KINZL [31], WIRTH [81]).

Vom coronaren Bildersatz wird das Bild mit der größten Höhengausdehnung unter der talaren Gelenkfläche ausgewählt. Das Corpus calcanei wird durch drei gedachte, senkrecht verlaufende Linien in vier „Säulen“ eingeteilt: lateral, zentral, medial und sustentaculär. Die Frakturen wurden entsprechend der Lokalisation der primären Frakturlinie sowie der zusätzlichen Frakturlinien aufgeteilt (vgl. Abb. 19, SANDERS [57], [58], THERMANN [75]).

Typ I entspricht hier einer nicht dislozierten Fraktur unabhängig von der Anzahl der Fragmentteile. Die empfohlene Therapie wäre konservativ. Typ II weist eine Frakturlinie bzw. zwei Fragment-Brüche auf. Sie werden je nach Position der primären Frakturlinie in die Subtypen II A – II C unterteilt. Alle Frakturen mit drei Fragmenten werden als Sanders Typ III bezeichnet, wobei das mittlere Fragment laut Sanders re-

gelmäßig nach kaudal imprimiert erscheint. Die Subtypen lauten hier III AB – III AC. Eine Trümmerfraktur wird als Sanders Typ IV bezeichnet und weist drei oder mehr Frakturlinien in der posterioren Facette auf. Die Typen II bis IV sollten operativ versorgt werden, wobei bei Typ IV oft eine Arthrodesis als vernünftigste Versorgungsart empfohlen wird (SANDERS [58], WIRTH [81]).

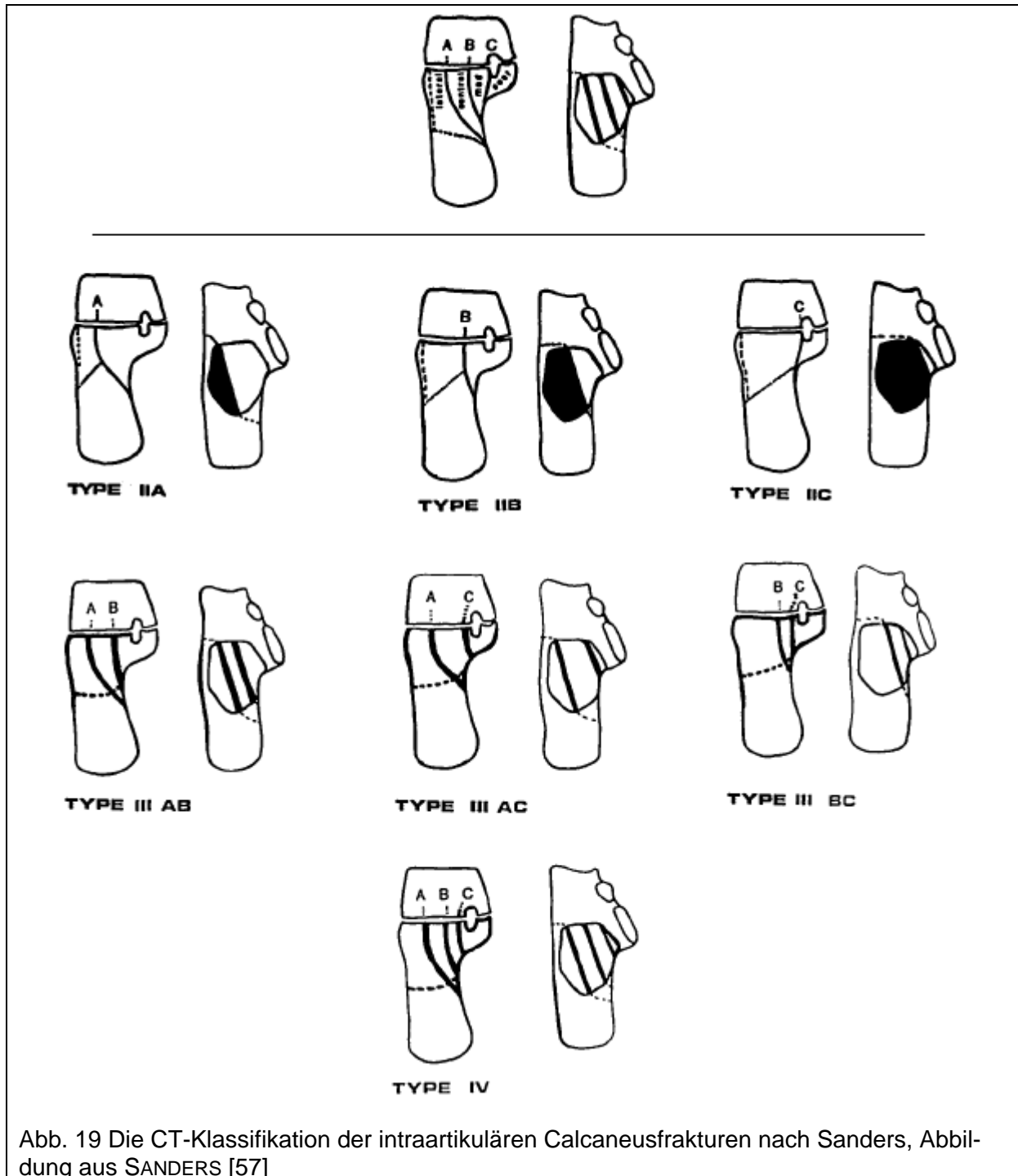


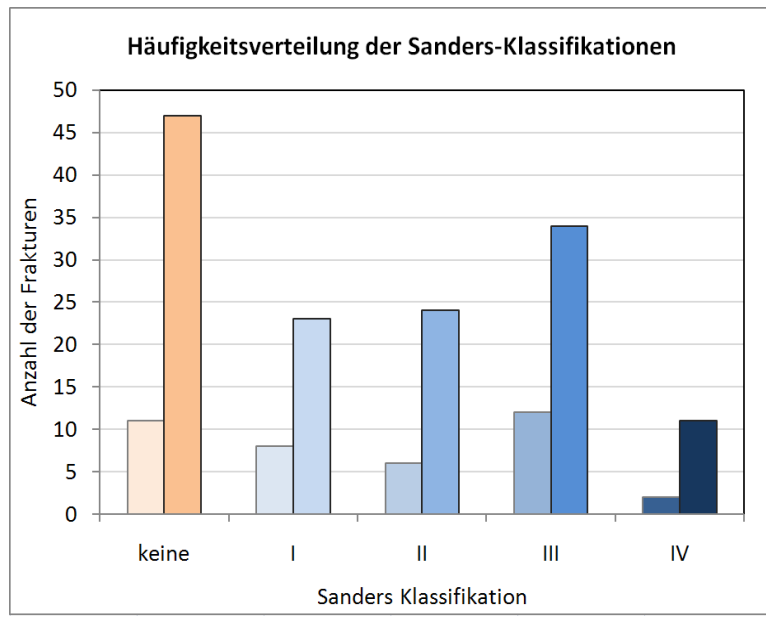
Abb. 19 Die CT-Klassifikation der intraartikulären Calcaneusfrakturen nach Sanders, Abbildung aus SANDERS [57]

Von allen Patienten wurde bei Aufnahme ein Röntgenbild angefertigt. 92 Frakturen konnten anhand von CT-Aufnahmen nach Sanders klassifiziert werden, die Häufigkeitsverteilung siehe Abb. 20. Für die verbliebenen 47 Frakturen konnte wegen fehlender CT-Bilder keine Sanders-Klassifikation vorgenommen werden.

Abb. 20 Häufigkeit der Verletzungsgrade nach Sanders in dieser Studie.

Die jeweils rechten Balken beziehen sich auf die Gesamtzahl aller Patienten in der Studie, die linken, heller schattierten beschreiben den Anteil der Patienten, die an den Ganguntersuchungen teilgenommen haben. (Diese sind auch in den Gesamtzahlen enthalten.)

Die Balken ganz links sind der Anteil Patienten, bei denen eine Klassifizierung nicht möglich war.



Bei einigen Frakturen (Sanders Typ II und III ohne Angaben der Frakturlinie bzw. der Frakturlinien) konnte auf Grund fehlender CT-Bilder im Nachhinein nicht mehr festgestellt werden, ob eine Fraktur Typ II A, II B oder II C bzw. III AB, III AC oder III BC vorlag. Diese Frakturen waren in den Archivdaten unter Sanders Typ II bzw. III gelistet und werden im Folgenden ebenfalls als Sanders Typ II bzw. III aufgeführt.

Von insgesamt 39 Frakturen der 33 Patienten der Ganguntersuchung konnten 24 Frakturen nach Sanders klassifiziert werden: 7 Frakturen des Typs I; 8 Frakturen des Typs II, 8 Frakturen des Typs III und 1 Fraktur des Typs IV.

3.4 Behandlungsalgorithmus

Die Behandlung der Calcaneusfraktur erfolgt **konservativ oder operativ**, aber **immer funktionell** um die Beweglichkeit des Sprunggelenks zu erhalten (vgl. Behandlungsalgorithmus in Abb. 21, andere Autoren verwenden vergleichbare Algorithmen, z.B. THERMANN [75]). Die Behandlung des Fersenbeinbruchs ist schwierig und nicht einheitlich (ENGELHARDT [19], S.401). Sie hat sich erst seit Einführung der Computertomographie (CT) und z.B. mit Hilfe von sehr präzisen naturgetreuen Knochenmodellen, die aus den CT-Daten entwickelt werden, frakturformabhängig weiterentwickelt (ZENKER [84]). Die differenzierteren Diagnostik- und Therapiemöglichkeiten erfordern natürlich entsprechende Verfahren zur differenzierteren Kontrolle des operativen Erfolges. Ein Element dabei soll die beschriebene Analyse des Abrollvorgangs beim Gehen sein.

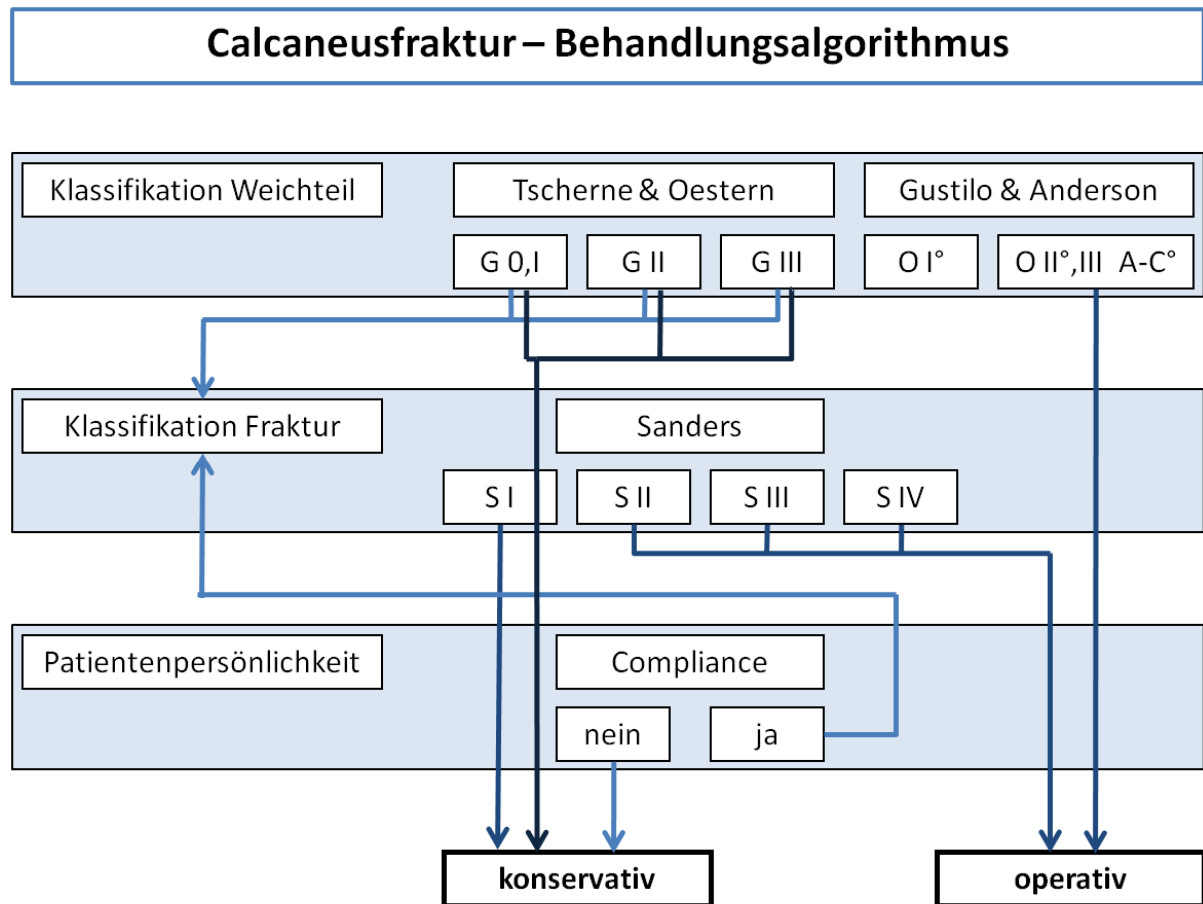


Abb. 21 Der Behandlungsalgorithmus zur Therapie der Calcaneusfrakturen.

Der Behandlungsalgorithmus Abb. 21 zeigt, wann bei den Patienten dieser Studie die Entscheidung für eine operative und wann für eine konservative Behandlung getroffen wurde. Für die mögliche Entscheidung, ob die Fraktur **arthroskopisch** therapiert werden sollte, galt als Ausschlusskriterium eine offene Fraktur (O I° - III°) bzw. eine geschlossene Fraktur größer GII nach der Tscherne-Gustilo-Klassifikation.

Die arthroskopisch unterstützte, „assistierte“ Technik bedeutet primär nichts anderes, als dass über ein in diesem Fall primär diagnostisches Hilfsmittel eine Zusatzinformation über die Fraktur und die Reposition zur Verfügung steht, die sonst nicht oder nur eingeschränkt verfügbar wäre. Wenn sich im Lauf der Operation zusätzliche, behandlungsrelevante Informationen über Weichteilverletzungen an Sehnen, Menisken, Bändern und Knorpel ergeben, wird das Hilfsmittel „Arthroskopie“ vom diagnostischen zum therapeutischen Verfahren.

Wenn von der „offenen“ und der „arthroskopisch assistierten“ Technik gesprochen wird, bezieht sich das in erster Linie auf die Verwendung der Arthroskopie als Hilfsmittel zur Reposition der Fraktur und impliziert ausdrücklich nicht, dass bei arthroskopisch unterstützten Osteosynthesen nur gedeckte und perkutane Verfahren zur Anwendung kommen (SCHERER [63]).

Am 11.01.2000 wurde die erste Fraktur in der **Unfallklinik im Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München** arthroskopisch behandelt. Es handelte sich um eine nach Sanders Typ III klassifizierte Fraktur.

Wegen fehlender Angaben in der Literatur über mögliche Komplikationen und wegen Bedenken über den Verbleib der Körperflüssigkeit nach einer arthroskopischen Behandlung bei Frakturen nach Sanders Typ I und IV, wurden bis 04.08.2003 nur Frakturen nach Sanders Typ II und III arthroskopiert. Nach der elften erfolgreich durchgeführten Arthroskopie wurde am 04.08.2003 zum ersten Mal eine Sanders Typ IV Fraktur arthroskopisch therapiert; daraufhin folgten am 21.03.2004 und am 07.05.2004 je eine Fraktur nach Sanders Typ I.

Ähnlich wie bei der frühfunktionellen Therapie von ZENKER [84] beschrieben, wurde bei den konservativ behandelten Patienten auf jedes Repositionsmanöver verzichtet. Eine frühe Mobilisierung, aber ohne axiale Belastung, sollte das Ödem rascher abklingen lassen, Bewegungsfunktionen erhalten, Muskelatrophien und Sudeck-Symptome verhindern und eine Gelenkremodellierung fördern. Gegebenenfalls erhielten die Patienten für zwei Wochen eine *Settner-Orthese*, um diese Behandlung zu unterstützen.

Die Operationen wurden, je nach Fraktur, geschlossen mit Schrauben (20 Frakturen), Nagel (eine Fraktur), Kirschner-Drähten (neun Frakturen), einem Fixateur-extern (vier Frakturen) durchgeführt oder es erfolgte eine offene Versorgung mit einer Platte (in 19 Fällen). Bei 15 Frakturen wurden jeweils zwei Methoden verwendet (Platte und Schraube, Platte und Kirschner-Draht, Platte und Fixateur-extern, Kirschner-Draht und Fixateur-extern, Kirschner-Draht und Schrauben) und in zwei Fällen wurden drei Methoden zusammen eingesetzt (Kirschner-Draht, Schrauben und Fixateur-extern bzw. Platte, Fixateur-extern und Schrauben). Bei einer Fraktur wurde ein Fersensporn abgetragen. Eine Arthrodese wurde bei fünf Frakturen vom Typ Sanders III vorgenommen. Bei zwei Frakturen fehlten die Röntgenbilder, sodass die Angaben des verwendeten Osteosynthese-Materials unbekannt blieben.

Bei den operierten Frakturen wurden bei 23 Platten, bei 24 Zugschrauben und bei jeweils 2 Frakturen Kortikalis- bzw. Spongiosa-Schrauben verwendet, sowie in 15 Fällen Kirschner-Drähte. Eine Fraktur wurde offen reponiert und bei einer Fraktur wurde ein Abstützimplantat verwendet. 3-mal wurde nach Sanders operiert. In einem Fall musste wegen einer Fistel operiert werden und bei einer Fraktur wurde ein Fersensporn reseziert. Ein Fixateur-extern wurde bei 10 Frakturen gebraucht. 19 Operationen konnten mit dem Arthroskop durchgeführt werden; hierbei wurden insgesamt 16 Zugschrauben, eine andere Schraube, 2 Platten sowie in einem Fall Kirschner-Drähte verwendet. Von den 141 Frakturen musste in 9 Fällen eine Arthrodese durchgeführt werden, davon konnte eine arthroskopisch erfolgen.

Bei den arthroskopisch versorgten Frakturen wurden 13-mal Schrauben eingebracht, einmal Kirschner-Drähte und bei zwei Frakturen wurde zusätzlich zu Schrauben eine Platte verwendet. In einem Fall musste eine Arthrodese gemacht werden.

Die Zuordnung der Therapieform zur Frakturklassifikation des Gesamtkollektivs zeigt Abb. 22a. Die entsprechende Verteilung für den Teil der Patienten, die an den Messungen im Ganglabor teilgenommen haben, gibt Abb. 22b wieder.

Abb. 22a Einteilung der Frakturen nach Sanders-Klassifikation und Behandlung, alle Patienten.

(Zahlen sind Anzahl an Frakturen, 139 Frakturen, 118 Patienten)

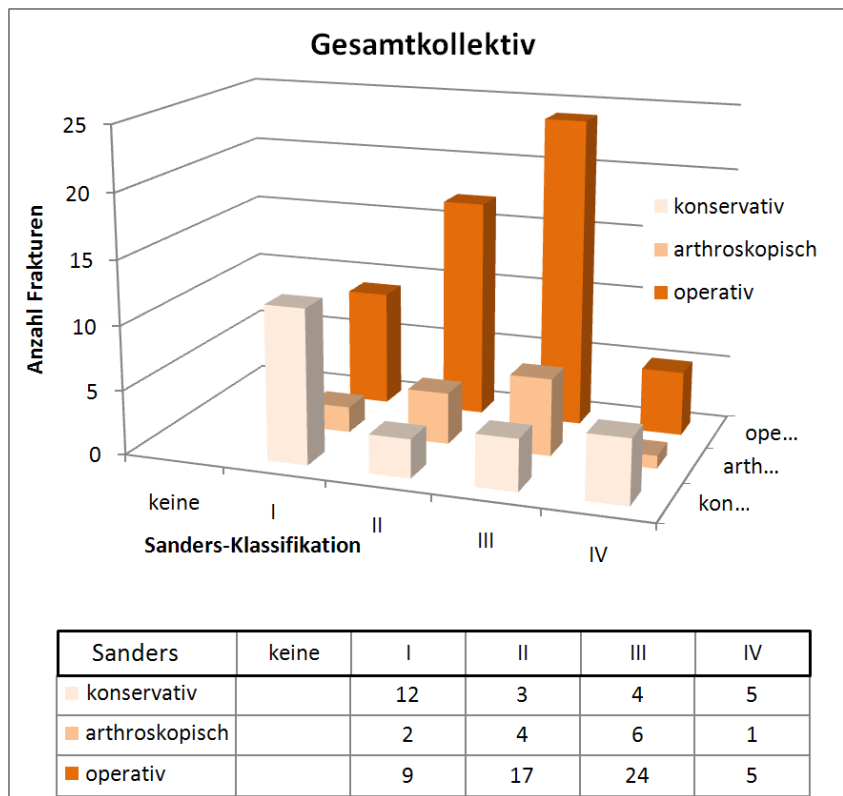
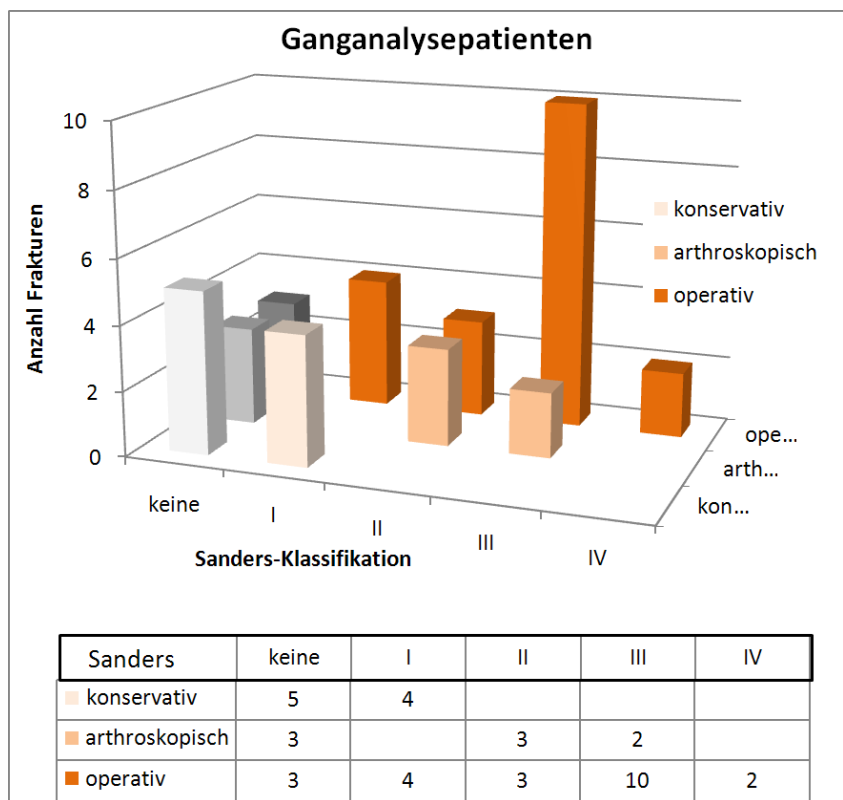


Abb. 22b Einteilung der Frakturen nach Sanders-Klassifikation und Behandlung, nur die Ganganalyse-Patienten.

(Zahlen sind Anzahl an Frakturen, 39 Frakturen, 33 Patienten)



3.5 Fragebogen an die Patienten

Zwischen Oktober und November 2004 wurden allen Patienten mit Calcaneusfraktur der Unfallklinik im Klinikum rechts der Isar, von denen eine Adresse bekannt war

oder von denen mit Hilfe Angehöriger, behandelnder Ärzte oder der Krankenkassen eine Adresse ausfindig gemacht werden konnte, Fragebögen zugeschickt. Die Fragen beinhalteten den Maryland-Foot-Score (MFS) und zwei Bögen mit Fragen zur Lebenszufriedenheit (allgemeine Fragen und Fragen zur Gesundheit). Kopien der Fragebögen werden im Anhang A und B ab S. 151 wiedergegeben.

Der Maryland-Foot-Score (MFS) ist speziell für Patienten nach Fußverletzungen entwickelt und beinhaltet Fragen zu folgenden Punkten, die drei bis sechs verschiedene Antworten erlauben (HENRICH [25], MUNARETTO [47]):

- Schmerz
- Tragen von Schuhe
- Fortbewegung im Gelände
- Hilfe (Stock, Krücke, Rollstuhl)
- Treppensteigen
- Bewegungsumfang
- Gehstrecke
- Stabilität
- Hinken
- Kosmetik

Es sind maximal 100 Punkte möglich, minimal 0 Punkte.

In der vorliegenden Studie werden die Werte des Maryland-Foot-Scores auf gleiche Weise wie die im MFS selbst bewertet (vgl. Tabelle 1).

Tabelle 1 Bewertung des Maryland-Foot-Score (MFS)		
MFS-Werte	Wertung nach MFS-Definition	Fragebogen Score
90-100	excellent	0 = Sehr gut
75-98	good	1 = Gut
50-74	fair	2 = Ausreichend
<50	failure	3 = Misserfolg

Bei der Auswertung zur Lebenszufriedenheit (allgemeine Fragen und Fragen zur Gesundheit) beziehen sich die Werte auf die Angaben der Allgemeinbevölkerung, die sich wiederum auf eine Erhebung für die gesamte BRD (Ost und West) aus dem Jahre 1995 bezieht. Die für Frauen und Männer getrennt, sowie nach den verschiedenen Altersgruppen aufgeschlüsselten Daten beziehen sich auf Ergebnisse, die 1994 als Normwerte in der BRD-West ermittelt wurden.

Die Patienten der vorliegenden Studie füllten jeweils zwei verschiedene Fragebögen aus. Der erste beinhaltet Fragen über die allgemeine Lebenszufriedenheit. Die Bereiche, die erfasst wurden sind (HENRICH [25], MUNARETTO [47]):

- Freunde/ Bekannte
- Freizeit/ Hobbies
- Gesundheit

- Einkommen/ Finanzielle Situation
- Beruf/ Arbeit
- Wohnsituation
- Familie/ Kinder
- Partnerschaft/ Sexualität

Die Normwerte für die Bundesrepublik Deutschland (1994) für den Teil FLZ Allgemein sind in Tabelle 2 aufgeführt.

Tabelle 2 Normdaten für den FLZ Allgemein (aus HENRICH [25])							
Freunde	Freizeit	Gesundheit	Einkommen	Beruf	Wohnen	Familie	Partn./Sex
8.08	6.31	8.06	6.49	5.45	8.33	9.84	7.9

Der zweite Fragebogen befasst sich speziell mit Fragen zur Gesundheit; die acht Kategorien lauten (HENRICH [25], MUNARETTO [47]):

- Körperliche Leistungsfähigkeit
- Entspannungsfähigkeit/ Ausgeglichenheit
- Energie/ Lebensfreude
- Fortbewegungsfähigkeit
- Seh-/Hörvermögen
- Angstfreiheit
- Beschwerde-/Schmerzfreiheit
- Unabhängigkeit von Hilfe/ Pflege

Die Normwerte für die Bundesrepublik Deutschland (1994) für den Teil FLZ Gesundheit sind in Tabelle 3 aufgeführt.

Tabelle 3 Normdaten für FLZ Gesundheit (aus HENRICH [25])							
Körperliche Leistung	Entspannung	Energie	Fortbewegung	Seh-/Hörvermögen	Angstfreiheit	Beschwerde-/Schmerzfrei	Unabhängigkeit
8.09	7.40	9.14	9.07	11.03	8.10	9.10	12.45

Das Gesamtkollektiv der Patienten wurden gebeten, zuerst auf einer Skala von 1 bis 5 zu bewerten, wie wichtig (W) die jeweilige Kategorie für sie ist und dann zu dem gleichen Bereich anzugeben, wie zufrieden (Z) sie in dieser Kategorie, ebenfalls auf einer Skala von 1 bis 5, sind (HENRICH [25], MUNARETTO [47]).

So konnten je Patient und Fragebogen acht gewichtete Zufriedenheitswerte (**gZ**; Skalenbereich von -12 bis +20), anhand folgender Formel berechnet werden und sich mit den Daten der Normbevölkerung vergleichen lassen.

$$gZ = (W - 1) \times (2 \times Z - 5) \quad \text{nach HENRICH [25]}$$

Zusätzlich ist es möglich, die Summe der einzelnen Zufriedenheitswerte zu berechnen und diese dann untereinander bzw. mit der Summe der Normdaten zu vergleichen.

Die vollständige Auswertung der Fragebögen wird bei MUNARETTO [47] wiedergegeben.

Die Entscheidung für die Auswahl dieser Fragebögen wurde wegen der besseren Vergleichbarkeit mit bereits veröffentlichten Ergebnissen getroffen. Der Fragebogen SF-36, der im deutschen Raum oft verwendet wird, wird entweder ohne Rohdaten oder lediglich mit Mittelwerten über alle Skalen veröffentlicht. Die Vergleichbarkeit muss zukünftig erst noch realisiert werden (WESTPHAL [79]). Dieser Fragebogen wurde deshalb in der vorliegenden Studie nicht verwendet.

3.6 Klinische Untersuchung der Patienten

Alle 118 Patienten wurden per Brief, Telefon oder Email kontaktiert und zu einer Nachuntersuchung eingeladen, 36 Patienten waren dazu bereit. Bei diesen erfolgte eine klinische Untersuchung mit Erfassung verschiedener Variablen.

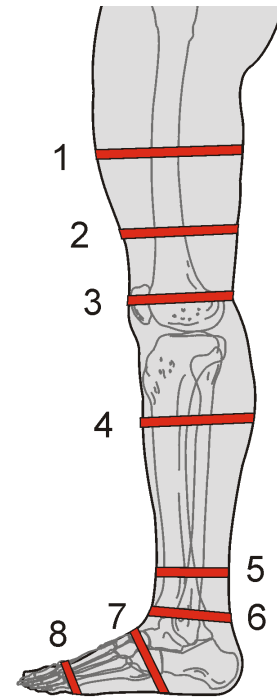
Eine Gruppe dieser Variablen waren die Umfangsmaße beider Beine. Die genaue Lokalisation zur Abnahme der Maße ist in Abb. 23 illustriert. Es wurde insbesondere beachtet, dass nur eine der beiden Untersucherinnen die Umfangmaße abnahm, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten.

Andere Variablen dieser klinischen Untersuchung entsprechen denen in vergleichbaren Untersuchungen, beispielsweise den Studien von KITAOKA [32] und BOZKURT [8]. Die Beweglichkeit des Fußes im oberen Sprunggelenk, die Plantarflexion und Dorsalextension, wurde in der sagittalen Achse mit einem Goniometer gemessen. Die Beweglichkeit der Inversion und Eversion (vgl. Kapitel 1.2, S.13 und Abb. 4) wurde beim knieenden Patienten und oberem Sprunggelenk in der neutralen Stellung gemessen. Die neutrale Position der Ferse, der Tibiocalcaneal-Winkel, wurde markiert. Der Winkelabweichungen der Achse des Calcaneus von der neutralen Stellung wurde in maximaler Inversion und maximaler Eversion mit einem Goniometer gemessen.

Außerdem wurde Variablen wie die Fähigkeit zum Einbeinstand, Zehen- und Hacken-Gang, Fußinnenrand- und Fußaußenrand - Gang klinisch getestet. Diese Variablen wurden nach Charakteristika der funktionellen Score nach *Merle d'Aubigne* in dieser klinischen Untersuchung adaptiert (SIEBERT [68]).

Abb. 23 Lokalisationen bei der Abnahme der Umfangsmaße.

- 1: 20 cm über dem medialen Kniegelenksspalt
- 2: 10 cm über dem Knie
- 3: Kniegelenk über Patellamitte
- 4: 15 cm unter dem Knie
- 5: Geringster Umfang
- 6: Malleolen
- 7: Rist über dem Os naviculare
- 8: Metatarsale



3.7 Messungen im Ganglabor

Der messtechnische Aufwand sollte, auch aus Rücksichtnahme auf die Patienten, ganz bewusst auf möglichst niedrigem Niveau gehalten werden, ohne messtechnische „Materialschlacht“. Die Patienten mussten nur mehrmals barfuß über die Druckverteilungs-Messplattform gehen, Vorbereitungen oder anstrengende Bewegungsmuster waren nicht erforderlich. Bei ausreichender Geduld und Bereitschaft des Patienten wurden gegebenenfalls noch Bodenkraftmessungen (zusätzliche Bestimmung der Horizontalkräfte, diese haben sich letztlich in dieser Studie zur Calcaneusfraktur aber nicht als weiterführend erwiesen) und Filmaufnahmen der Gelenkwinkelbewegungen beim Gehen auf dem Laufband gemacht. Die Ganganalyse im umfassenderen Sinne mit vollständiger 3D-Videobewegungsanalyse beispielsweise mit Infrarotmarkersystem etc. wurde als unvertretbar aufwändig eingeschätzt. Da sich das Interesse in dieser Studie in erster Linie auf den Bereich Fuß und Sprunggelenk fokussiert, ist dieser Mehraufwand auch gar nicht nötig. Mit entsprechender Verarbeitung der Daten der plantaren Druckverteilungsmessung lassen sich die wesentlichsten Kenngrößen zur Beschreibung der Fußabrollung und der Funktion des Sprunggelenks auch allein aus der plantaren Druckverteilungsmessung ableiten (vgl. MITTERNACHT [42], [43]). Ein Aspekt dieser Arbeit war eben auch der Nachweis, ob mit einfachen und schnellen Mitteln aussagekräftige Informationen über Veränderungen am Gangbild nach Verletzungen von Fuß und Sprunggelenk und speziell nach Calcaneusfrakturen gewonnen werden können.

33 der 36 zur Nachuntersuchung gekommenen Patienten konnten an einer Ganganalyse im Ganglabor der Orthopädischen Klinik teilnehmen. Ein Patient war auf einen Rollstuhl angewiesen und nicht ausreichend gehfähig, ein Patient trug Sicherheitsschuhe Klasse II und fühlte sich nicht sicher genug um barfuß zu gehen und ein Patient leidet an Gonarthrose an dem verletzten Bein (im Röntgenbild hatte er Verän-

derungen am OSG, USG und Calcaneocuboidgelenk), sodass er keine Ganganalyse durchführen wollte.



Abb. 24 Das Ganglabor in der Orthopädie im Klinikum rechts der Isar. Im blauen Laufsteg integrierte Druckverteilungsmessplatte mit zugehörigem Steuer- und Aufzeichnungsrechner im Hintergrund, in der grauen Fläche rechts integriert ist eine Bodenkraftmessplatte aus Glas, um synchron zur Bodenkraftmessung die Fußkontaktfläche von unten her filmen zu können.

Messgeräte

Zu dieser Arbeit werden drei nicht invasive Messsysteme eingesetzt:

1. In erster Linie die **Messung der plantaren Druckverteilung** unter dem Fuß beim Barfußgehen (zur Beschreibung vgl. Kapitel 3.8.3, *Plantare Druckverteilungsmessung* beim Gehen). Damit sind detaillierte Aussagen über die Belastungsverteilung am Fuß, die Statik des Fußskeletts aber auch über funktionelle Veränderungen der unteren Extremität möglich.
2. Die Parameter der **Bodenreaktionskraftmessung** (Beschreibung in Kapitel 3.8.2, S. 50) überschneiden sich zum großen Teil mit denen der Druckverteilungsmessung, umfassen aber zusätzlich Brems- und Beschleunigungskräfte. Die Daten dieses Messsystems flossen nur am Rande in diese Studie mit ein.
3. Die **2D- und 3D-Video-Bewegungsanalyse** zeichnen die Winkelbewegungen des Sprunggelenks und des Kniegelenks beim Gehen auf und ermöglichen eine genaue Analyse von Veränderungen des Bewegungsablaufs in den verschiedenen Phasen des Bewegungszyklus (vgl. Kapitel 3.8.1, S. 46). Die Zusammenfassung der Videoanalysedaten mit der Bodenkraftmessung

ermöglicht zwar in gewissem Umfang auch eine Bestimmung innerer Kräfte und Gelenkmomente, wegen des großen dabei erforderlichen Aufwands werden Gelenkmomente am Sprunggelenk in dieser Studie aber aus der plantaren Druckverteilung ermittelt.

Die Gelenkwinkelbewegungen von OSG und Kniegelenk werden in der vorliegenden Studie nur in der sagittalen Ebene mit der 2D-Video-Bewegungsanalyse aufgenommen.

3.8 Grundlagen Biomechanik

Alle Größen, die die Bewegung des Menschen beschreiben, Geschwindigkeit, Kräfte, Energie, etc., werden unter dem Begriff **Biomechanik** zusammengefasst. Die Biomechanik wendet physikalische Gleichungen und Formalismen auf biologische Systeme an. Die Mechanik, die Lehre von den Bewegungen der Körper und den Kräften, kann in zwei Teile untergliedert werden, die Kinematik und die Kinetik. Die Kinematik beschreibt die Lage und Bewegungen von Körpern, gewissermaßen die Geometrie der Bewegung. In der Kinetik wird der Zusammenhang zwischen Kräften und Bewegungen untersucht: Kräfte sind Ursache von Bewegungsänderungen.

Ein sich nicht bewegendes Körper ist aber nicht unbedingt frei von Kräften. Zwei Kräfte können sich gerade gegenseitig kompensieren (z.B. die Gewichtskraft des Körpers und die Abstützkraft der Unterlage). In biologischen Systemen gibt es außerdem immer eine große Zahl innerer Kräfte, z.B. durch Muskelzüge, Sehnen unter Spannung, etc., die sich mit den äußeren Kräften oder gegenseitig die Waage halten.

Die Biomechanik stellt die inneren Reaktionen auf bestimmte äußere Bedingungen dar, z.B., welche Kräfte und Momente entstehen beim Gehen im Sprunggelenk. Äußeres Plantarflexions- und Dorsalextensionsmoment stehen im Gleichgewicht mit den inneren Gelenkmomenten von M. trizeps und M. tibialis anterior (vgl. Abb. 25). Weil keine Messungen im Innern des lebenden Menschen gemacht werden, wie Zugkraftbestimmungen an Muskeln und Sehnen, spielt die Modellbildung in der Biomechanik eine wichtige Rolle.

Zusammengefasst zur Erinnerung einige Grundlagen der Mechanik, die in unserem Zusammenhang eine Rolle spielen:

- Zweites Newtonsches Gesetz Kraft = Masse mal Beschleunigung verbindet Kinematik und Kinetik eines Körpers:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad (1)^7$$

Das 1. Newtonsches Gesetz: Galileisches Trägheitsprinzip - ein Körper auf den keine äußere Kraft einwirkt, ändert seine aktuelle Bewegung (Geschwindigkeit bzw. Impuls) nicht.

- Beim Gehen wird eine Kraft $-\vec{F}$ auf den Boden ausgeübt, gemessen wird die entgegengesetzte Bodenreaktionskraft \vec{F} auf die gehende Person:

$$Actio = Reactio \quad (2)$$

- Drehmoment = Kraft \vec{F} mal Hebelarm \vec{r} :

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (3)$$

⁷ vektorielle, dreikomponentige Größen

- Hebelgesetz: inneres und äußeres Drehmoment \vec{M}_i und \vec{M}_a stehen im Gleichgewicht (vgl. Abb. 25, zu Kräften und Momenten im Fußskelett und WITT [82], S.2.187 ff):

$$\vec{M}_i = \vec{r}_i \times \vec{F}_i = \vec{r}_a \times \vec{F}_a = \vec{M}_a \quad (4)$$

- Druck p = Kraft F_A auf das Flächenelement A , F_A ist die Kraftkomponente senkrecht auf die Fläche A :

$$p = F_A / A \quad (5)$$

Abb. 25a Hebelgesetz. Kraft- und Hebelverhältnisse am Sprunggelenk beim Abstoßen. Das äußere Moment bzgl. des Sprunggelenks steht mit dem inneren Moment, das von der Wadenmuskulatur über die Achillessehne erzeugt wird, im Gleichgewicht. Das Produkt aus äußerer Kraft mal äußerem Hebel zur Achse ist gleich dem Produkt aus innere Kraft mal innerem Hebel.

(Äußerer Kraftvektor und innerer Kraftvektor liegen nicht immer genau parallel zueinander. Dadurch entsteht eine zusätzliche Kompressionskraft auf das Fußskelett sowie ein Torsionsmoment.)

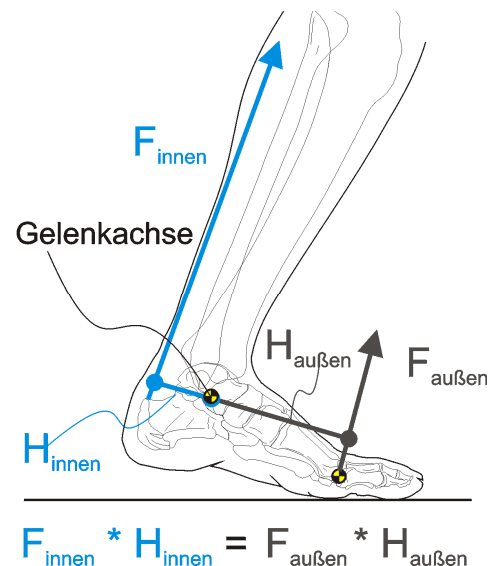
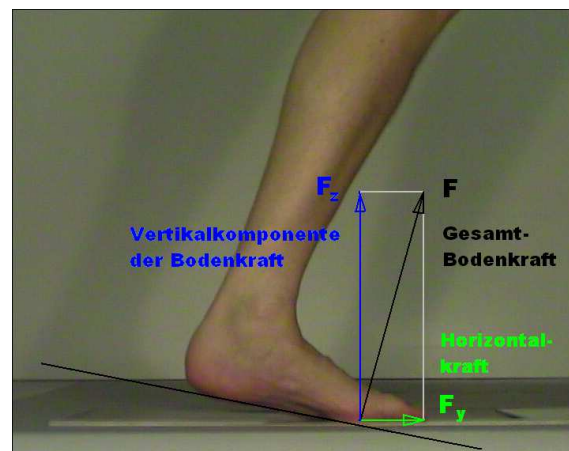


Abb. 25b Momentaufnahme aus dem Gangzyklus wie in Abb. 25a: Bodenreaktionskräfte in der Abstoßphase (in dieser Phase ist das Gelenkmoment bzgl. der OSG-Achse am höchsten).

(Die Kraftkomponente quer zur Gangrichtung ist der Übersicht halber hier nicht dargestellt.)



3.8.1 Video-Bewegungsanalyse und Gelenkbewegungen

Die Standardmessmethode der Bewegungsuntersuchung in der Biomechanik ist die Messung kinematischer Größen mit der Video-Bewegungsanalyse⁸. Die zu messenden kinematischen Parameter können berührungsfrei aus der Distanz aufgenommen werden.

⁸ Die instrumentierte optische Bewegungsanalyse ist ein objektives, reproduzierbares Messverfahren. Sie darf nicht mit einer subjektiven Bewegungsbeschreibung wie z.B. bei der sogenannten klinischen Ganganalyse verwechselt werden.

Mit optischen Aufnahmeverfahren kann natürlich nur die Bewegung von außen beobachtbarer Körperteile analysiert werden. Dabei wird nicht die gesamte Oberfläche des sich bewegenden Körpers ausgemessen, sondern nur die Raumkoordinaten $\vec{r} = (r_x, r_y, r_z)$ ausgewählter Körperpunkte, speziell der Durchtrittspunkte der Gelenkachsen an der Körperoberfläche.

Das Grundprinzip der **3D-Bewegungsanalyse** ist die Rekonstruktion des dreidimensionalen Objektes aus mehreren zweidimensionalen Projektionen, d.h. mehreren Videoaufnahmen aus unterschiedlichen Blickrichtungen auf das Untersuchungsobjekt.

Findet eine Bewegung in erster Linie in einer Ebene statt, wie z.B. die Bewegung des Fußes im oberen Sprunggelenk, oder interessiert nur die Komponente der Bewegung in einer Ebene, so genügen in guter Näherung die **2D-Bewegungsanalyse** und die Aufzeichnung mit einer einzelnen Kamera. Die Blickrichtung der Kamera muss dabei senkrecht zur Bewegungsebene liegen und der Kameraabstand so groß wie möglich gewählt werden. Dann minimieren sich perspektivische Abbildungsfehler.

Ein Großteil der Videobewegungsanalysen im Ganglabor wird 2-Dimensional gemacht, Analysen der Winkelbewegungen von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk möglichst auf dem Laufband, da sich dann eine größere Zahl von Bewegungszyklen hintereinander analysieren lässt. Ein Vorteil der 2D-Analyse ist die erheblich vereinfachte Kamera-Kalibrierung. Es genügt ein Maßstab bekannter Länge in der Bewegungsebene als Referenz. Die 2D-Analyse bleibt natürlich „rotationsanfällig“, wenn eine Bewegung eben doch nicht genau genug in einer Ebene stattfindet (vgl. z.B. PERRY [52], Abb. 4.2).

In dieser Studie wird ebenfalls keine detaillierte dreidimensionale Gelenkwinkelanalyse angestrebt, sondern nur eine Kontrolle von Bewegungsablauf und –Ausmaß der Haupt-Bewegungen von Sprung- und Kniegelenk (Flexion und Extension in der sagittalen Ebene).

Gelenkwinkel lassen sich aus den relativen Positionen mehrerer Marker auf der Körperoberfläche zueinander berechnen. Der Mensch wird modellhaft aus festen Segmenten aufgebaut gedacht, die durch Gelenke miteinander verbunden sind. Die Segmentlängen bleiben bei der Bewegung erhalten. Praktisch jegliche Bewegung ist deshalb Winkelbewegung in den Gelenken.

Messfehler aufgrund von Verschiebungen des Markers mit der Haut bei der Bewegung oder aufgrund von Fehlpositionierungen bei der Anbringung der Marker sind nicht völlig zu vermeiden, bei ausreichender Sorgfalt beim Anbringen der Marker sind sie aber normalerweise von geringerer Größe als natürliche Variationen des Bewegungsablaufs von Schritt zu Schritt.

Nach Wu [83] korrelieren Messungen der Gelenkbewegungen, die mit aufgeklebten Haut-Markern auf dem Fuß und im Bereich Calcaneus ermittelt wurden, gut mit den Messungen, die mit intra-kortikalen Nadelmarkern gewonnen wurden. Eine nicht-invasive Messung der Bewegungsmuster des Sprunggelenks und kombinierter Bewegungen des Knöchel-Gelenk-Komplex in der Standphase mit Hautmarkern ist deshalb ausreichend genau möglich.

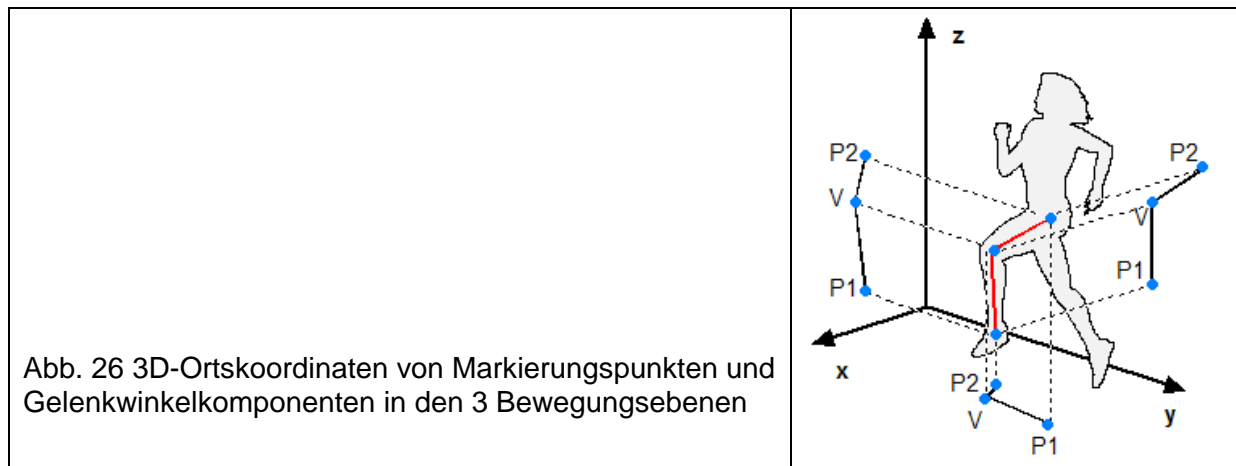


Abb. 26 3D-Ortskoordinaten von Markierungspunkten und Gelenkwinkelkomponenten in den 3 Bewegungsebenen

Markiert man die zu vermessenden Körperpunkte auf der Haut oder beklebt sie mit lichtreflektierenden Markern, so können die Positionen automatisch von einer Computer-Software verfolgt werden, **automatisches Marker-Tracking**. Der Patient in Abb. 27a ist dazu mit Markern aus retroreflektierender Folie beklebt, die aus Richtung der Kamera beleuchtet werden.

Die Aufnahmezeit normaler Videokameras beträgt 50 Bilder pro Sekunde und ist damit ausreichend für die Analyse fast aller alltäglichen Bewegungen des Menschen und auch bei Messungen in klinischen Fragestellungen wie in dieser Studie.

Abb. 27a zeigt ein Beispiel der einfachen 2D-Videobewegungsanalyse der Winkelbewegungen von Kniegelenk und oberem Sprunggelenk in der Sagittalebene aus dieser Studie. In Abb. 27b werden die Winkelbewegungen des Patienten aus Abb. 27a im Verlauf von 5 Sekunden wiedergegeben. Es kommt zu deutlichen Unterschieden im Bewegungsablauf der Gelenke zwischen linkem und rechtem Bein (beispielsweise zu auffälliger Kniestreckung in der Standphase rechts und reduzierter Plantarflexion im Sprunggelenk rechts beim Abstoßen). Abb. 28 zeigt ein Beispiel für den typischen Gelenkwinkelverlauf bei einem gesunden Probanden.

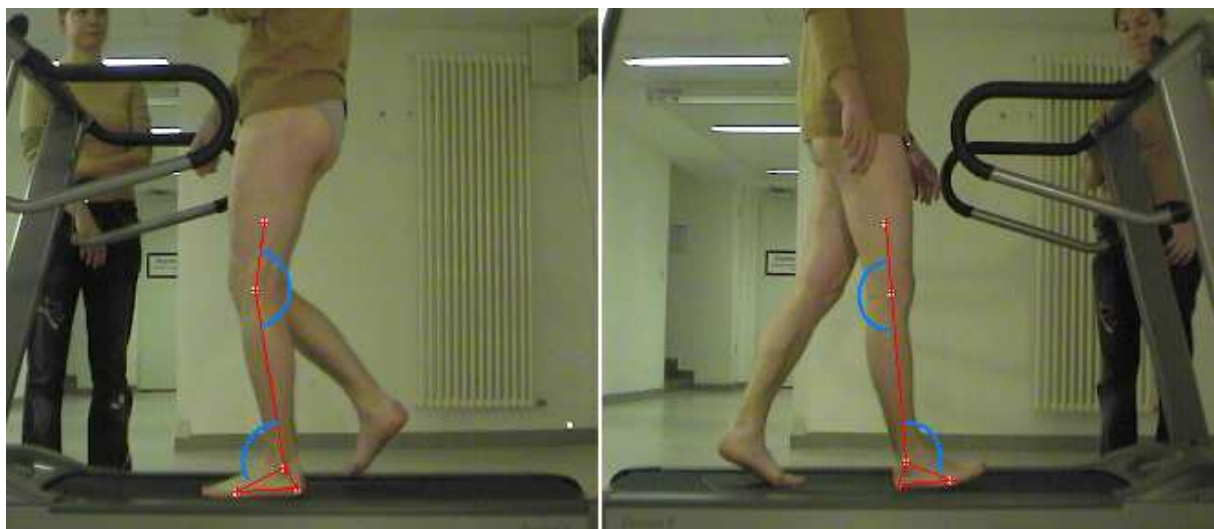


Abb. 27a Lichtreflektierende Markierungen zur automatischen Bestimmung der Gelenkwinkel. Blickrichtung der Kamera senkrecht auf die sagittale Bewegungsebene der Kniegelenk- bzw. Sprunggelenkflexion, 2D-Bewegungsanalyse.

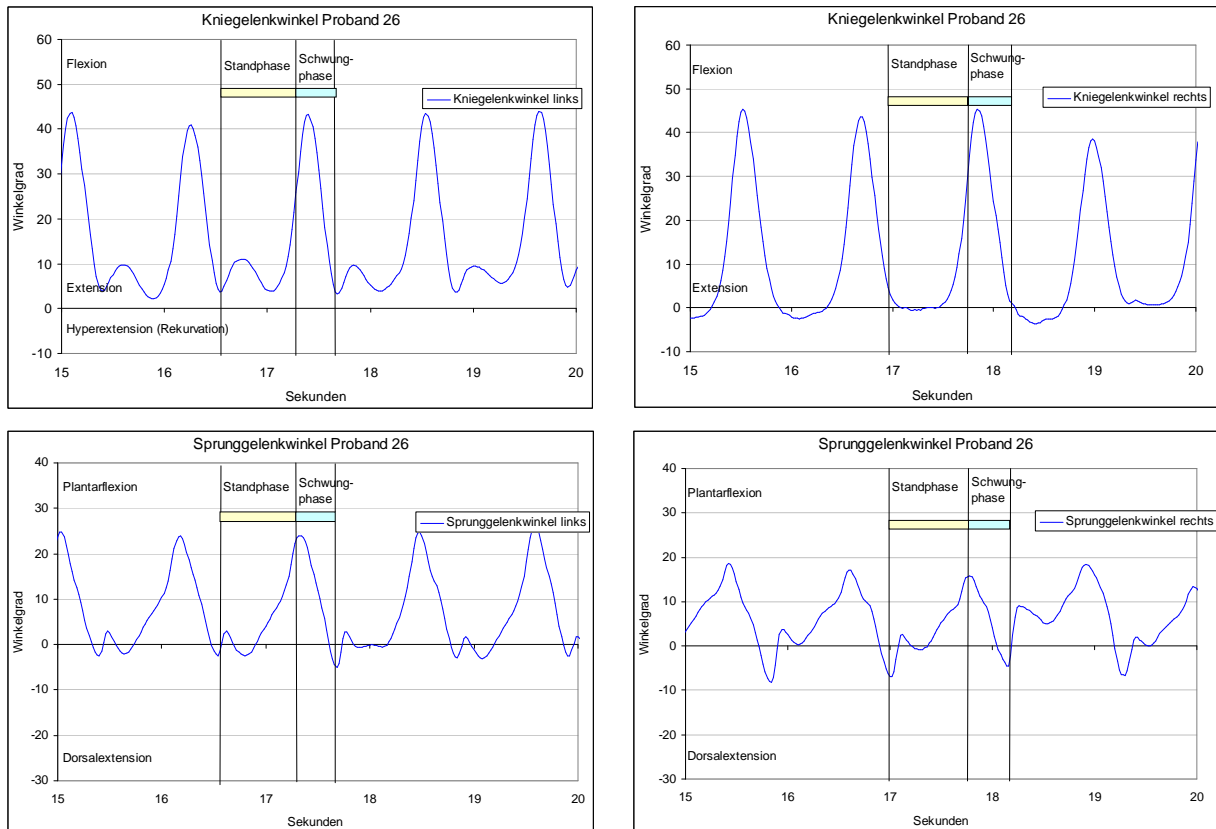
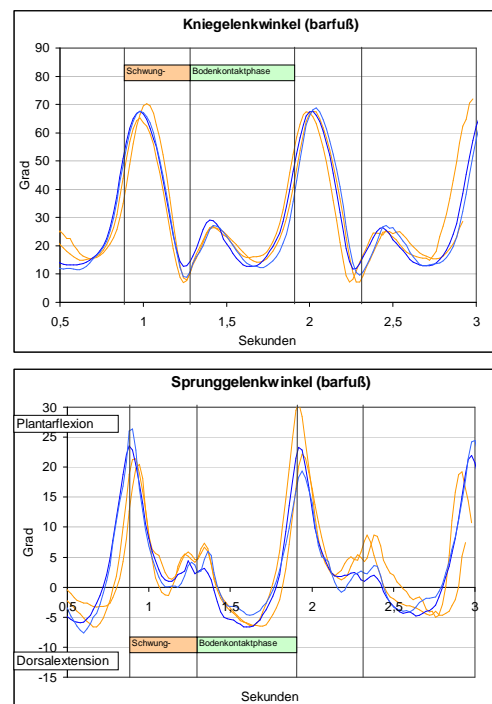


Abb. 27b Periodische Flexionsbewegungen in Kniegelenk und Sprunggelenk beim Gehen, Patient aus Abb. 27a. 5-Sekunden-Ausschnitte mit etwa 5 Doppelschritten aus 1 Minute Gesamt-Messzeit (0° Winkel bei aufrechtem Stand, Flexionswinkel bzw. Plantarflexionswinkel positiv, Dorsalextensionswinkel negativ)

Abb. 28 Typischer Verlauf von Kniegelenkwinkel und Sprunggelenkwinkel bei einem Normalprobanden beim Barfußgehen:

- Knieextension zum Auftreten mit der Ferse, leichte Knieflexion im ersten Drittel der Standphase, beim Abstoßen wieder Kniestreckung.
 - Kniebeugung in der ersten Hälfte der Schwungphase, in der zweiten Hälfte wieder Streckung bis zum Auftreten.
 - Sprunggelenk: Auftreten bei fast neutral-null-Stellung, in diesem Fall schwach ausgeprägtes Vorklappen des Fußes, zunehmende Dorsalextension des Sprunggelenks durch die Anteversion des Unterschenkels. Kräftige Plantarflexion beim Abstoßen.
 - In der Schwungphase Wiederanheben des Fußes zur Neutralstellung aus der Plantarflexion.
- (orange Kurven linkes, blaue Kurven rechtes Bein)



Jedes Bewegungsmuster des Menschen zeigt bei Wiederholung gewisse Variationen. Um ausreichend sichere Aussagen über das charakteristische (mittlere) Bewegungsmuster des Patienten treffen zu können, sind genügend viele Einzelmessun-

gen durchzuführen. An dieser Stelle ist ein Kompromiss zu suchen zwischen der statistischen Sicherheit der getroffenen Aussagen und der zeitlichen Belastbarkeit der Patienten. Die Dauer der Gangsequenz auf dem Laufband in Abb. 27 war etwa 1 Minute. In dieser Zeit macht der Patient je nach Ganggeschwindigkeit zwischen 40 und 60 Doppelschritten, bei weitem ausreichend um ein mittleres Bewegungsmuster festzustellen.⁹

Nicht jeder Patient ist in der Lage auf dem Laufband zu gehen, ohne sein natürliches Gangbild dabei zu stark zu verändern. In solchen Fällen muss die Analyse gegebenenfalls an entsprechend weniger Schritten beim Gehen auf ebenem Boden erfolgen.

3.8.2 Bodenreaktionskräfte und Gelenkmomente

Die Fußsohle bildet die direkte und am stärksten belastete Schnittstelle des Menschen zur Umwelt. Die Gewichtskraft sämtlicher Teile des Körpers überträgt sich über die Kontaktfläche des Fußes zum Boden. Dazu kommen noch dynamische Kräfte aus der Bewegung, z.B. horizontale Brems- und Beschleunigungskräfte. Über die Bodenkräfte steuert der Mensch seine Bewegungen in der Umwelt. Auch kleine Veränderungen am Knochen-, Band- oder Muskelapparat in diesem hochbelasteten Bereich als dauerhafte Folge einer Verletzung werden deshalb Störungen im Bewegungsapparat oder im Bewegungsablauf zur Folge haben und sich mess- und quantifizierbar in Veränderungen der Bodenkräfte auswirken.

Diese Kräfte können mit Bodenreaktionskraftmessplatten und Druckverteilungsmessplatten aufgezeichnet werden. Die Messplatten sind ebenerdig in den Boden eingelassen. Der Proband tritt mit einem Fuß die Platte (Abb. 29, Videosequenz) und startet mit dem Überschreiten einer Auslöseschwelle durch die Kraftwerte die Messung.

Bodenkraftmessung

Ein Standardinstrument der Bodenkraftmessung ist die Kraftmessplatte der Firma *Kistler Instrumente AG*, Winterthur, Schweiz. Mit Kraftmessplatten lässt sich außer den drei Kraftkomponenten des Bodenkraftvektors auch die Ganglinie (Gaitline) berechnen und darstellen. Die Abmessungen der im Ganglabor verwendeten Kraftmessplatten sind 60cm · 40cm. Die Messrate ist einstellbar. Um Vorgänge unmittelbar beim Auftreten gut auflösen zu können wird z.B. mit einer Messrate von 1000 Messungen pro Sekunde aufgezeichnet.

Statistisch sichere Aussagen erfordern mehrere Wiederholungsmessungen und anschließende Mittelung der Ergebnisse. Bei der Bildung von mittleren Kurven kann die unterschiedliche Kontaktzeit der Einzelmessungen durch **zeitliche Normierung** eliminiert werden (vgl. Abb. 30). Bei der Umnormierung werden die Einzelmessungen auf 0% bis 100% Bodenk Kontaktdauer vom Auftreten der Ferse bis zum Zehenabhe-

⁹ Bei den plantaren Druckverteilungsmessungen musste eine viel geringere Anzahl Einzelmessungen ausreichen (3 bis 6 Messungen je Seite).

ben umskaliert und dann erst gemittelt.¹⁰ Die Kurven in Abb. 30 sind zeitlich auf den Bodenkontakt normiert, drei Einzelmessungen sind gemittelt. Bei der Normierung geht natürlich die Information über die tatsächliche Kontaktdauer verloren, sie muss extra angegeben werden, in diesem Fall zwischen 1.0 und 1.3 Sekunden, also auffallend lang.

Eine zeitliche Normierung macht natürlich dann keinen Sinn, wenn im Vergleich zweier Messreihen, z.B. des linken und des rechten Beins, tatsächlich charakteristische Zeitunterschiede auftreten, die zu analysieren sind. Außerdem ist eine Normierung nur dann zulässig, wenn die Einzelmessungen nicht zu unterschiedlich lang sind. Häufig beruhen Zeitunterschiede auf unterschiedlich lange andauernden einzelnen Schrittphasen, das heißt, der Bewegungsablauf wird nicht einfach linear verlängert, sondern die Relationen zwischen den einzelnen Phasen des Bodenkontakts, beispielsweise Auftritt- und Abstoßphase, können sich ebenfalls verändern.

Bodenkräfte

Die Gesamt-Bodenkraft ist eine vektorielle Größe aus drei Komponenten, der Vertikalkraft F_z , einer horizontalen Komponente F_y in (bzw. gegen) die Gangrichtung und einer dritten Komponente F_x quer zur Gangrichtung¹¹. Die Messeinheit der Kräfte ist Newton [N].

Ein typischer Schritt auf einer Kraftmessplattform ergibt ein Kräftediagramm wie in Abb. 29.

¹⁰ Eine ebenfalls sinnvolle Normierung von Fersenauftritt zu Fersenauftritt derselben Seite, also auf die Doppelschrittlänge, würde Messungen mit 3 Kraftmessplatten (oder zumindest 2 Platten auf einer Seite) voraussetzen.

¹¹ Die Definition der Achsenrichtungen ist frei wählbar, solange das Koordinatensystem ein rechthändiges bleibt. Die oben genannte Wahl der Bezeichnungen wird im Folgenden so beibehalten.

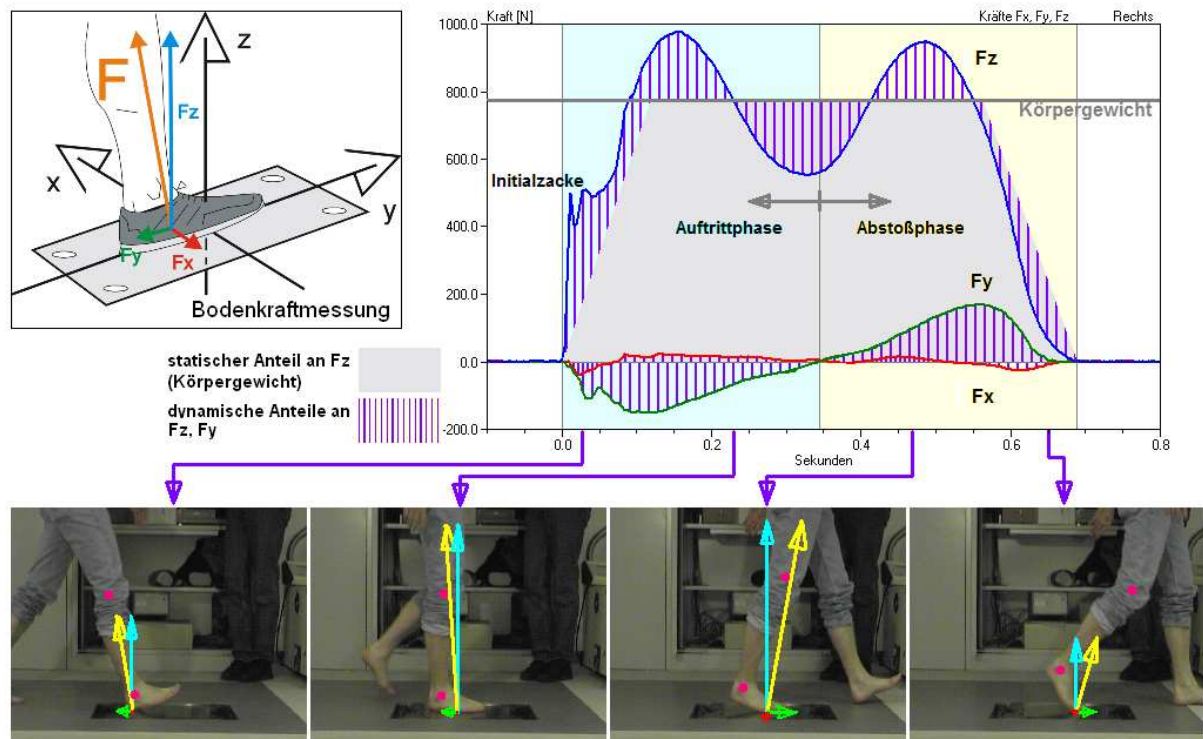


Abb. 29 Bodenkraft, Messung mit einer Kraftmessplatte. Die in den Boden eingelassene Kraftmessplatte misst die Größe des Bodenkraftvektors, die Position des Kraftangriffspunkts auf der Platte (die Ganglinie im Ablauf der Bewegung) und die Richtung der Kraft (die drei Komponenten der Kraft in den drei Raumrichtungen bezogen auf die Achsen der Messplatte), alles jeweils über den ganzen Verlauf des Abrollvorgangs, mit 1000 Messungen pro Sekunde.

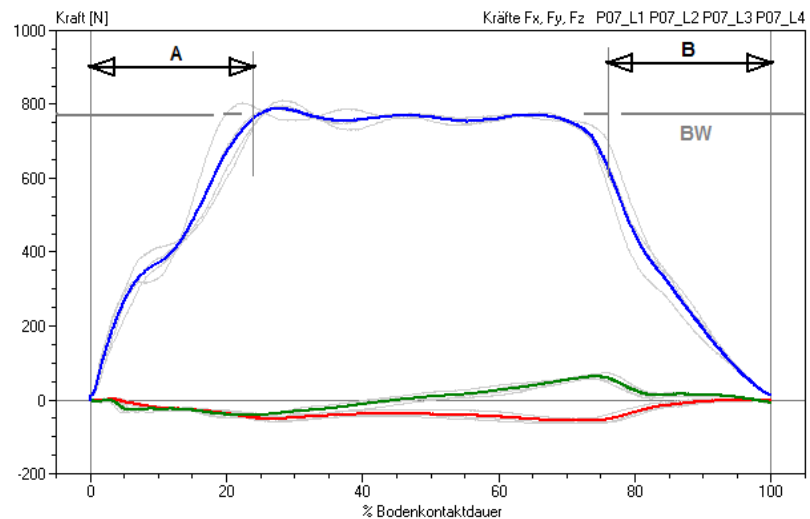
Im Diagramm rechts oben ein typischer Verlauf der Bodenreaktionskräfte bei einem Schritt eines gesunden Probanden, wobei die Definition der Schrittphasen – Auftrittphase und Abstoßphase – anhand des Nulldurchgangs der Kraftkomponente in Gangrichtung gewählt wird. Äquivalente Bezeichnungen wären Brems- und Beschleunigungsphase.

Die Bodenkontaktdauer des Fußes bzw. die Ganggeschwindigkeit des Probanden bestimmt die Form der Bodenkraftkurve entscheidend mit. Mit größer werdender Geschwindigkeit verstärken sich die dynamischen Anteile der Kurve. Bei sehr geringer Gehgeschwindigkeit nähert sich die Kraftkurve einer Trapezform an (wie in Abb. 30). Es gibt eine optimale Gehgeschwindigkeit mit minimalem Energieaufwand, bei der die Pendelbewegungen der Beine und Biege- und Torsionsschwingungen des Rumpfes gerade den kräftefreien Pendelschwingungen dieser Segmente entsprechen (vgl. dazu HOFFMANN [26]). Diese optimale Gehgeschwindigkeit liegt nach Hoffmann bei Männern und Frauen bei 4,0 km/h.

Abb. 30 Bodenkraftmessung bei einem sehr langsam gehenden Patienten, drei Einzelmessungen, mittlere Kurven, auf Bodenkontaktdauer normiert.

A, B: Phase mit bipedalem (beidfüßigem) Bodenkontakt

BW: Körpergewicht



Typische Charakteristika der Bodenkraft beim Gehen:

- Die **Vertikalkraft** F_z in Abb. 29 hat zwei Hauptmaxima. Das erste entsteht beim Auftreten der Ferse und der Belastung durch das Körpergewicht, das zweite beim Abrollen und Abstoßen mit dem Vorfuß. Direkt am Anfang des Bodenkontakts zeigt sich häufig noch ein kleines sehr schmales, d.h. sehr kurzzeitiges, Maximum durch den dynamischen (Massenträgheits-) Impact des Beins beim Auftreten. Diese sogenannte Initialzacke ist meist nur beim Barfußgehen deutlich zu erkennen, Schuhe dämpfen diese Spitze meistens weg. Beim schnellen Laufen verschmelzen die beiden Maxima zu einem und die Initialzacke wächst stark an (vgl. NIGG [49], S. 33).

Die Vertikalkraft setzt sich aus zwei Teilen zusammen, dem statischen Anteil durch das Körpergewicht und aus dynamischen Anteilen durch Beschleunigungen $F=m \cdot a$ (schraffierte Flächen in Abb. 29). Die Vertikalkraft übersteigt bei flottem Gang in den Maxima das Körpergewicht um ca. 20% bis 25% und liegt im Zwischenminimum mit ungefähr 20% bis 25% ebenso viel tiefer. Die horizontalen Kräfte sind rein dynamische Komponenten. Bei sehr langsamem Gang und bei verschiedenen Krankheitsbildern, z.B. Paresen, fehlen die dynamischen Anteile fast ganz, die Form der Vertikalkraftkurve wird ein Trapez (Abb. 30).

Die schraffierten Flächenanteile in Abb. 29 sind alle von ähnlicher Größenordnung. Darin kommt zum Ausdruck, dass beim Gehen permanent kinetische und potentielle Energieanteile ineinander umgewandelt werden. Zum Anheben des Körperschwerpunkts wird Energie aus der Vorwärtsbewegung abgezweigt, der Läufer wird abgebremst und umgekehrt. Im Idealfall geht dabei sehr wenig Energie verloren.

- Von den beiden horizontalen Kraftkomponenten ist die **Horizontalkraft** F_y in bzw. entgegen der Bewegungsrichtung orientiert. Beim Aufsetzen der Ferse entsteht eine Schubkraft auf die Platte nach vorne (bzw. als Bodenreaktionskraft eine bremsende Kraft auf den Läufer nach hinten, in negativer y-Richtung). Beim Abstoßen mit dem Vorfuß am Ende der Abrollphase stößt der Läufer den Fuß nach hinten, um seine Bewegung in dieser Schrittphase wieder zu beschleunigen. Man kann, wie in Abb. 29 im Diagramm rechts, den Schritt anhand dieser Horizontalkraftkomponente in zwei Phasen einteilen, die Auftritt- und die Abstoßphase. Beim normalen Gehen sind Auftritt- und Ab-

stoßdauer etwa gleich lang. Ebenso sind auch der Auftritts-Kraftstoß und der Abstoß-Kraftstoß – die negative Fläche und die positive Fläche unter der Kurve F_y gleich groß (vgl. Abb. 29, S. 52). Bei den Messungen an gehbehinderteren oder auch beinamputierten Patienten zeigt sich der Kraftverlauf von F_y oft verändert, sodass Auftritt- und die Abstoßphase anders oder gar nicht eindeutig definiert werden können.

- Die zweite **Horizontalkraftkomponente** F_x quer zur Bewegungsrichtung ist normalerweise die kleinste der drei Bodenkräfte. Im Idealfall einer stabilen Gangbewegung wird sie nahezu null. Die Kraft ist die meiste Zeit nach lateral gerichtet, die Bodenreaktionskraft also nach medial. Ursache dafür ist das seitwärts Hin- und Herpendeln des Schwerpunkts des Läufers. In der Standphase des rechten Beins befindet sich der Schwerpunkt rechts von seiner mittleren Lage und muss nach medial beschleunigt werden, in der Standphase des linken Beins ist der Schwerpunkt links von der Mitte und muss ebenfalls wieder nach medial beschleunigt werden. Bei stark schwankendem Gang oder Hinken vergrößert sich die Querkraft F_x . Die Horizontalkräfte F_x und F_y werden häufig etwas irreführend und nicht ganz korrekt als Scherkräfte bezeichnet. Sie haben allerdings indirekt etwas mit Scherkräften zu tun, da der Kraftübertrag der Horizontalkräfte zum Boden letztlich über eine Scherkraftverteilung an der Kontaktfläche des Fußes bzw. Schuhs zum Boden erfolgt.

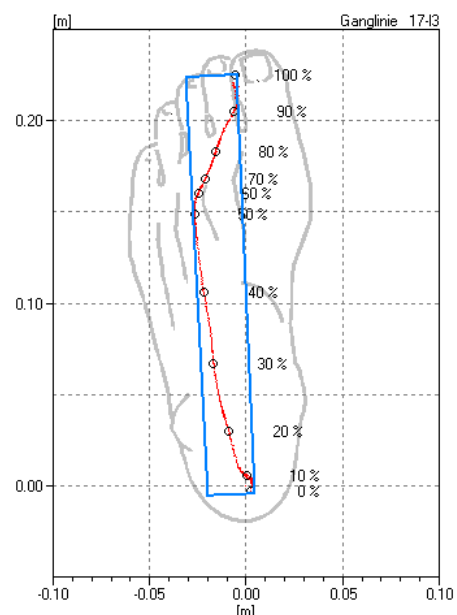
Ganglinie

Die Ganglinie beschreibt die Wanderung des **Angriffspunktes der Bodenkraft** beim Abrollen des Fußes über die Kraftmessplatte (Abb. 31). Der Kraftangriffspunkt bewegt sich typischerweise mit leicht lateraler Biegung von der Ferse ausgehend nach vorne, beim Barfußgehen etwa gegen das Metatarsale III-IV, biegt dann nach medial um und endet zwischen den beiden ersten Zehen (vgl. dazu auch die Druckverteilungsmessungen in Abb. 34 und Abb. 35 im folgenden Kapitel). Die Form des Kurvenverlaufs ist charakteristisch für die individuellen Eigenarten des Sprunggelenks und des Fußskeletts, insbesondere aber auch für bestimmte Fußprobleme wie Knick-Senkfuß.

Abb. 31 Ganglinie aus der Bodenkraftmessung.

Der Proband geht von unten nach oben. Die Ganglinie (rote Kurve) beginnt beim Aufsetzen der Ferse (Markierung bei 0% der Bodenkontaktdauer) und endet beim Abheben der Zehen (100% der Bodenkontaktdauer).

Das blaue Rechteck markiert Ganglinienlänge und – Breite die in der Ganganalyse häufig analysiert werden, normalerweise relativ bezüglich Fußlänge und Fußbreite angegeben.



Gelenkmomente

Aus bekannter Größe und Richtung der Bodenkraft, dem Kraftangriffspunkt auf der Messplatte und den kinematischen Daten des Patienten aus der Videoanalyse, speziell der Lage und Orientierung der Gelenkachsen, können prinzipiell auch externe Momente auf die Gelenke ermittelt werden (siehe Schema Abb. 32). Dazu ist allerdings eine aufwändige Video-Bewegungsanalyse erforderlich, aus der die relative Lage der Gelenkachsen zur Kraftmessplatte bestimmt werden muss. In dieser Studie wird stattdessen das Gelenkmoment bezüglich des Sprunggelenks näherungsweise aus der plantaren Druckverteilung bestimmt (vgl. folgendes Kapitel).

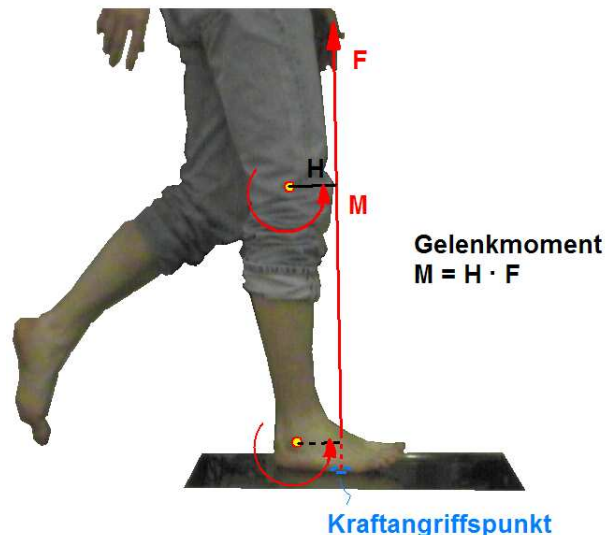


Abb. 32 Berechnung von äußeren Gelenkmomenten aus Bodenkraft F und kinematischen Daten (Positionen der Gelenkachsen).

Das äußere Gelenkmoment $\vec{M} = \vec{H} \times \vec{F}$ steht jederzeit mit den inneren Gelenkmomenten durch Muskelzüge, Bänder etc. im Gleichgewicht.

3.8.3 Plantare Druckverteilungsmessung beim Gehen

Die gesamte Bodenreaktionskraft F aus Abb. 29 verteilt sich über die Kontaktfläche der Fußsohle zum Boden. Denkt man sich diese Kontaktfläche aufgeteilt in kleine, z.B. quadratische Flächensegmente, so trifft auf jedes dieser Segmente ein kleiner Teil der gesamten Bodenreaktionskraft (Schema in Abb. 33). Der Wert der vertikalen Kraftkomponente¹² F_y pro Flächenelement A ist der Druck p :

$$p = \frac{F_y}{A} \quad (5)$$

Druckwerte werden im Folgenden in N/cm^2 ¹³ angegeben. Der Kraftangriffspunkt aus dem vorherigen Kapitel ist identisch mit dem Schwerpunkt aller dieser Teilkräfte. Die Verteilung des Drucks über die Fläche kann man mit Druckverteilungsmesssystemen sichtbar machen.

¹² Der Druck auf eine Fläche ist nur abhängig von der Kraftkomponente senkrecht zur Fläche. Horizontalkräfte (Scherkräfte) gehen bei der Druckverteilungsmessung verloren.

¹³ Umrechnungsfaktoren häufiger Druckeinheiten:
 $10^4 \text{ Pa} = 0,1 \text{ bar} = 1 \text{ N/cm}^2 = 75,006 \text{ mmHg} = 75,006 \text{ Torr}$
 Die SI-Einheit des Druckes ist Pascal (Pa).
 Im medizinischen Bereich werden häufig N/cm^2 bzw. mmHg verwendet.

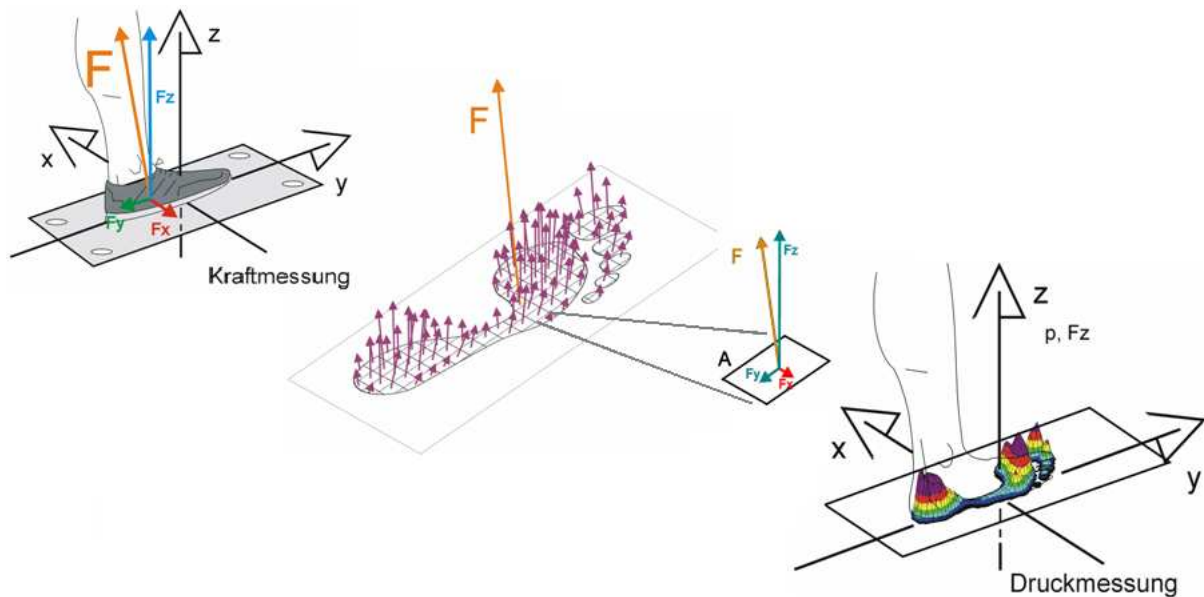


Abb. 33 Schematisch: Die Gesamt-Bodenkraft F (links oben) verteilt sich auf die Kontaktfläche des Fußes mit dem Boden (Mitte). Die Vertikalkomponente dieser lokalen Kraftverteilung auf die Flächenelemente der Fußsohle entspricht der plantaren Druckverteilung (rechts unten).

Messung der plantaren Druckverteilung (Pedographie)

Verbreitet ist in der Biomechanik die flächendeckende Messung der Druckverteilung unter der Fußsohle mit in den Boden eingebauten Messplattformen und mit Einlegemesssohlen. Das Standardinstrument ist die hochauflösende *EMED SF* der Firma *novel GmbH München*. Der Patient geht barfuß über die Plattform (Abb. 35). Diese ist mit 2000 Sensoren (2 Sensoren/cm²) ausgestattet und misst die Druckverteilung mit einer Rate von 71 Bildern pro Sekunde (vgl. Abb. 34, ein Beispiel einer Druckverteilungsmessung an einem gesunden Probanden).

Die **Pedographie**, auch als Pedobarographie bezeichnet, bietet die Möglichkeit, relativ schnell und objektiv Anomalien des Fußskeletts und Unregelmäßigkeiten in der Abrolldynamik festzustellen. Dieses Messverfahren wird deshalb in vielen orthopädischen Praxen und Kliniken eingesetzt. Bei geeigneter graphischer Darstellung sind die Daten leicht intuitiv erfassbar und auch dem Patienten ohne Probleme zu vermitteln.

Zu diagnostischen Untersuchungen wird die Messung der plantaren Druckverteilung beim Barfußgehen eingesetzt, die auch in dieser Studie ausschließlich verwendet wurde. Für die orthopädiotechnische Versorgung, z.B. die Anpassung von Einlegesohlen, wird häufig die Messung beim Gehen im Schuh geeigneter sein. Entsprechende, ebenfalls ausreichend hochauflösende Messsohlen werden für alle Schuhgrößen angeboten. Die Druckmessung im Stehen hat nur geringeren Aussagewert, der Bewegungsapparat des Menschen ist eben auf Bewegung ausgerichtet. Die neuromuskulären Funktionen im Zusammenspiel mit den Bewegungen in den Gelenken treten erst in der Bewegung in Erscheinung.

Die übliche Darstellung der plantaren Druckverteilungsmessung in einem Druckmaximabild (vgl. Abb. 34 rot markiertes Einzelbild) betont dabei den Blick auf die anatomische Struktur des Fußes. Bei vielen Erkrankungs- und Verletzungsmus-

tern kommt aber der funktionellen Einschränkung von Fuß und Sprunggelenk ebenfalls eine große Bedeutung oder sogar die wesentlichere Bedeutung zu. Dazu wird der aufgezeichnete „Film“ der Druckverteilung Bild für Bild (wie in Abb. 34 links) hinsichtlich der Entwicklung verschiedener Parameter untersucht. Außerdem wird aus der Verteilung des Drucks auf die Fußfläche in den verschiedenen Schritphasen auf körperinnere funktionelle Parameter, wie z.B. die Größe des Gelenkmoments der Plantarflexorenmuskulatur geschlossen.

Messprinzip

Elektronische Druckverteilungsmesssysteme die in der Bewegungsanalyse eingesetzt werden basieren auf einer zweidimensionalen, matrixförmigen Anordnung von Flächen-Drucksensoren. Das Messsystem dieser Studie ist eine im Boden eingelassene Messplattform.

Die Messsensoren arbeiten nach verschiedenen Messprinzipien, die eingesetzte EMED-Platte ist ein kapazitives System.

Die technischen Daten der verwendeten Plattform:

Messfläche:	435mm · 225mm
Anzahl der Sensoren:	2016
Sensoren/cm ² :	2
Sensormatrix:	64 · 32
Messfrequenz:	71 Druckverteilungsbilder je Sekunde
Messspeicher:	150 Druckverteilungsbilder
Maximale Messzeit:	2,1 Sekunde
Druckbereich:	1-127 N/cm ²
Auflösung:	0,5 N/cm ²
Messgenauigkeit:	5% (Herstellerangaben) incl. Temperatur-Effekte, Hystereseigenschaften, Kalibrierfehler, Nullpunktsdrift und Fehler des A/D-Wandlers Hystereseffekte tragen zum Messfehler max. 1,5% bei.

Der Messvorgang bei dynamischen Messungen wird durch Betreten der Messplattform automatisch gestartet. Die Druckverteilung wird farbig kodiert oder als Druckgebirge wiedergegeben (wie in Abb. 34 bis Abb. 36).

Abrollbewegung und Druckmaximabild

Von Interesse ist die Entwicklung der Druckverteilung im Verlauf der Abrollbewegung des Fußes. Die Messplatte nimmt dazu 71 vollständige Druckverteilungsbilder pro Sekunde auf. Abb. 34 zeigt in farbiger Kodierung diese Druckverteilung Bild für Bild für einen vollständigen Geh-Schritt eines Normalprobanden über die Platte. Sichtbar wird der typische Verlauf vom Auftritt der Ferse bis zum Abstoßen des Vorfußes und der Zehen. Das letzte Bild, das *Druckmaximabild*, gibt für jeden Bildpunkt den maximalen während der Messzeit aufgetretenen Druckwert wieder.

Ganglinie

Die der Druckverteilung in Abb. 34 und Abb. 35 überlagerte Linie ist die Ganglinie, die die Wanderung des Schwerpunktes der Druckverteilung von Bild zu Bild zeigt. Sie ist identisch mit der Linie, auf der der Kraftangriffspunkt des Gesamtbodenkraftvektors aus Abb. 31 von der Ferse zum Vorfuß wandert.

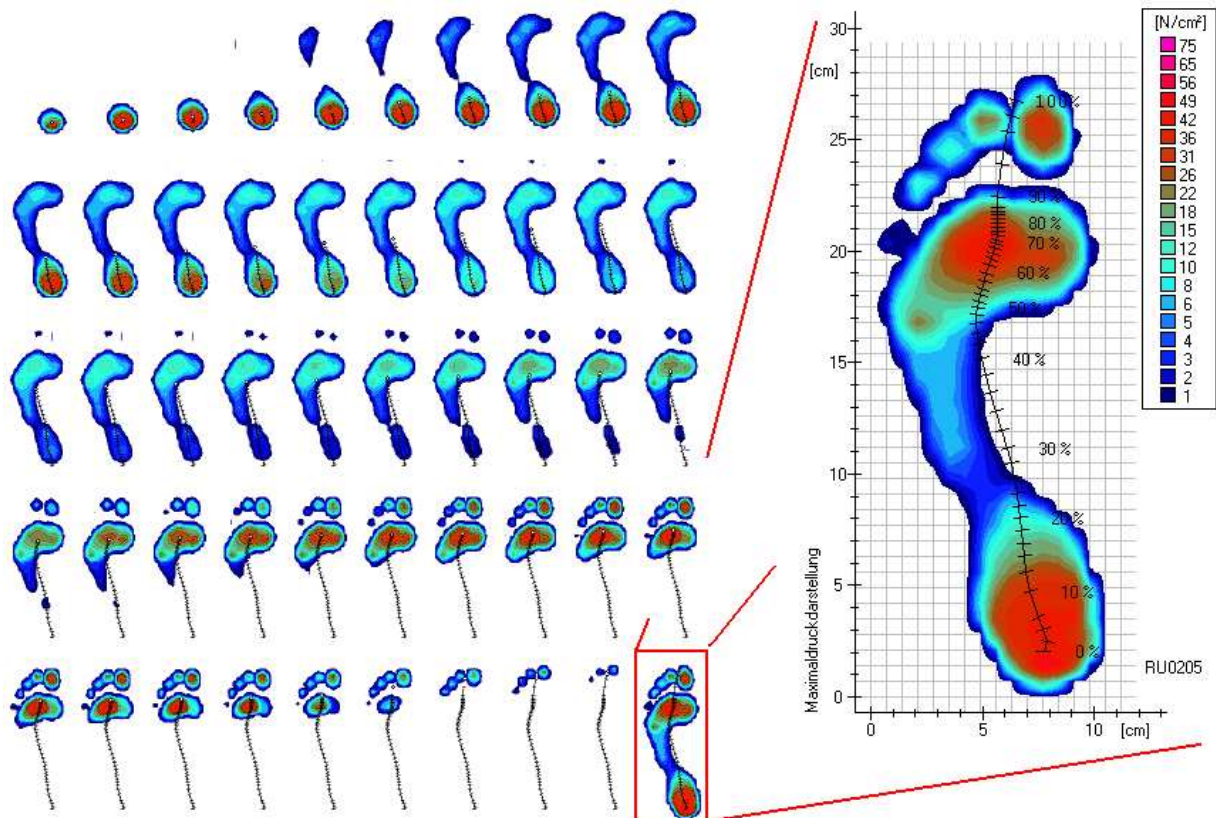


Abb. 34 Druckverteilungsmessung unter der Fußsohle, Abrollen des linken Fußes beim Gehen, **Normal-Proband**, dynamisches Pedogramm Bild für Bild (Matrixdarstellung), Bildrate 71 Messungen pro Sekunde. Das letzte rot markierte Einzelbild ist das Druckmaximabild mit den maximalen während des Abrollens aufgetretenen Druckwerten, rechts vergrößert. Hohe Druckwerte in rot, niedrige in blau (Skala ganz rechts). Zum Bewegungsablauf beim Gehen über die Boden-Druckmessplatte vgl. Abb. 35.

Ein Vergleich der Einzelbilder der Pedographie-Messung Abb. 34 lässt erkennen, dass die Druckbelastungen an der Ferse und im Vorfußbereich gänzlich unterschiedliche Zeitcharakteristiken haben: schneller, impaktartiger Druckanstieg an der Ferse, langsamer und kontrolliert ansteigende, dafür länger anhaltende Belastung am Vorfuß. In Abb. 35 wird ein entsprechender Abrollvorgang beim Patienten P17 gezeigt, bei dem sich der Schwerpunkt der Druckverteilung deutlich verzögert zum Vorfuß bewegt und bei dem die Ferse entsprechend länger belastet wird.

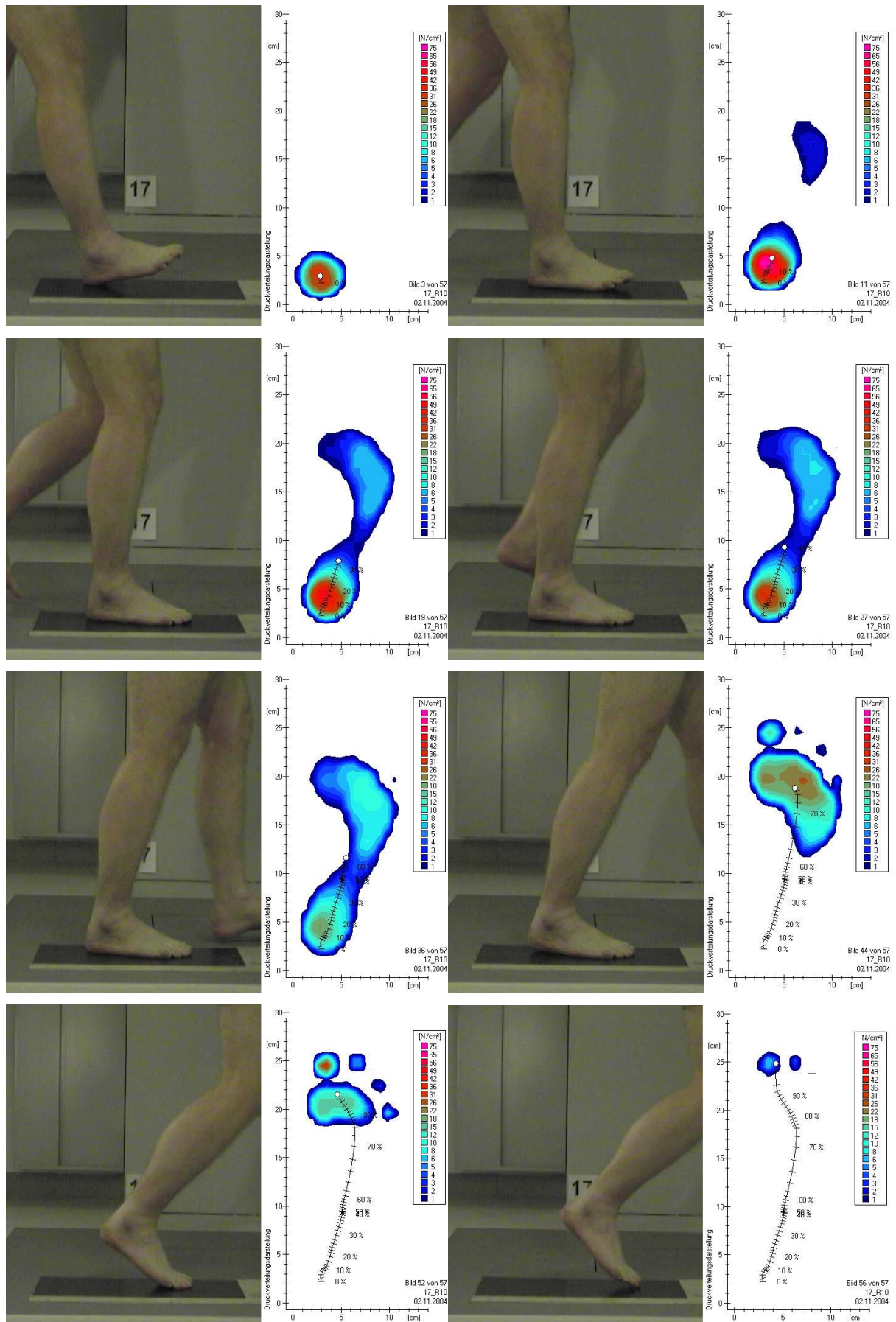


Abb. 35 Der Bewegungsablauf beim Gehen über die Boden-Druckmessplatte. Patient P17 mit funktioneller Schwäche der Plantarflexoren und verzögerter Kraftverlagerung zum Vorfuß.

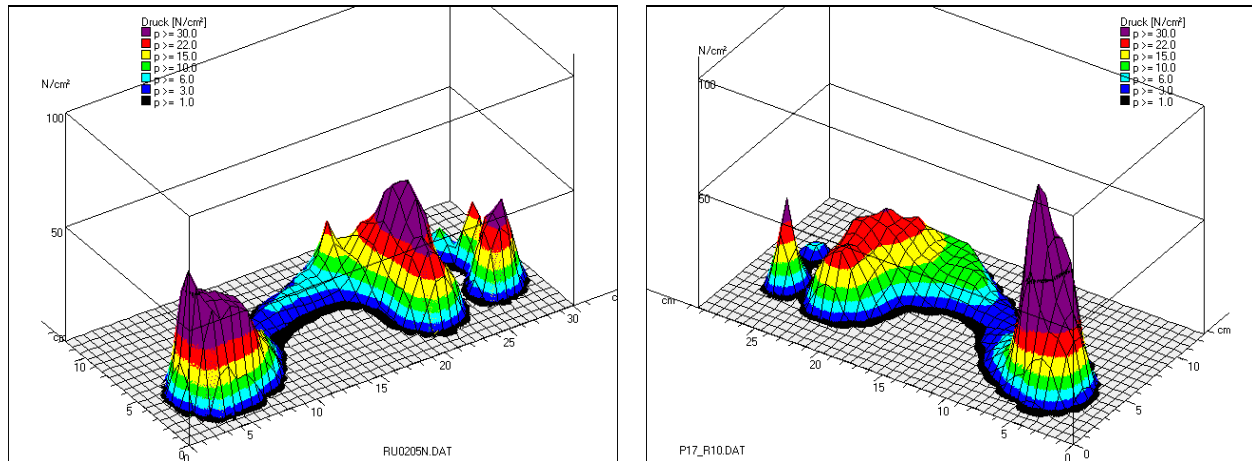


Abb. 36 3D-Darstellung der Pedogramme des **Normalprobanden** (links) aus Abb. 34 und des Patienten P17 (rechts) aus Abb. 35 mit auffälliger Rückverlagerung des Belastungsschwerpunkts, Druckmaximabilder.

Berechnung der Bodenkraft aus der Druckverteilung

Wird Gleichung (5) $p=F_y/A$ nach F_y aufgelöst, so kann durch Integration der Druckverteilung über den ganzen Fuß oder über Teilbereiche die Vertikalkraft F_y für den ganzen Fuß oder für Teilbereiche berechnet werden:

$$F_y = \int_{\text{Gesamtfläche}} p \cdot \delta A \quad \text{in [N]} \quad (6)^{14}$$

$$F_y = \int_{\text{Teilfläche}} p_A \cdot \delta A \quad \text{in [N]} \quad (7)$$

In Abb. 37a wird die Bodenkontaktfläche des Fußes in 8 Teilflächen unterteilt. Damit können die Anteile von Ferse, Mittelfuß, Vorfußballen und Zehen an verschiedenen Gangparametern unterschieden werden. Diese 4 Anteile der Fußsohle können außerdem jeweils in medialen und lateralen Anteil bzgl. der Fußlängsachse getrennt werden. Abb. 37b zeigt an einem Beispiel die Aufteilung der Gesamt-Bodenkraft auf diese 4 Fußregionen. In dieser Studie interessiert vor allem der Anteil des Mittelfußes (Region 5 und 6, rot markiert) an der Gesamtlast. Eine Erhöhung dieses Anteils auf der verletzten Seite im Vergleich zum nicht-verletzten Fuß wäre ein Nachweis einer Absenkung der Längswölbung des Fußes, gegebenenfalls auch eine rigide Supinationsstellung im Sprunggelenk mit einer daraus resultierenden Abrollung auf dem Fußaußenrand (vgl. die Pedogramme von Patientin 20 in Anhang E).

¹⁴ Bei der numerischen Berechnung wird das Integral durch eine Summe über die betroffenen Flächensegmente mal deren Fläche ersetzt. Bei der Berechnung des Momentes müssten genau genommen noch die Winkelstellung der Zehenknochen zur Druckmessebene und die Richtung des Kraftvektors im Raum berücksichtigt werden.

Abb. 37a Einteilung der Fußfläche in 8 Bereiche. Im Mittelfußbereich (Teilflächen 5 und 6, rot markiert) wird an 5 äquidistanten Stellen die Breite der Druckverteilung bestimmt. Dabei definiert sich das Breitenmaß senkrecht zur Fußlängsachse durch zweite Zehe und Zentrum der Ferse. Die Mittelfußbreite ist dann das Mittel dieser fünf Werte.

Die Fuß-Sohlenlänge wird in der Abbildung definiert als der Abstand zwischen der blauen Markierung (dem distalen Ende des Vorfußballens auf der Fußlängsachse) und der gelben Markierung am hinteren Ende der Ferse auf der Fußlängsachse. Diese Markierung liegt auf dem hinteren Rand des Druckverteilungsbildes, bei dem der Fuß zum ersten Mal flachen Bodenkontakt hat. Im nebenstehenden Druckmaximabild wird der gesamte Abrollvorgang zusammengefasst und enthält dabei auch Anteile des Abrollvorgangs mit angehobener Fußspitze. Der Mittelfuß (Region 5 und 6, rot markiert) wird definiert als das mittlere Drittel bzgl. der Fuß-Sohlenlänge.

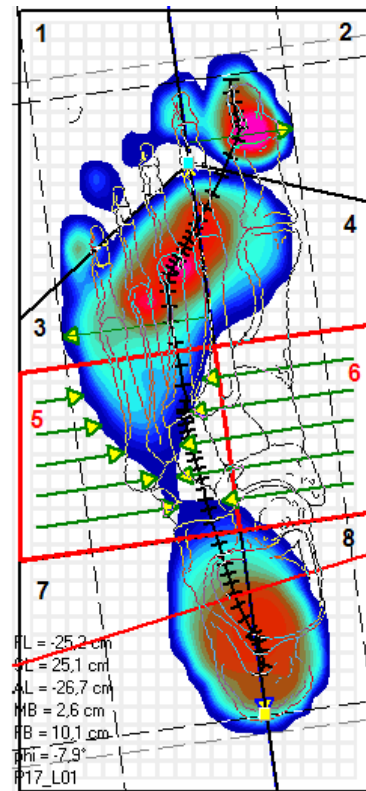
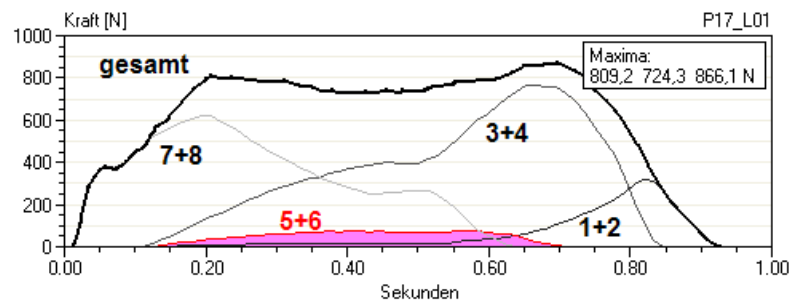


Abb. 37b Anteile der Teilflächen des Fußes aus Abb. 37a an der Gesamtlast.



Mathematischer Einschub: Berechnung der Gelenkmomente aus der Druckverteilung

Zur Bestimmung der Momente bezüglich der Achsen des Sprunggelenks wird die Kraft auf die Flächensegmente mal deren Hebelabstand d zur Biegeachse aufintegriert (zum Vorgehen vgl. Abb. 38):

$$M = \int_{\text{Gesamtfläche}} p_A \cdot d_A \cdot \delta A \quad \text{in [Nm]} \quad (8)$$

Der Hebelabstand d_A ist die senkrechte, d.h. kürzeste, Verbindung vom Flächensegment A zur Gelenkachse.

Zur Momentberechnung kann statt der Integration über die Flächenelemente mal deren Hebelabstand auch zuerst die Schwerpunktbildung der Druckverteilung vorgenommen werden. Das Moment ist dann die Gesamtkraft mal dem Hebelabstand des Druckschwerpunkts (DSP in Abb. 39a) von der Gelenkachse.

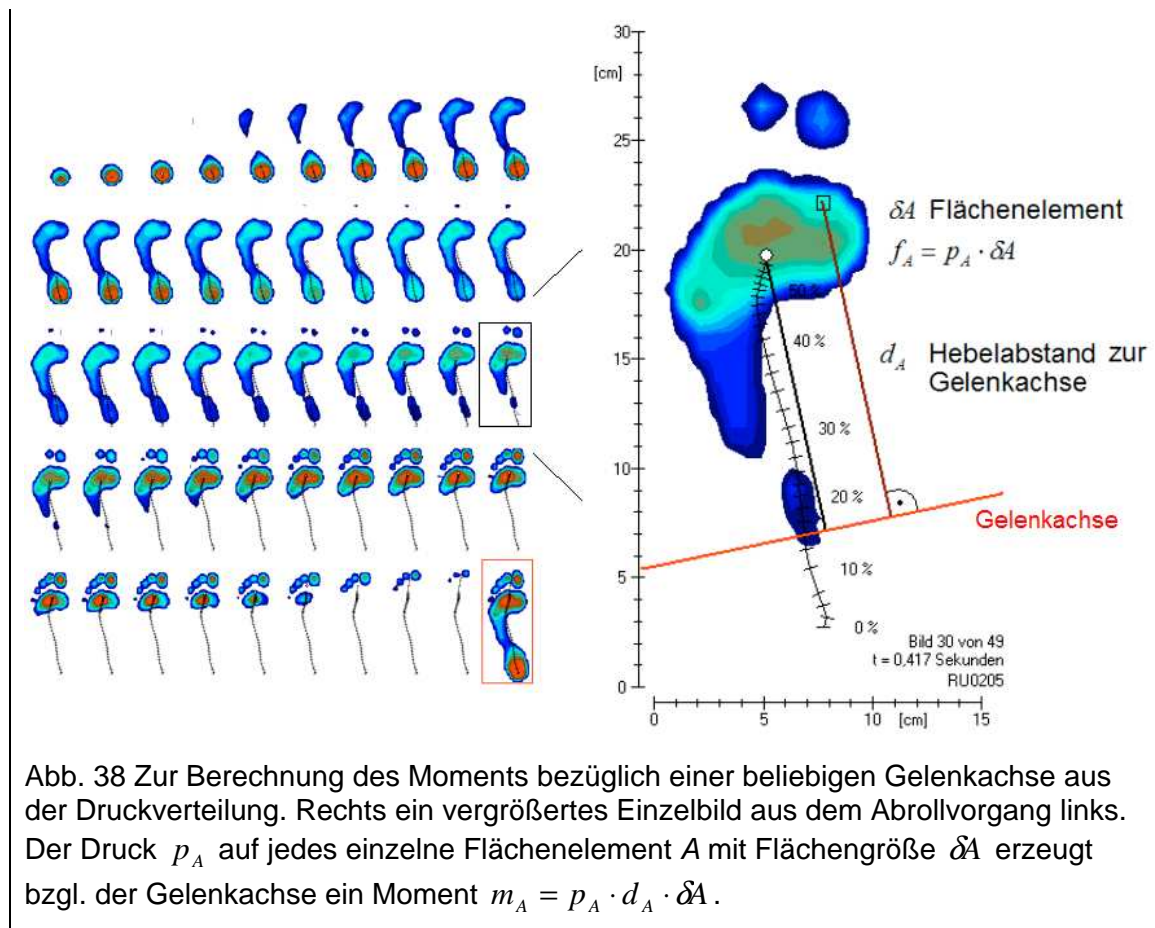


Abb. 38 Zur Berechnung des Moments bezüglich einer beliebigen Gelenkachse aus der Druckverteilung. Rechts ein vergrößertes Einzelbild aus dem Abrollvorgang links. Der Druck p_A auf jedes einzelne Flächenelement A mit Flächengröße δA erzeugt bzgl. der Gelenkachse ein Moment $m_A = p_A \cdot d_A \cdot \delta A$.

Zur Veranschaulichung der aus der Druckverteilung abgeleiteten kinetischen Parameter

In den beiden folgenden Abb. 39a und Abb. 39b wird eine anschauliche Darstellung der funktionellen Zusammenhänge zwischen dem zeitlichen Verlauf der Fuß- und Gelenkstellung und dem Verlauf der äußeren und inneren Kräfte und Momente auf das Sprunggelenk versucht. Für bestimmte Momente im Abrollvorgang werden die dazugehörigen Druckverteilungsbilder gezeigt. Außerdem wurde bei diesem Normalprobanden die elektrische Muskelaktivität mit dem Oberflächen-EMG aufgezeichnet. Abb. 39 zeigt, in welcher Schrittphase welche äußeren Kraft-Hebelverhältnisse herrschen und welche Muskelkräfte zur Kompensation erforderlich sind. Die aus dem Pedogramm gemessenen äußeren Kräfte und Momente werden in Abb. 39a gemeinsam mit den Muskelaktivitäten dargestellt.

Abb. 39a Zur Ermittlung kinetischer Parameter, insbesondere des Gelenkmoments bzgl. der Achse des OSG aus der plantaren Druckverteilung, Zusammenfassung.

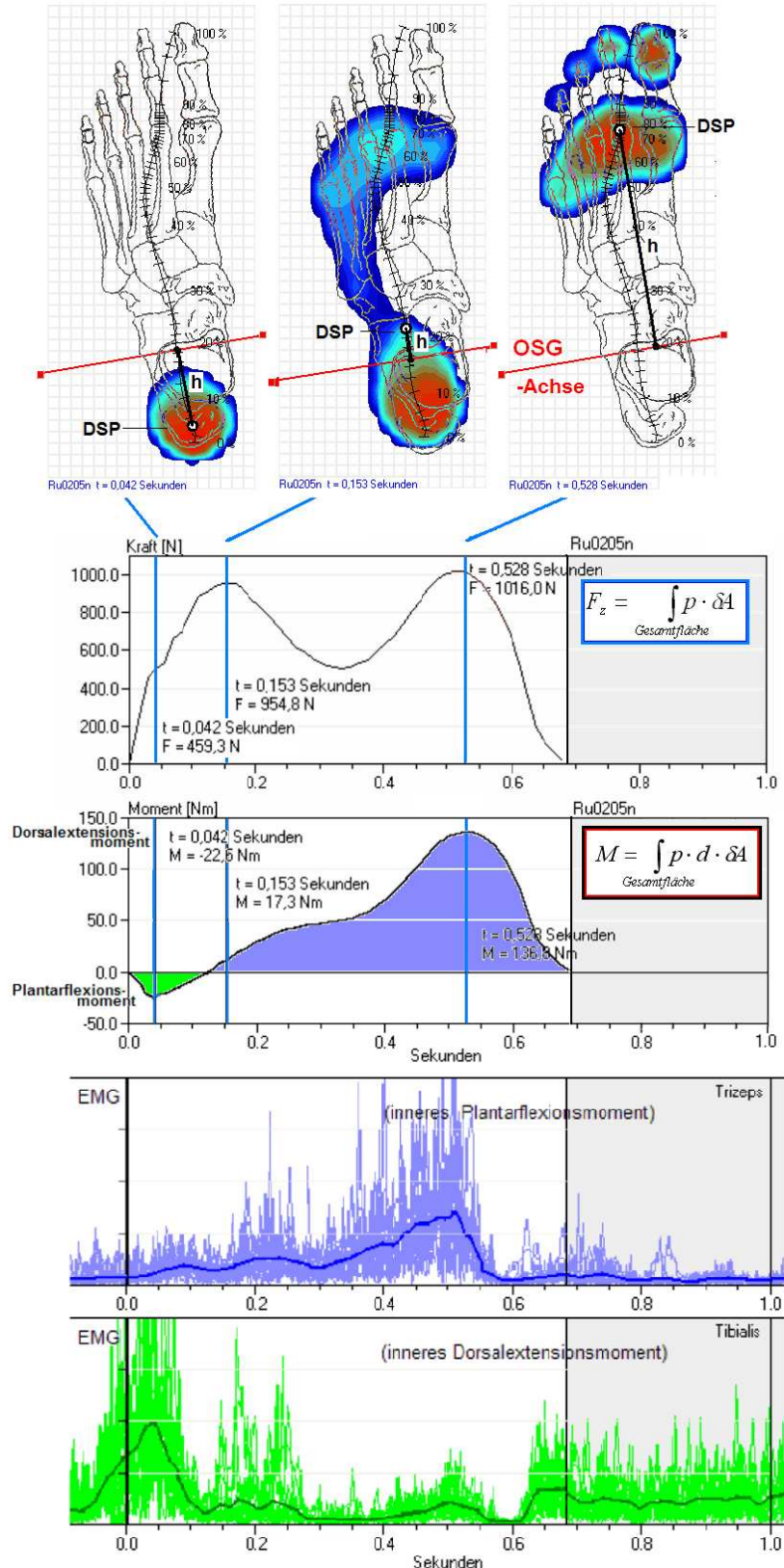
Oben sind drei einzelne Druckverteilungsbilder aus dem Abrollvorgang des Fußes beim Barfußgehen aus Abb. 34 wiedergegeben. Die Bilder sind schematisch ein Fußskelett überlagert. In den Pedogrammen eingetragen sind jeweils der Schwerpunkt der aktuellen Druckverteilung (DSP) und sein Hebelabstand h zur OSG-Achse.

Die rote Linie ist die Lage des oberen Sprunggelenks.

Die vier Messkurven: oberstes Diagramm: Die durch Integration der Druckwerte über die ganze Fußfläche erhaltene Vertikalkraft im Verlauf über die Zeit. Die Zeitpunkte der drei Druckverteilungsbilder sind blau markiert.

Zweites Diagramm: Durch Integration der Druckverteilung unter Berücksichtigung des Hebelabstands h zur OSG-Achse erhaltenes äußeres Gelenkmoment bzgl. der OSG-Achse.

Unten sind die gemessenen Muskelaktivitäten von Trizeps (Plantarflexoren) und Tibialis anterior (Fußheber) dargestellt, die die externen Gelenkmomente kompensieren (vgl. die farbliche Zuordnung).

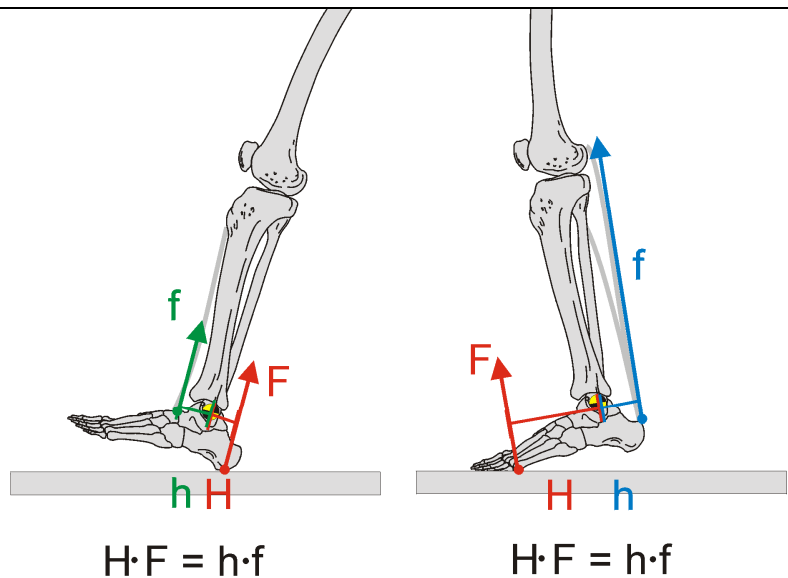


Pedogramm links und erste Markierung in den Diagrammen: Moment maximalen Plantarflexionsmoments beim Auftreten. Mittleres Pedogramm im Moment des ersten Bodenkraftmaximums, rechtes Pedogramm im Moment des zweiten Bodenkraftmaximums und Maximum des Dorsalextensionsmoments.

Abb. 39b Inneres Gelenkmoment $m = h \cdot f$ und äußeres Gelenkmoment $M = H \cdot F$ im Gleichgewicht.

Die äußere Kraft F wirkt über den Hebelarm H auf das Sprunggelenk und steht mit der inneren Muskelkraft f mal dem inneren Hebel h im Gleichgewicht.

Der Fuß tritt mit der Ferse auf (linkes Bild), der Bodenkraftvektor liegt hinter dem Sprunggelenk, dadurch entsteht ein äußeres Plantarflexionsmoment und eine Zugkraft auf den Tibialis anterior.



Der Tibialis anterior ist während des Auftretens aktiv und hält den Fuß in Dorsalextension. Die Plantarflexoren sind inaktiv. Beim Abstoßen liegt der Bodenkraftvektor weit vor dem Sprunggelenk und erzeugt ein äußeres Dorsalextensionsmoment. Der M. trizeps hält gegen diese Zugkraft an.

Die Gesamt-Kompressionskraft im OSG (und im USG) addiert sich aus den beiden Kräften F (Bodenkraft \approx Körpergewicht) und der Zugkraft f der Muskulatur, die wegen der ungünstigen Hebelverhältnisse beim Vorfußstand erheblich größer als das Körpergewicht ist. In der Vorfußstandphase wird die Kompressionskraft im Sprunggelenk bis größer als das Dreifache des Körpergewichts.

3.9 Bewertung der Messungen, Scores

In allen folgenden Auswertungen werden grundsätzlich nur fehlerfrei durchgeführte Einzelmessungen berücksichtigt, bei denen der Patient sein durchschnittliches Gangmuster zeigt. Dieses Vorgehen ist in der Ganganalyse allgemein üblich, siehe beispielsweise SIEGMETH [69]. Ausschlusskriterien sind beispielsweise das Übertreten des Probanden über den Rand der Messplatte oder Stoppen auf der Messplatte.

Der Zusammenhang zwischen den Messparametern und den Gesamtbewertungsscores wurde in Abb. 1, S.12 dargestellt. In den folgenden Kapiteln werden die Messparameter in Einzelscores bewertet. Einen Überblick dazu zeigt Abb. 40.

Alle Auswertungen der Pedogramme in der vorliegenden Studie erfolgen rechnerisch Software-gesteuert um die Ergebnisse möglichst frei von subjektiven Einflüssen zu halten. Ein alternativer Algorithmus zur visuellen Bewertung von Pedogrammen wird im Anhang F entwickelt.

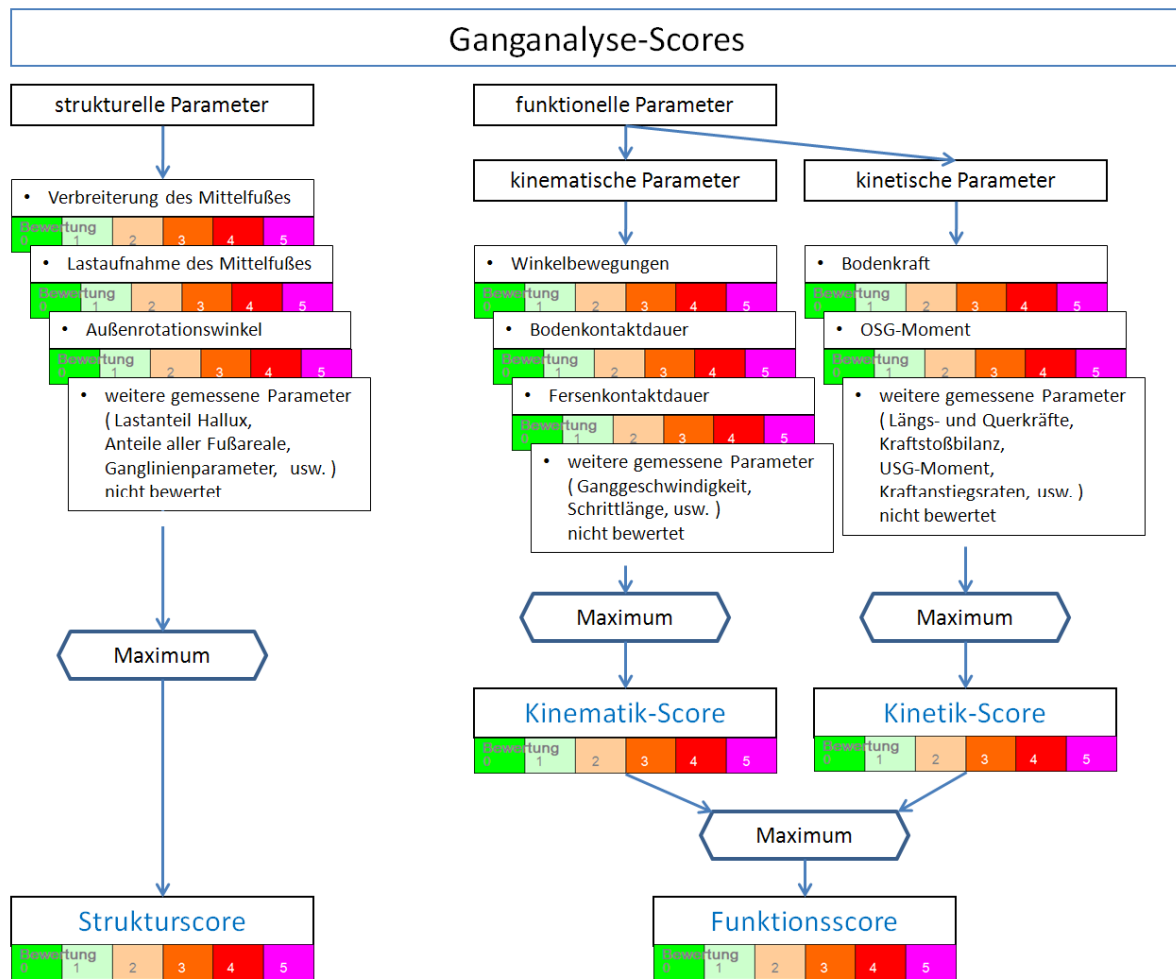


Abb. 40 Schematischer Überblick über die Bewertung der einzelnen Messparameter und die Zusammenfassung dieser Bewertungen zu übergeordneten Scores.

3.9.1 Strukturelle Parameter und Scores

Zum Nachweis möglicher struktureller Veränderungen am Fuß infolge der Calcaneusfraktur werden in dieser Studie drei Parameter untersucht: *Der Fußbreitenindex* - das Verhältnis von Mittelfußbreite zu Sohlenlänge im Pedogramm - ist ein Parameter zur Bewertung einer möglichen Verbreiterung des Fußabdrucks, vor allem als Folge einer Absenkung des Mittelfußes (vgl. Kap. 3.9.1.1). Der zweite Parameter ist der Anteil der Lastaufnahme des Mittelfußes an der Gesamtlast (Kap. 3.9.1.2), der ebenfalls mit der Absenkung der Längswölbung des Fußes erhöht ist. Der dritte strukturelle Parameter ist der Innen-/Außenrotationswinkel des Fußes (Kap. 3.9.1.4), der als Winkel zwischen Fußlängsachse und Gangrichtung definiert ist.

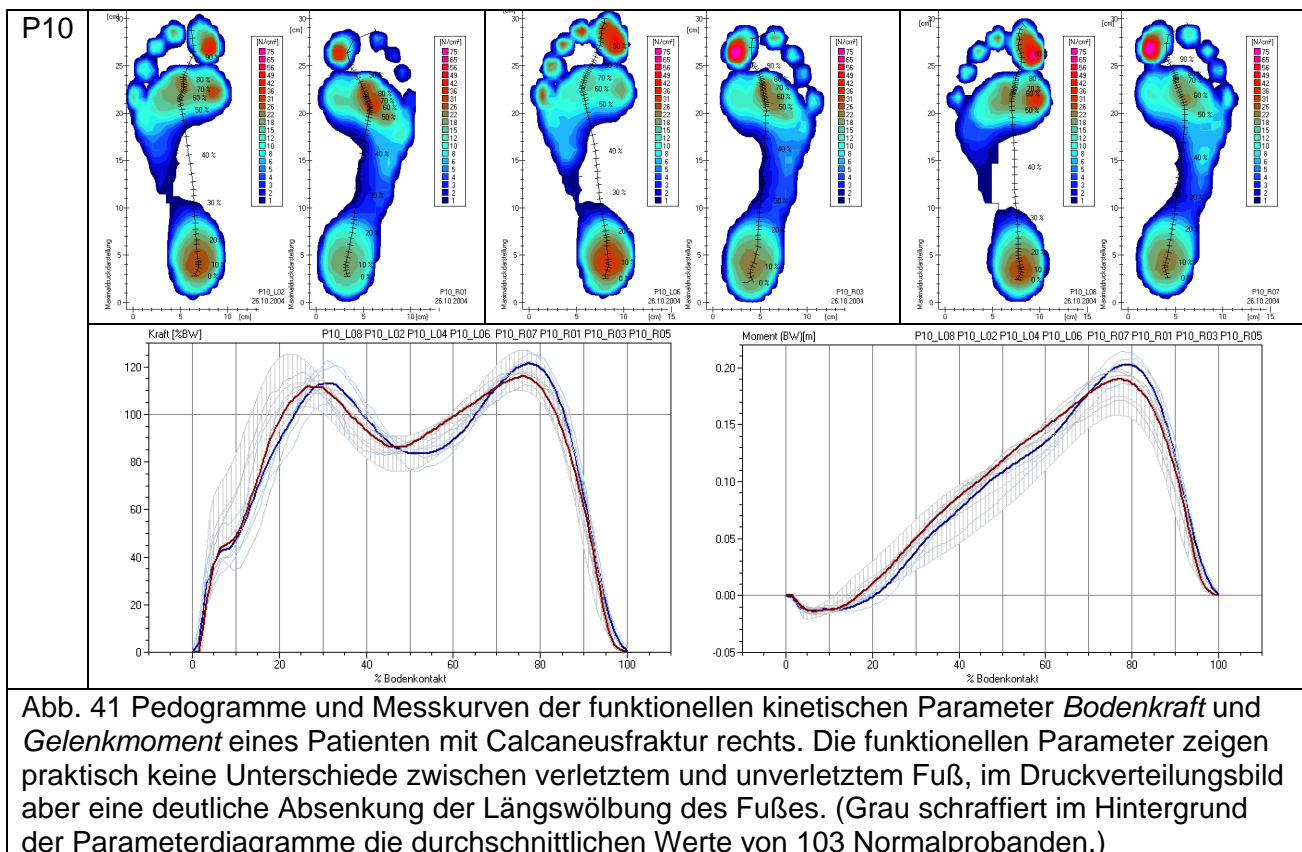
Die Veränderungen dieser Parameter als Folge der Calcaneusfraktur werden im Seitenvergleich verletzter - nichtverletzter Fuß untersucht, bei beidseits verletzten Patienten im Vergleich zu den Durchschnittswerten der gesunden Normalprobanden.

Zur Bewertung der strukturellen Veränderungen wird der Gesamt-Struktur-Score gebildet, der sich aus den gefundenen Unsymmetrien dieser drei Parameter zusammensetzt, der Gesamtstrukturscorewert wird definiert als das Maximum, der ungünstigste Wert, der Einzelparameterscores.

$$\text{Strukturscore} = \text{Maximum}(\text{Mittelfußbreitenscore}; \text{Mittelfußlastscore}; \text{Rotationswinkelscore})$$

Im späteren Kapitel 3.9.3, S. 71 wird in verschiedenen Ganganalyseparametern die *Funktion* von Fuß und Sprunggelenk untersucht und bewertet. Das Beispiel in Abb. 48, S.75 zeigt in der OSG-Momentkurve eine typische Schwäche der Plantarflexoren beim Abstoß. Gleichzeitig fällt dort im Vergleich zwischen gesundem und verletztem Fuß die Veränderung in der Struktur des Druckverteilungsbildes auf.

Wie an anderen Beispielen noch gezeigt wird, sind die strukturellen Veränderungen aber nicht immer kongruent zu den funktionellen. Abb. 41 zeigt als Beispiel einen Patienten bei dem sich die funktionellen Parameter zwischen verletztem und unverletztem Fuß praktisch nicht unterscheiden, im Druckverteilungsbild aber eine typische Absenkung der Längswölbung des Fußes auftritt, außerdem eine geringere Druckhöhe unter dem Fersenbein beim Auftreten. Die strukturellen Parameter und die funktionellen Parameter werden deshalb in jeweils einem eigenen Score erfasst.

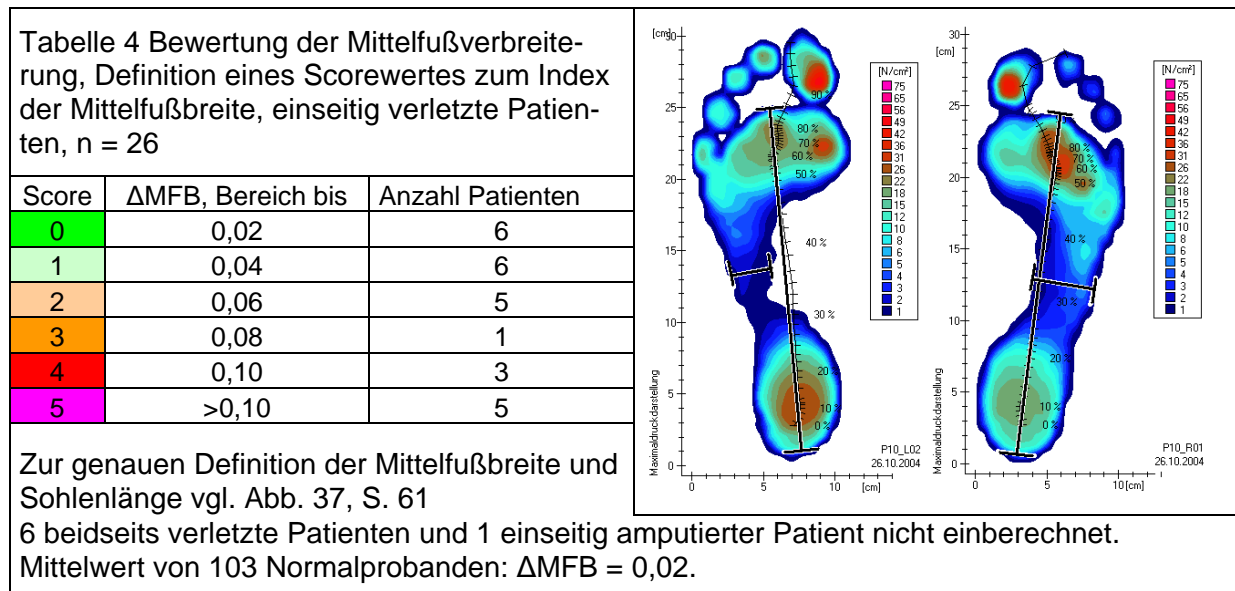


3.9.1.1 Mittelfußbreite

Die häufig zu sehende Absenkung der Längswölbung des Fußes hat zwei Veränderungen im Pedogramm zur Folge: Die Verbreiterung der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß und die Erhöhung des Anteils des Mittelfußes am gesamten Kraftübertrag zum Boden. In Abb. 37, S. 61 wird gezeigt wie die Mittelfußbreite definiert wird. Der absolute Wert der Breite hängt natürlich auch von der Länge des Fußes ab, größere Füße „dürfen“ auch breiter sein. Zur Bewertung der Breite des Fußabdrucks wird deshalb der Fußbreitenindex, das Verhältnis von Mittelfußbreite zu Sohlenlänge berechnet. Die Sohlenlänge wird wie in Abb. 37, S. 61 beschrieben ohne die Zehen definiert.

Auch bei gesunden Probanden variieren die Mittelfußbreiten Fußtyp-bedingt nicht unerheblich, es treten aber nur geringe Unterschiede der Mittelfußbreiten zwischen linkem und rechtem Fuß auf. Bei einseitig verletzten Patienten wird der Score deshalb am Unterschied zwischen verletztem und unverletztem Fuß bestimmt. Die Bewertung der absoluten Mittelfußbreite im Pedogramm ist nur in Extremfällen sinnvoll (wie z.B. bei der Patientin P01 in Abb. 49, S. 77). Tabelle 4 listet das Bewertungsschema für unterschiedliche Breiten im Mittelfuß auf verletzter und nichtverletzter Seite. Die Mittelfußbreite MFB ist dabei eine relative Angabe im Verhältnis zur Sohlenlänge. $MFB = 0.1$ bedeutet z.B., dass die Mittelfußbreite des Pedogramms 0.1-mal (10%) der Sohlenlänge ist. ΔMFB ist die Differenz dieser Zahlen von verletzter zu nicht verletzter Seite.

Die Bewertung von ΔMFB in einem Score ist so definiert, dass die meisten Normalprobanden den Scorewert 0 oder 1 erhalten. Der Mittelwert der 103 Normalprobanden dieser Studie beträgt 0.02. Dieser Wert wird als Abstandsweite zwischen den Score-Levels gesetzt.



3.9.1.2 Mittelfußbelastung

Mit der Absenkung der Längswölbung des Fußes erhöht sich auch der prozentuale Anteil der Lastaufnahme des Mittelfußes an der Gesamtlast. Das Ausmaß kann aber unterschiedlich sein, es ist deshalb sinnvoll, diese beiden Parameter getrennt zu analysieren. Im Beispiel Abb. 42 erhöht sich der Lastanteil im Mittelfuß auf der verletzten Seite erheblich, ohne dass sich in diesem Fall die Fußbreite wesentlich vergrößert. Deutlicher als im Druckmaximabild wird die hohe Mittelfußbelastung im Einzel-Druckverteilungsbild im Augenblick der maximalen Mittelfußlast. In Tabelle 5 werden die Höhe der Lastaufnahme in Relation zum Körpergewicht und die Unsymmetrie zwischen verletztem und unverletztem Fuß zu einem Score gewertet.

Bei den Normalprobanden liegt die Unsymmetrie der Mittelfußlast im Mittel bei 5% (genau: 5.3%). Diese mittlere natürliche Unsymmetrie wird als Schrittabstand zur Definition der Scorewerte benutzt.

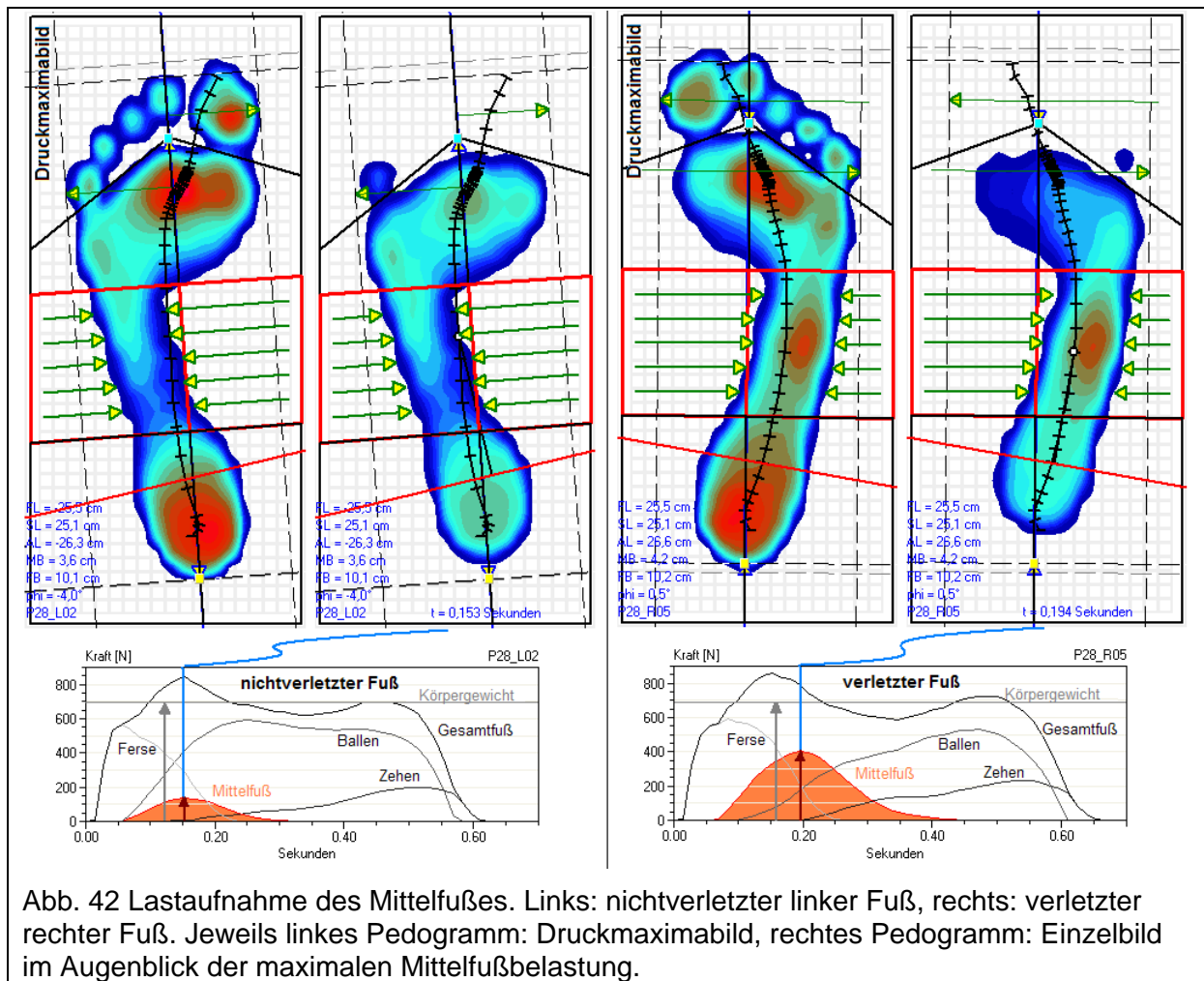


Tabelle 5 Definition des Scorewertes der Lastaufnahme des Mittelfußes, einseitig verletzte Patienten, n = 25, 6 beidseits verletzte Patienten, 1 einseitig amputierter Patient und Patient 12 wegen Spitzfußbelastung nicht einberechnet. Zahlenwerte in %BW.

Score	Differenz verletztes – gesundes Bein (vgl. Abb. 42), Werte bis	Anzahl Patienten
0	5	9
1	10	3
2	15	8
3	20	2
4	25	0
5	größer als 25	3

3.9.1.3 Bodenkontaktfläche

Mit dem Abrollen des Fußes verändert sich ständig die Größe der aktuellen Kontaktfläche des Fußes zum Boden (vgl. Abb. 34 und Abb. 35). Diese dynamische Fläche lässt sich durch einfaches Aufsummieren aller Flächenelemente ermitteln, an denen der Druck größer als 0 ist.

Im Beispiel Abb. 43 rechts ist die dynamische Bodenkontaktfläche in der Mitte der Standphase am verletzten Fuß geringer als beim nichtverletzten Fuß. Die Messung der Bodenkontaktfläche eignet sich aber nicht als Kriterium zur Bewertung nach einer Calcaneusfraktur. Offenbar werden in der Mitte der Standphase Ferse und Vorfuß

der verletzten Seite durch die vermehrte Abstützung im Mittelfuß entlastet, wodurch sich trotz der Mittelfußverbreiterung die Bodenkontakfläche reduziert.

Die Gesamt-Abrollfläche ist die Fläche am Boden, die beim Abrollen Kontakt mit dem Fuß hatte. Sie entspricht der Fläche in den Druckmaximabildern links in Abb. 43, sie wird durch horizontale Linien im Diagramm rechts markiert. Sie ist auf der verletzten Seite trotz der Verbreiterung im Mittelfuß ebenfalls wie die dynamische Abrollfläche etwas kleiner als auf der nichtverletzten Seite.

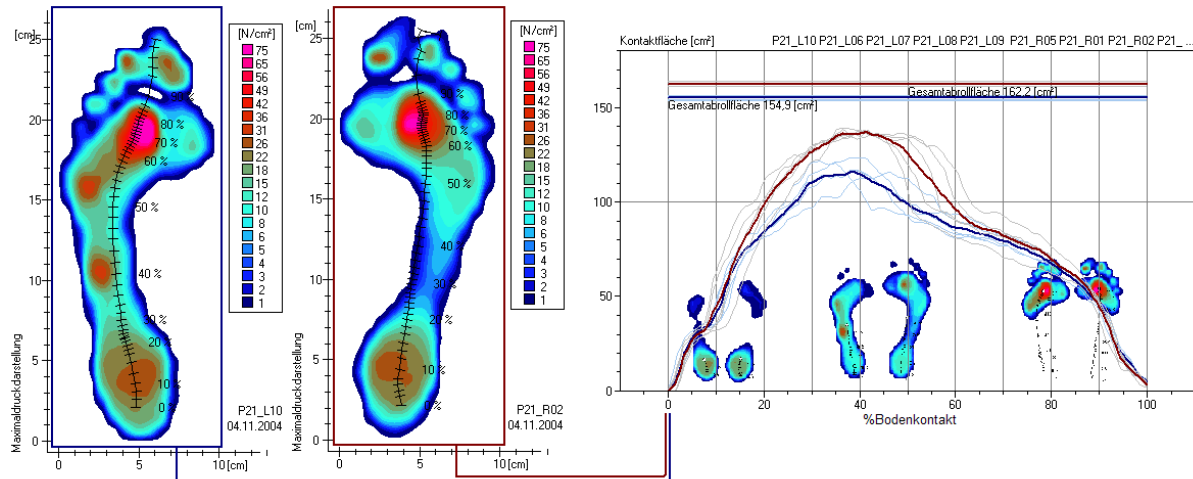


Abb. 43 Bodenkontakfläche (Diagramm rechts). Gemittelte Kurven, auf 100% Bodenkontaktzeit normiert, blaue Kurve: linker verletzter Fuß, rote Kurve rechter nichtverletzter Fuß.

3.9.1.4 Innen-/Außenrotationswinkel

Die Orientierung der Fußlängsachse relativ zur sagittalen Gangrichtung wird in dieser Studie ebenfalls aus dem Pedogramm der Ganganalyse, d.h. in der Bodenkontaktphase beim Gehen bestimmt. Der Innen- / Außenrotationswinkel des Fußes wird als der Winkel zwischen Fußlängsachse und Gangrichtung definiert.

Die Winkelstellung des Fußes kann auch bei gesunden Probanden sehr unterschiedlich ausfallen (vgl. Abb. 45), insbesondere bedingt durch die Stellung des Hüftgelenks. Im Score Tabelle 6 werden deshalb Winkeldifferenzen zwischen verletztem und nichtverletztem Fuß erst ab 7° gewertet, kleinere Winkeldifferenzen kommen auch bei gesunden Probanden vor. Nur drei Patienten hatten größere Winkeldifferenzen (P11: 7.9° - Scorewert 1, P25: 12.3° - Score 3, P30: 9.7° - Score 2). Außer bei der einseitig amputierten Patientin P31 wird die Winkelstellung des Fußes bei allen Patienten zur Bewertung einbezogen.

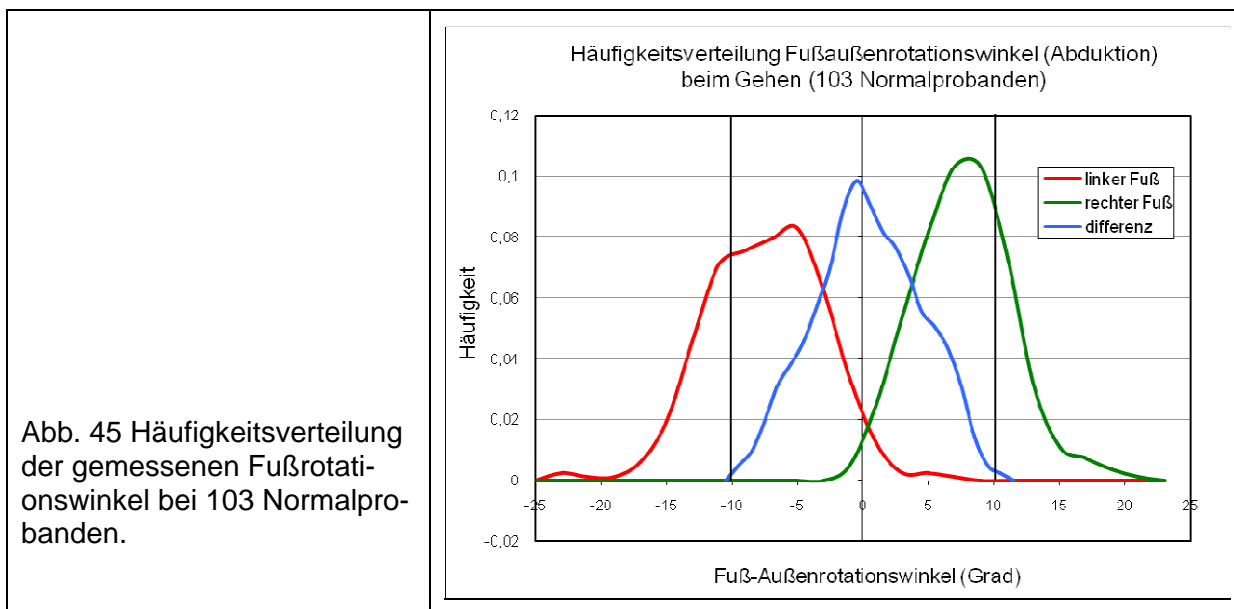
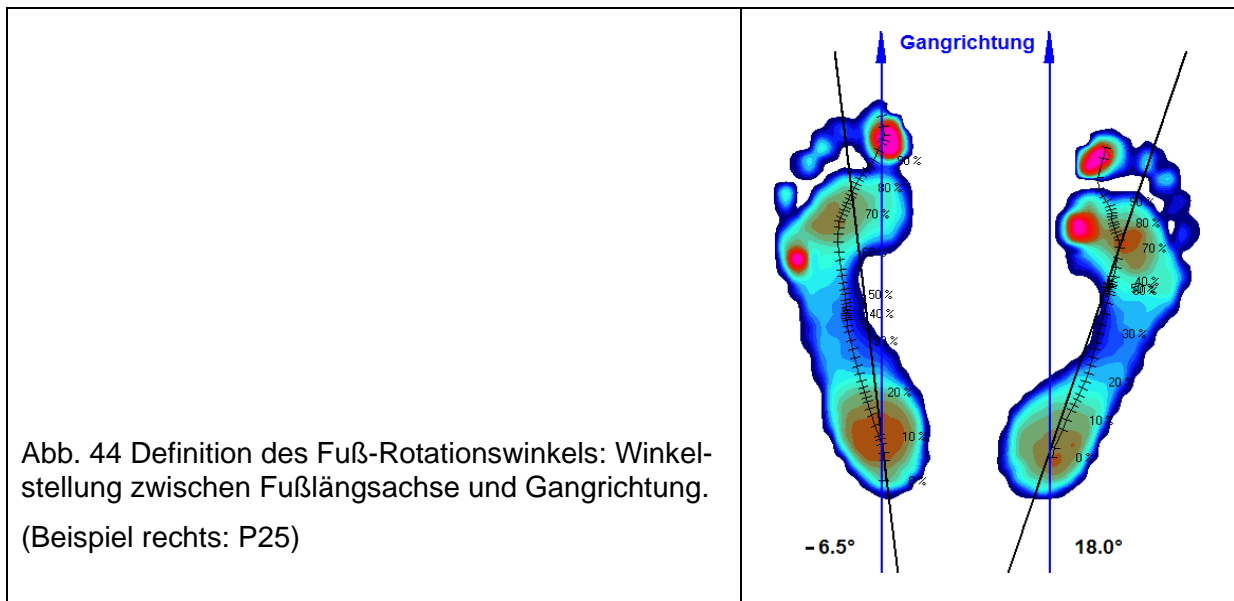


Tabelle 6 Score der Fuß-Innen-Außenrotation, n = 32

Score-Definition	Anzahl Patienten	
0	Differenzen bis 7°	29
1	Differenzen bis 9°	1
2	Differenzen bis 11°	1
3	Differenzen bis 13°	1
4	Differenzen bis 15°	0
5	Differenzen > 15°	0

3.9.2 Visuelles Scoring

Alle bisherigen Auswertungen der Pedogramme erfolgten Software-gesteuert, ebenso die später folgenden Analysen der funktionellen Parameter in Kap. 3.9.3.

Für die Anwendung der Pedographie in der Praxis kann aber gegebenenfalls eine rein visuelle Auswertung der Pedogramme durch den Arzt sinnvoller sein. Insbesondere kann dann auch besser auf individuelle Besonderheiten des einzelnen Patienten Bezug genommen werden. Anhang F, Visuelle Bewertung von Pedographie-Messungen beschreibt eine mögliche strukturierte Vorgehensweise zur visuellen Bewertung von Pedographie-Messungen, die keinerlei Weiterverarbeitung der aufgenommenen Pedogrammdaten mehr erfordert. Zum visuellen Scoring werden zwei Darstellungen des Pedogramms betrachtet: die Druckmaximadarstellung (vgl. Abb. 34, S. 58) und die 3D-Darstellung (vgl. Abb. 36, S. 60).

Ergebnisse der visuellen Bewertung der Pedogramme, die in Anhang F zwar ermittelt werden, werden in der Auswertung der vorliegenden Studie aber nicht in das Gesamtergebnis eingerechnet. Einige Parameter, beispielsweise die Mittelfußverbreiterung, würden dann doppelt, visuell-subjektiv und analytisch-objektiv, berücksichtigt.

3.9.3 Funktionelle Parameter und Scores

Die Funktion der Bewegung wird durch zwei Gruppen von Parametern beschrieben: Kinematische Parameter geben gewissermaßen die Geometrie der Bewegung wieder, Kinetische Parameter die dabei auftretenden Kräfte und Drehmomente.

Kinematische Parameter, die die Funktion von Fuß und Sprunggelenk beschreiben, sind beispielsweise die Bodenkontaktdauer in der Standphase und das Ausmaß der Gelenkbewegungen in der Abrollung des Fußes. Kinetische Parameter sind das Gelenkmoment bzgl. des oberen Sprunggelenks, die Bodenkräfte, aber auch die Relationen zwischen Brems- und Beschleunigungskraftstößen im Vergleich von verletztem zu nicht verletztem Bein.

Zur Bewertung der Funktion werden zwei Klassifizierungen gebildet, ein kinematischer und ein kinetischer Score. Diese beiden Bewertungen setzen sich jeweils aus mehreren Einzelparameter-Bewertungen zusammen.

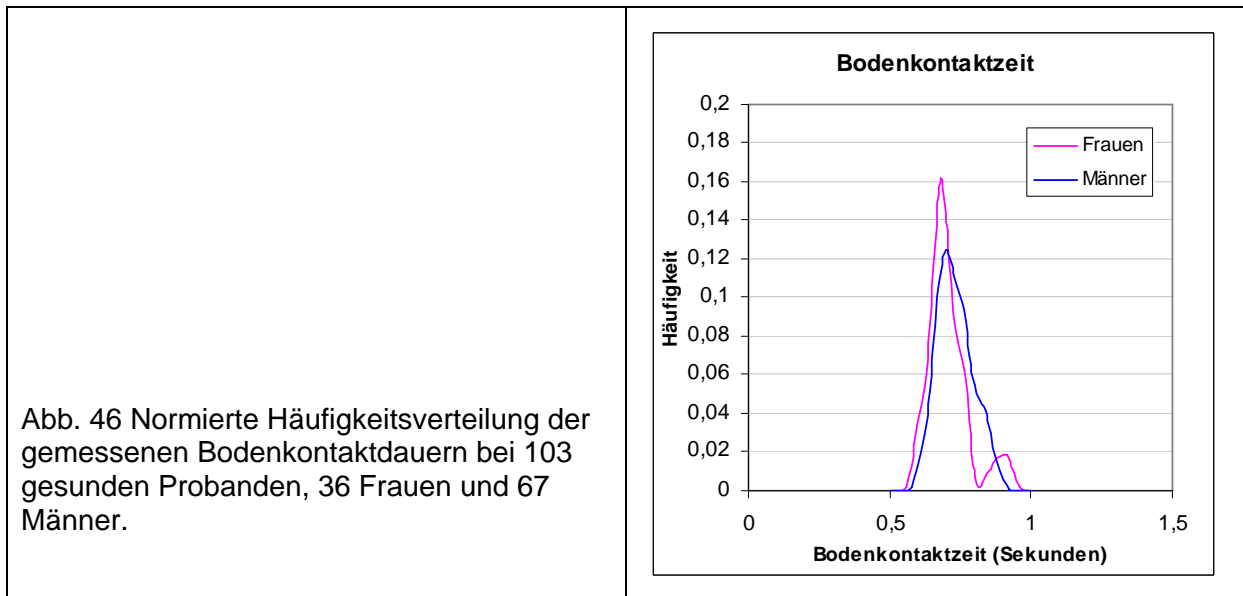
Der Kinematik-Score besteht für jeden Patienten aus den Maxima der Einzelbewertungen seiner kinematischen Parameter, der Kinetik-Score ebenfalls aus den Maxima der Einzelbewertungen der kinetischen Parameter. Die Einzelwerte definieren sich vor allem aus den Unsymmetrien verletzter zu unverletzter Seite.

Der Funktions-Score ist das Maximum aus Kinematik-Score und Kinetik-Score.

3.9.3.1 Kinematische Parameter: Bodenkontaktdauer und Gelenkwinkelbewegungen

Die **Bodenkontaktdauer** des Fußes in der Standphase beträgt bei gesunden Probanden typischerweise 0.7 bis 0.8 Sekunden, mit Extremwerten von 0.6 bis 0.9 Sekunden (vgl. die Messergebnisse an 103 Normalprobanden in Abb. 46).

Die Bodenkontaktdauer variiert zwar mit der Körpergröße, wie der Vergleich der mittleren Werte zwischen Frauen und Männern in Abb. 46 zeigt, aber nur in so geringem Umfang, dass die Berücksichtigung der Körpergröße oder des Geschlechts in dieser Studie nicht erforderlich ist.



Bei den Patienten in dieser Studie werden Bodenkontaktdauern größer als 0.9 Sekunden, die bei den gesunden Probanden gar nicht vorkamen, als abweichend von der Norm gewertet. Außerdem werden die Kontaktzeitdifferenzen zwischen dem verletzten und dem gesunden Fuß untersucht.

Für die Bewertung in einem Score werden dann aber nicht die absoluten Bodenkontaktdauern bzw. Zeitdifferenzen zwischen verletztem und unverletztem Fuß bestimmt, sondern diese Werte definieren eine sechsstufige Skala. Tabelle 7 gibt diese Definitionen für die Bewertungsskala wieder. Bei den einseitig verletzten Patienten ist die Unsymmetrie zwischen verletztem und unverletztem Fuß primär entscheidend, bei den beidseitig verletzten Patienten die absolute Dauer des Bodenkontakts. Patientin P31, die einseitig amputiert ist, wurde aus dieser Bewertung ausgeschlossen.

Tabelle 7 zeigt, dass nur 5 Patienten ungünstige Bewertungen (≥ 2) erhalten. Darin kommt zum Ausdruck, dass Unsymmetrien und sehr lange Bodenkontaktdauern ein Zeichen für ein gestörtes Gangbild sind, umgekehrt aber Symmetrie bzgl. der Bodenkontaktdauer und normale Bodenkontaktdauer kein sicheres Zeichen für ein gesundes Gangbild sind. In die spätere gesamte kinematische Bewertung gehen deshalb nur Scorewerte ≥ 2 ein, die Werte 0 und 1 werden nicht berücksichtigt.

Score-Definition	Anzahl Patienten
0 symmetrisch bis Differenz = 0.05 Sekunden, Dauer wie Normalprobanden < 1.0 s	17
1 Unsymmetrie > 0.05 Sekunden oder Kontaktdauer > 1.0 Sekunden	10
2 Unsymmetrie > 0.10 Sekunden oder Kontaktdauer > 1.5 Sekunden	1
3 Unsymmetrie > 0.15 Sekunden oder Kontaktdauer > 1.5 Sekunden	1
4 Unsymmetrie > 0.20 Sekunden oder Kontaktdauer > 2.0 Sekunden	2
5 Unsymmetrie > 0.15 Sekunden und Kontaktdauer > 2.0 Sekunden	1

Die **Gelenkwinkelbewegungen** wurden bei Messungen auf einem Laufband untersucht (vgl. Kap. 3.8.1, S. 46). Allerdings waren nicht alle Patienten in der Lage auf dem Laufband ihr normales Gangbild zu zeigen, es liegen deshalb nicht von allen Patienten gültige Bewertungen vor ($n = 20$). Untersucht wurden die Plantarflexions- / Dorsalextensionsbewegungen des OSG und die Flexions- / Extensionsbewegungen im Kniegelenk beim Gehen in der normalen, frei gewählten Gehgeschwindigkeit des Patienten.

Von den Zeitverläufen der Winkelbewegungen im Schrittzzyklus liegen vollständige Verlaufskurven meist über mindestens 1 Minute Messzeit vor (vgl. die Messdaten in Anhang E). Die Bewertung erfolgt aber nicht mathematisch-analytisch sondern nach dem Bewertungsschema in Tabelle 8. Eine vollständig analytische Bewertung der Kurven ist wegen der Vielzahl der möglichen qualitativen und Abweichungen vom normalen Bewegungsmuster nicht möglich. Außerdem zeigen Messungen an gesunden Normalprobanden, dass die Winkelbewegungen in den Gelenken individuell sehr unterschiedlich sein können. Nigg [49] beispielsweise definiert bei gesunden Probanden unterschiedliche Lauftypen, je nach charakteristischem Muster der Winkelbewegungen in Knie- und Sprunggelenk in den unterschiedlichen Schritphasen.

Die Bewertung der Gelenkwinkelbewegungen in Tabelle 8 berücksichtigt Unsymmetrien zwischen verletztem und nicht verletztem Fuß bei den einseitig verletzten Patienten und Abweichungen vom normalen Winkelverlauf bei den beidseitig verletzten Patienten. Auswirkungen auf das Kniegelenk (beispielsweise eine Überstreckung in der Abstoßphase) werden als besonders kritisch bewertet, ebenso ausgeprägte Einflüsse auf das unverletzte Bein.

Tabelle 8 Definition des Einzel-Scorewertes der Gelenkwinkelbewegungen, $n = 20$		
Score-Definition		Anzahl Patienten
0	keine Unsymmetrie verletzte-unverletzte Seite, Messkurven vergleichbar mit Normalprobanden	5
1	leichte Unsymmetrien im Sprunggelenkwinkel, kaum Auswirkungen aufs Kniegelenk (vor allem keine Recurvation)	6
2	Unsymmetrien im Sprunggelenkwinkel, geringe Auswirkungen aufs Kniegelenk (aber keine Recurvation)	2
3	erhebliche Unsymmetrien im Sprunggelenkwinkel, gegebenenfalls Auswirkungen (z.B. Recurvation) aufs Knie	3
4	keine Bewegung im verletzten Sprunggelenk, Kompensation im Kniegelenk, Veränderungen der Messkurven am unverletzten Bein	3
5	keine Bewegung im Sprunggelenk, unphysiologische Kompensation im Kniegelenk (beispielsweise übermäßige Recurvation), pathologische Auswirkungen auf die Gelenkwinkelbewegungen im unverletzten Bein	1

Der Gesamtscore der Kinematik setzt sich aus den Score-Bewertungen der Einzelparameter zusammen:

$$\text{Kinematikscore} = \text{Maximum}(\text{Kontaktdauerscore}; \text{Gelenkwinkelscore})$$

3.9.3.2 Kinetische Parameter: Bodenkraft und OSG-Moment

Die beiden kinetischen Parameter Bodenkraft und vor allem OSG-Moment beschreiben die aktive Funktionalität im Gangablauf. Welches Gelenkmoment kann die

Flexorenmuskulatur aktiv beim Abstoß erzeugen? Eine Einschränkung könnte neurologisch oder muskulär verursacht sein oder durch veränderte Gelenkgeometrie, wenn die Muskeln nicht mehr in ihrem optimalen Kontraktionsbereich arbeiten können.

Vor allem der Verlauf des **OSG-Moments** beim Abrollen des Fußes wird deshalb auch als Parameter für sich allein untersucht. Aus dieser Kurve wird die Höhe des Maximums bestimmt, außerdem die Fläche unter der Kurve (vgl. Abb. 47a). Die Abweichungen zwischen verletztem und nichtverletztem Fuß und die Abweichungen vom mittleren Kurvenverlauf der Normalprobanden werden anschließend in einem Score der Kinetik bewertet.

In der **Bodenkraftkurve** (vgl. Abb. 47b) dominiert das Körpergewicht so stark über dynamische Anteile, dass hier keine Maxima oder integrierte Flächen analysiert werden, sondern nur bestehende Abweichungen der Kurven des verletzten und nichtverletzten Beins untereinander und im Vergleich zum mittleren Normalverlauf. Die Ergebnisse fließen in den oben genannten Score der Kinetik ein.

Abb. 47a Über mehrere Messungen gemittelte Gelenkmomentkurven des Patienten 17.

Analysiert werden die Höhe des Maximums der Kurve, die Fläche unter der Kurve und die Abweichung der Kurven von der mittleren Verteilung der Messungen an 103 Normalprobanden.

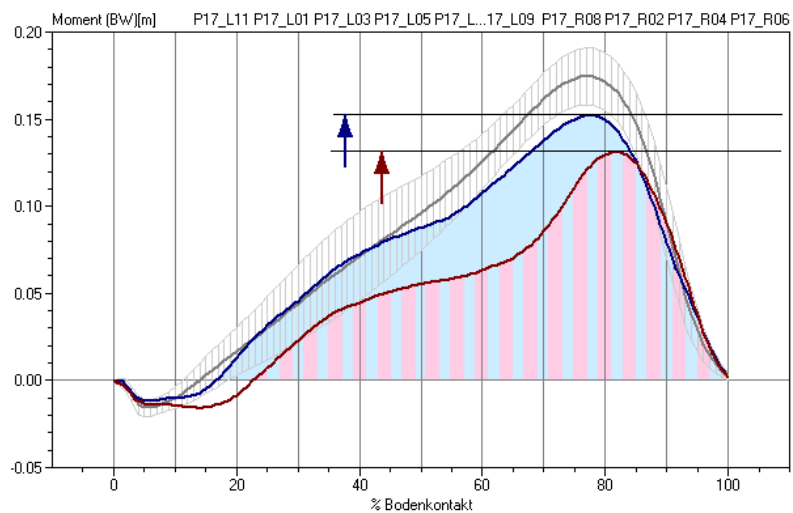
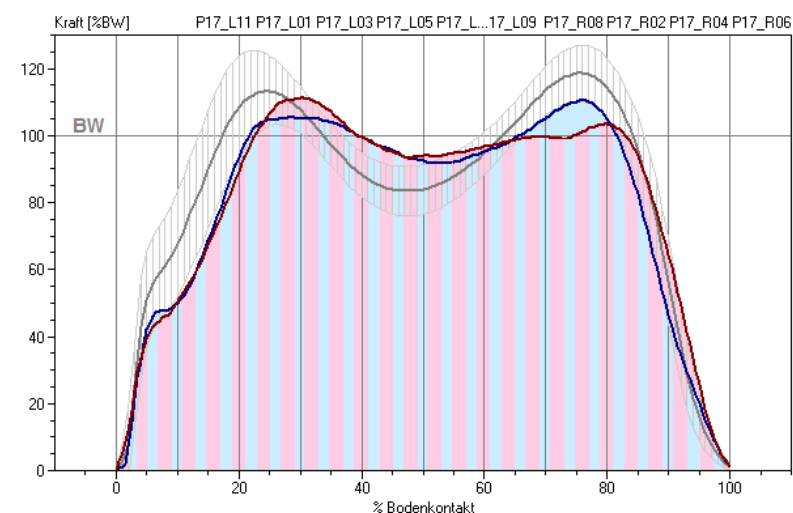


Abb. 47b Bodenkraftkurven desselben Patienten wie in Abb. 47a.

Hier wird nur die Abweichung der Messkurven voneinander und vom Normaldurchschnitt untersucht.

Beide Abbildungen:

Blau: linke nicht verletzte Seite, rot: verletzte Seite.



Zur Bewertung der beiden kinetischen Parameter Bodenkraft und OSG-Moment in einem Score werden die Messkurven zwischen verletztem und unverletztem Fuß untereinander verglichen und außerdem jeweils auch mit dem mittleren Verlauf der 103

Normalprobanden. In diesem Fall erfolgt der Vergleich rechnerisch, der genaue Algorithmus wird bei MITTERNACHT [42] beschrieben. Dabei wird auch die interindividuelle Streubreite zwischen den Normalprobanden berücksichtigt. Die Unterschiede zwischen zwei Messkurven werden in einer Zahl gewichtet, die zwischen 0 und 1 liegt. 0 bedeutet, dass die beiden Kurven (nahezu) identisch sind, 1 wäre die maximale Abweichung, wenn eine der beiden Kurven nur Nullwerte enthielte, wie bei der einseitig unterschenkelamputierten Patientin P31. Für jeden Patienten, wie auch für die Normalprobanden, ergeben sich jeweils 3 Zahlenwerte zwischen 0.0 und 1.0 für die Bodenkraftkurven und 3 Zahlenwerte zwischen 0.0 und 1.0 für die Gelenkmomentkurven. Abb. 48 zeigt ein Beispiel für diese Auswertung.

Bei Normalprobanden liegen die 6 Messwerte fast immer unter 0.1, nur bei wenigen Einzelfällen bis 0.2. Bei der anschließenden Score-Definition Tabelle 9 wird die Abstandsweite des Scorelevel deshalb zu 0.1 gesetzt.

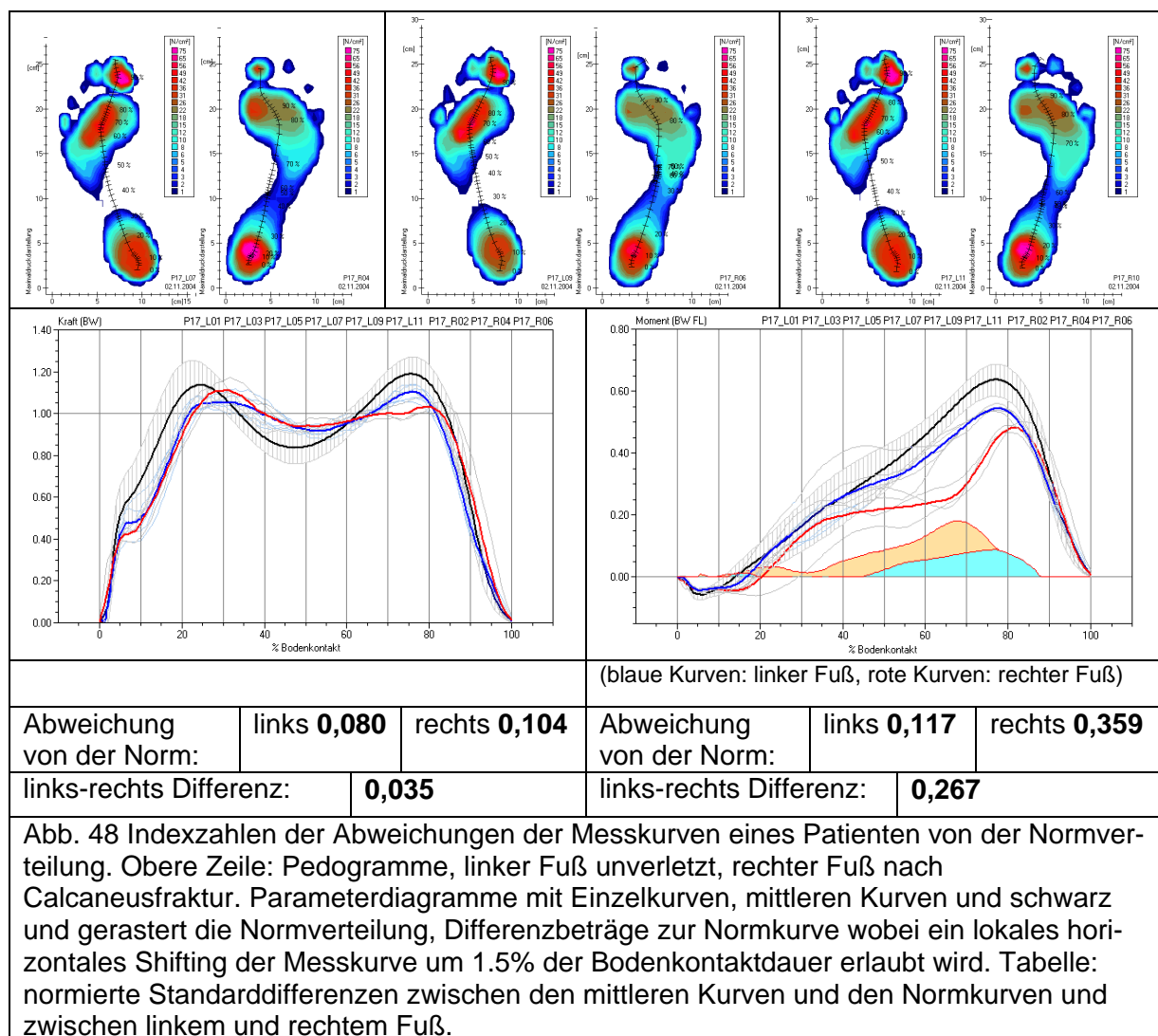


Abb. 48 Indexzahlen der Abweichungen der Messkurven eines Patienten von der Normverteilung. Obere Zeile: Pedogramme, linker Fuß unverletzt, rechter Fuß nach Calcaneusfraktur. Parameterdiagramme mit Einzelkurven, mittleren Kurven und schwarz und gerastert die Normverteilung, Differenzbeträge zur Normkurve wobei ein lokales horizontales Shifting der Messkurve um 1.5% der Bodenkontaktdauer erlaubt wird. Tabelle: normierte Standarddifferenzen zwischen den mittleren Kurven und den Normkurven und zwischen linkem und rechtem Fuß.

Aus den Abweichungen der mittleren Messkurven von der Normverteilung und der Seitendifferenz wird in Tabelle 9 der Score gebildet. Dabei wird das Maximum der 6 Zahlenwerte betrachtet.

Tabelle 9 Score der Kinetik

Umrechnung der gemessenen Abweichungswerte der kinetischen Parameter Bodenkraft und OSG-Moment in Scorewerte, alle Patienten.

n = 33

Scorewert	Maximum der berechneten Abweichungen	Anzahl Patienten
0	0,0 bis 0,1	3
1	0,1 bis 0,2	12
2	0,2 bis 0,3	9
3	0,3 bis 0,4	1
4	0,4 bis 0,5	2
5	0,5 bis 1,0	6

3.10 Ausschlussfälle

In dieser Studie wurde angestrebt, alle Patienten mit Calcaneusfraktur möglichst ausnahmslos im Follow-Up zu berücksichtigen. Jede Form einer gezielten Vorauswahl würde zwangsläufig die Auswahlkriterien in das Gesamtergebnis spiegeln. Die Auswahl von 33 Patienten für die Ganganalyse aus dem Gesamtkollektiv von 118 angeschriebenen bzw. 36 zur Nachuntersuchung in die Klinik gekommenen Patienten war dagegen weitgehend zufallsbedingt nach Interessenlage des Patienten.

Zwei Gruppen von Patienten komplizieren aber dadurch die statistische Auswertung: Beidseits verletzte Patienten, bei denen der Seitenvergleich erschwert bzw. gar nicht möglich ist und Patienten mit erheblichen Begleiterkrankungen bzw. Polytraumen die sich ebenfalls auf das Bewegungsmuster auswirken.

Für das endgültige Scoring einzelner Messparameter bzw. Parametergruppen müssen aber doch einzelne Patienten ausgeschlossen werden. Die Ausschlusskriterien werden dabei so eng gefasst, dass nur ein geringer Prozentsatz der Patienten aus der Wertung fällt. Damit soll eben verhindert werden, dass die Wahl der Ausschlusskriterien selbst das endgültige Ergebnis (mit)bestimmt. Insbesondere gravierende Begleiterkrankungen oder umfangreiche Polytraumen können aber die Resultate der Ganganalyse und die klinischen Daten soweit verändern, dass ein Einfluss auf das Gesamtergebnis hinsichtlich des Behandlungsergebnisses der Calcaneusfraktur entstehen könnte.

Patientin 01 zeigt ein ausgeprägtes neuropathisches Gangbild und Erscheinungsbild der Füße und Unterschenkel und ist nur mit Unterstützung gehfähig. Auffälligste Merkmale sind die für neuropathischen Diabetes typischen Veränderungen des Fußes und der plantaren Druckverteilung.

Eine Lastreduktion der Zehen und eine mediale Umverteilung der plantaren Drücke ist eine bekannte Charakteristik des diabetischen Fußes mit peripherer Neuropathie. Das plantare Sensibilitätsdefizit kann ein Grund für diese Umverteilung und die veränderte Länge der Belastung sein. Eine andere Folge ist die Zunahme der Höhe der Kräfte und Drücke, die primär wegen anderer Faktoren, wie begrenzter Gelenkbewegung und struktureller Fußdeformitäten, verursacht sein können (TAYLOR [73]).

Beispielsweise zeigt sich in der Videoaufnahme eine unphysiologische Dorsalextension im Mittelfußbereich (Chopartsche bzw. Lisfrancsche Gelenkkette). Diese „Pseudoferse“ bildet sich im Druckverteilungsbild als Druckbelastung des Mittelfußes bei gleichzeitiger Entlastung der eigentlichen Ferse ab. Die auffallenden Druckstellen an den Fußsohlen stellen ein erhebliches Ulcerationsrisiko dar. Die beidseits fehlende Sprunggelenkbeweglichkeit wird bereits durch Veränderungen in der Kniegelenkstellung kompensiert: das linke Kniegelenk wird permanent in Flexionsstellung gehalten, das rechte Kniegelenk in der Standphase zunehmend recurviert.

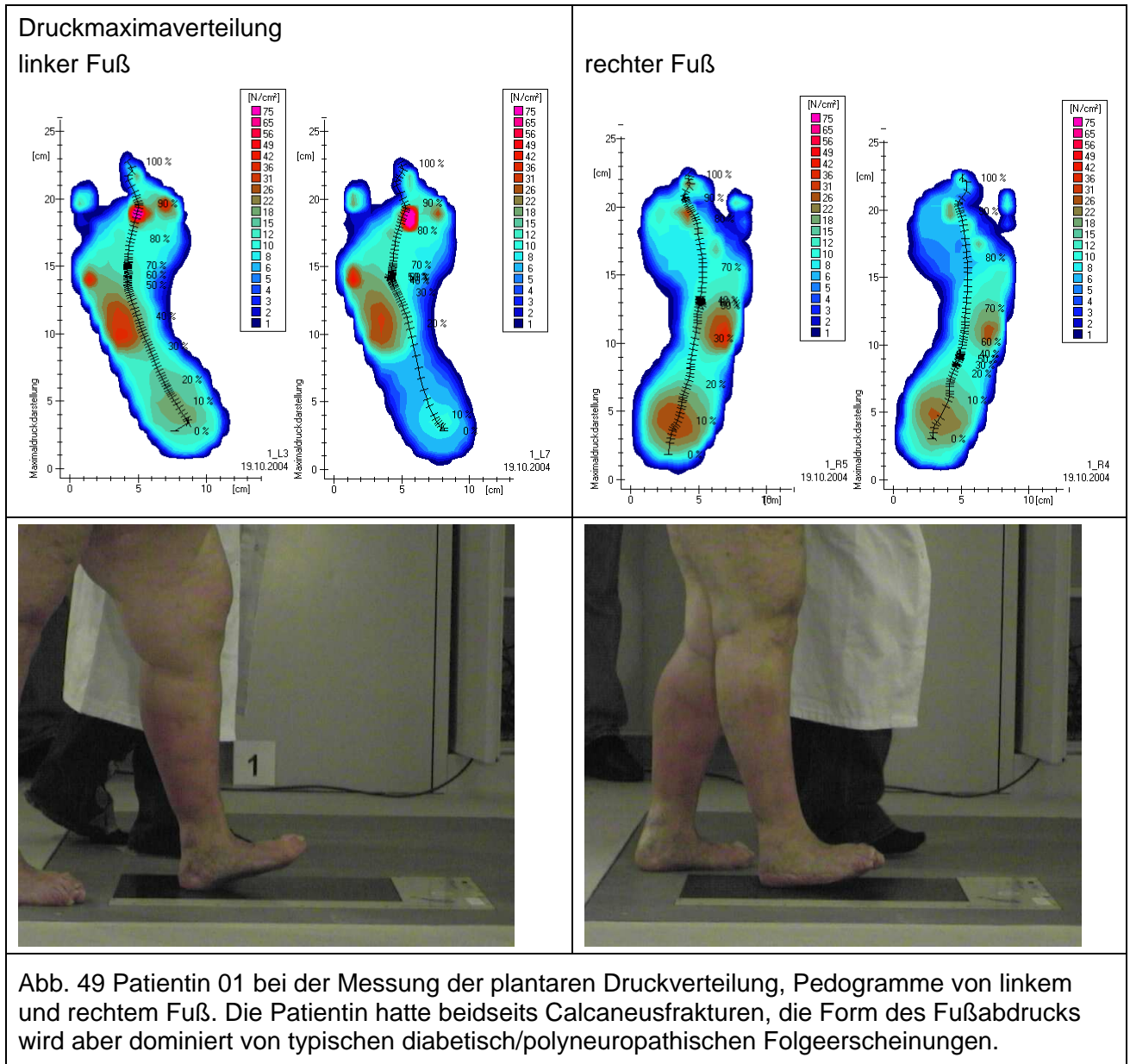
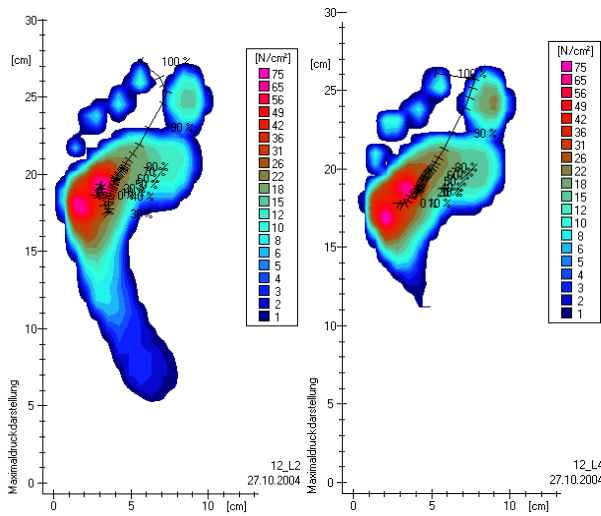


Abb. 49 Patientin 01 bei der Messung der plantaren Druckverteilung, Pedogramme von linkem und rechtem Fuß. Die Patientin hatte beidseits Calcaneusfrakturen, die Form des Fußabdrucks wird aber dominiert von typischen diabetisch/polyneuropathischen Folgeerscheinungen.

Patient 12 hatte ein polytraumatisches Verletzungsbild mit umfangreichen Weichteilzerstörungen links. Vermutlich wird wegen der Weichteilkontrakturen die Dorsalextension im Sprunggelenk erschwert, beim Gehen findet kein Kontakt der Ferse zum Boden mehr statt. Bei gezielter Mehrbelastung des verletzten Beins kann der Patient die Mittel- und Rückfußbelastung erhöhen, wobei aber das Kniegelenk in verstärkte Hyperextension gerät (vgl. Abb. 50, Winkelmessungen auf dem Laufband). Eine

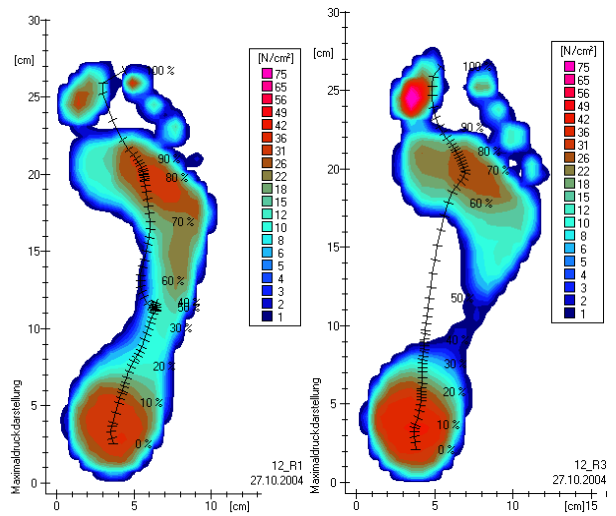
dauerhafte Überstreckung könnte das Risiko zu Sekundärschäden im Kniegelenk bergen.

linker Fuß



Bodenkontakt links überwiegend mit dem lateralen Vorfuß

rechter Fuß



Größere Variabilität von Schritt zu Schritt rechts. Dies ist bei einseitig stark gehbehindernden Patienten häufig der Fall, da das gesunde Bein sämtliche Aufgaben der Bewegungskoordination und Gleichgewichtserhaltung allein übernehmen muss.

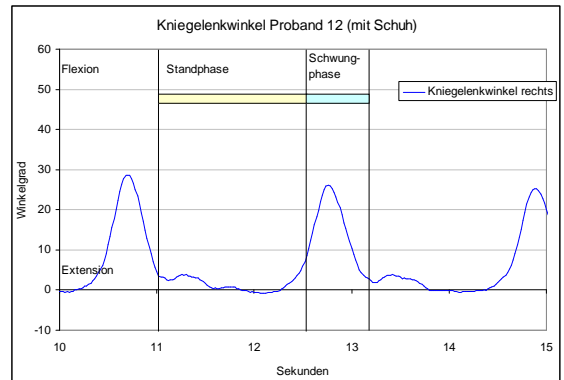
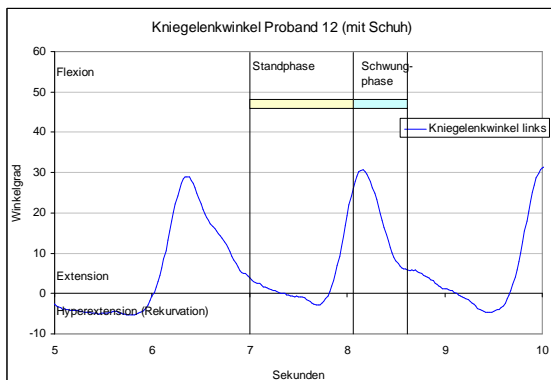
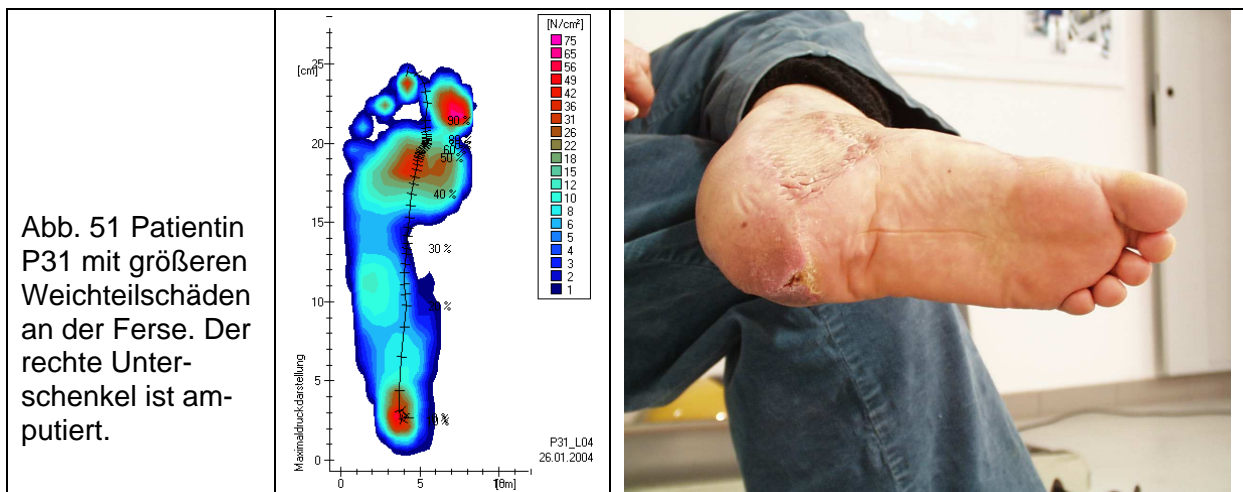




Abb. 50 Patient P12. Die Vorverlagerung des Bodenkraftvektors zum Vorfuß erzeugt ein Extensionsmoment auf das Kniegelenk und auf Dauer die Gefahr der Recurvation des Kniegelenks, Kraftverlust des Quadrizeps und dauerhafte Schädigung des Kniegelenks. (Lichtreflektierende Markierungen für die Video-Bewegungsanalyse)

Patientin 31 ist rechts unterschenkelamputiert. Links ist das Weichteilgewebe im Fersenbereich großflächig geschädigt. Das nicht mehr voll funktionsfähige Fersenkissen führt zu einer starken Lokalisierung des Drucks unter dem Calcaneus. Die sonst durchgeführten Vergleiche zwischen verletztem und unverletztem Fuß entfallen in diesem Fall natürlich völlig.



3.11 Statistik

Bei den Messungen in dieser Studie werden Parameter unterschiedlicher Charakteristika aufgenommen. Von den 33 Patienten sind 26 einseitig verletzt, 7 beidseitig.

Bei den einseitig verletzten Patienten liegt natürlich der direkte Parametervergleich zwischen verletztem und unverletztem Bein nahe. In den Ergebnisdiagrammen, wie im Beispiel Abb. 52 zur Mittelfußbreite, werden individuelle Paarungslinien zwischen den Daten der unverletzten und der verletzten Seite markiert. Dadurch wird eine allgemeine Tendenz oder Gesetzmäßigkeit im Seitenvergleich (Richtung und Größe der Veränderung) sichtbar. Die Verteilung der untersuchten Parameter ist nicht völlig normalverteilt, im Beispiel Abb. 52 unterscheiden sich deshalb der Mittelwert und der Median, hier vor allem auf der verletzten Seite - größere Zunahmen der Mittelfußbreite sind seltener. Bei den zugehörigen statistischen Auswertungen wird wegen der unklaren statistischen Verteilung der Daten der **Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks-Test** angewendet. Der Wilcoxon-Test berücksichtigt die Rangreihenfolge der Datenpaare. Weil er auf dem Median der Daten fußt ist er unempfindlich gegen Ausreißer und unabhängig von der Verteilung der Daten. Für kleine Fallzahlen ($N < 50$), wie in dieser Studie, und bei Daten mit unklarer Verteilung, ist er sogar noch sensitiver als der Student t-test, der sonst sehr häufig in der medizinischen Datenauswertung eingesetzt wird. Der Student t-test setzt eine Normalverteilung der Daten voraus. Da diese nur ausnahmsweise anzunehmen ist, ist der Wilcoxon-Test fast immer dem Student t-test vorzuziehen. Explizit berechnet wurde der Wilcoxon-Test für diese Studie auf dem Online-Statistik-Server der University of Amsterdam [28].

Im Beispiel Abb. 52 zur Mittelfußbreite ergibt der Wilcoxon-Test mit hoher Signifikanz (Irrtumswahrscheinlichkeit $p \leq 0.00024$), dass die Mediane der Mittelfußbreiten auf unverletzter und verletzter Seite nicht gleich sind. Ohne Berücksichtigung des Patienten 12 (vgl. Kap. 3.10 Ausschlussfälle), der wegen der Spitzfußstellung des verletzten Beins nur Vorfußkontakt und damit praktisch keine Mittelfußauflage hat, verbessert sich das Signifikanzniveau auf $p \leq 0.00006$.

Anmerkung:

Der Wilcoxon-Test berücksichtigt identische Wertepaare nicht. Der in den Ergebnisdiagrammen angegebene statistische N-Wert gibt die Zahl ungleicher Wertepaare wieder, N kann deshalb kleiner sein als die Anzahl der gemessenen Datenpaare, d. h., kleiner als die Zahl n der Patienten.

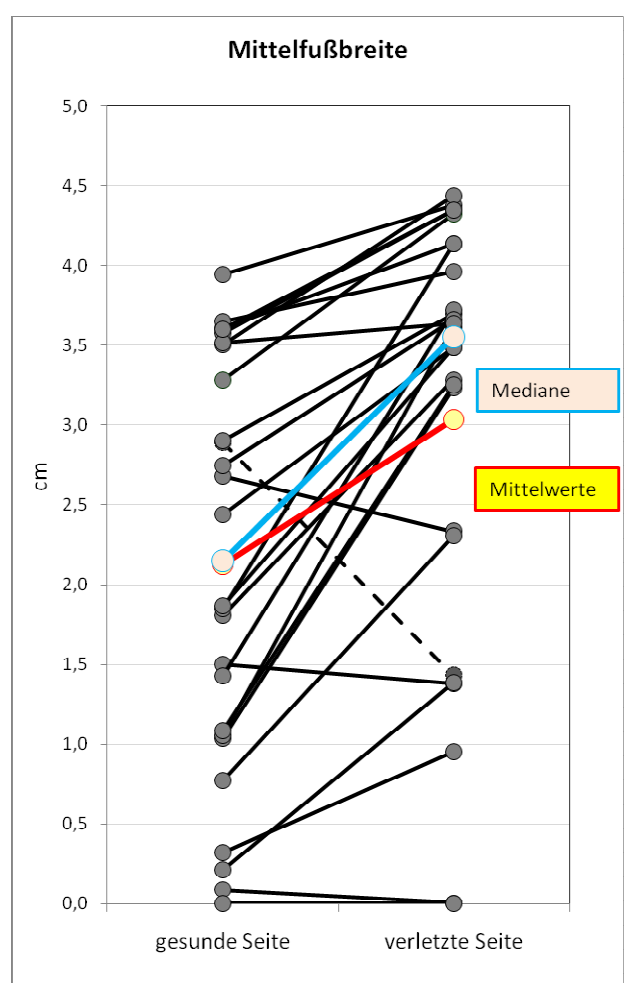
Abb. 52 Beispiel zur statistischen Auswertung der Daten bei den einseitig verletzten Patienten, hier die Mittelfußbreite im Pedogramm.

(Erläuterungen im Text S.79)

	Gemessene Mittelfußbreiten	
	unverletzte [cm]	verletzte Seite [cm]
Mittel	2,13	3,04
Median	2,15	3,55

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test
 nur einseitig Verletzte
 N = 25¹⁵
p <= 0.00024

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test
 nur einseitig Verletzte ohne P12
 N = 24
p <= 0.00006



Ein Quer-Zusammenhang zwischen verschiedenen Messdaten wie Mittelfußbreite, Mittelfußlast, Sprunggelenkmoment und den weiteren erhobenen Patientendaten, wie Alter, etc. wird mithilfe des **Pearson-** bzw. des **Spearman- Rangkorrelationskoeffizienten** ermittelt. Der Pearsonsche Korrelationskoeffizient setzt einen linearen Zusammenhang zwischen beiden Größen voraus, der Spearman- Rangkorrelationskoeffizient nur einen monotonen Zusammenhang. Im Beispiel Abb. 53a wird die Korrelation zwischen zwei Messparametern dargestellt, in Abb. 53b die Korrelation zwischen zwei Bewertungsscores. Im ersten Beispiel unterscheiden sich die beiden Korrelationskoeffizienten deutlich, was auf einen nichtlinearen Zusammenhang hinweist, im zweiten Beispiel nur unwesentlich, d. h., der Zusammenhang zwischen den beiden Score-Parametern ist im Wesentlichen linear.¹⁶

Die Wertung der Korrelation steht im Prinzip frei, üblicherweise werden Werte des Pearsonschen Korrelationskoeffizienten R bis 0,5 als gering korrelierend, Werte zwischen 0,5 und 0,7 als mittel und Werte > 0,7 als hoch korrelierend bezeichnet (WESTPHAL [79]).

Explizit berechnet wurden beide Korrelationskoeffizienten wieder auf dem Online-Statistik-Server der University of Amsterdam [28]. Der lineare Korrelationskoeffizient

¹⁵ Der Patient mit beidseits Mittelfußbreite = 0 taucht beim Wilcoxon-Test hier nicht explizit auf.

¹⁶ Der Spearman- Rang-Korrelationskoeffizient ist größer oder gleich dem Pearson- Korrelationskoeffizienten, der mit der geforderten Linearität des Datenzusammenhangs eine einschränkende Randbedingung stellt.

wird auch von *Microsoft EXCEL* angegeben, genaugenommen das Quadrat des Pearsonschen Korrelationskoeffizienten, das **Bestimmtheitsmaß R^2** (vgl. den Eintrag an der Trendlinie in Abb. 53a und b).

Ein Vorteil der linearen Korrelation besteht in dem funktionellen Zusammenhang der Daten miteinander. Der Erwartungswert des abhängigen Parameters lässt sich aus dem unabhängigen berechnen (über die in den Diagrammen Abb. 53a und b angegebene Gleichung).

Abb. 53a Beispiel zur statistischen Auswertung der Korrelationen zwischen zwei Messparametern.

Rank Correlation coefficient
R = 0.1862,
N = 25

Correlation coefficient
R = 0.3135,
 $y = 0.063 * x + 0.893$
 $p \leq 0.1272$
N = 25

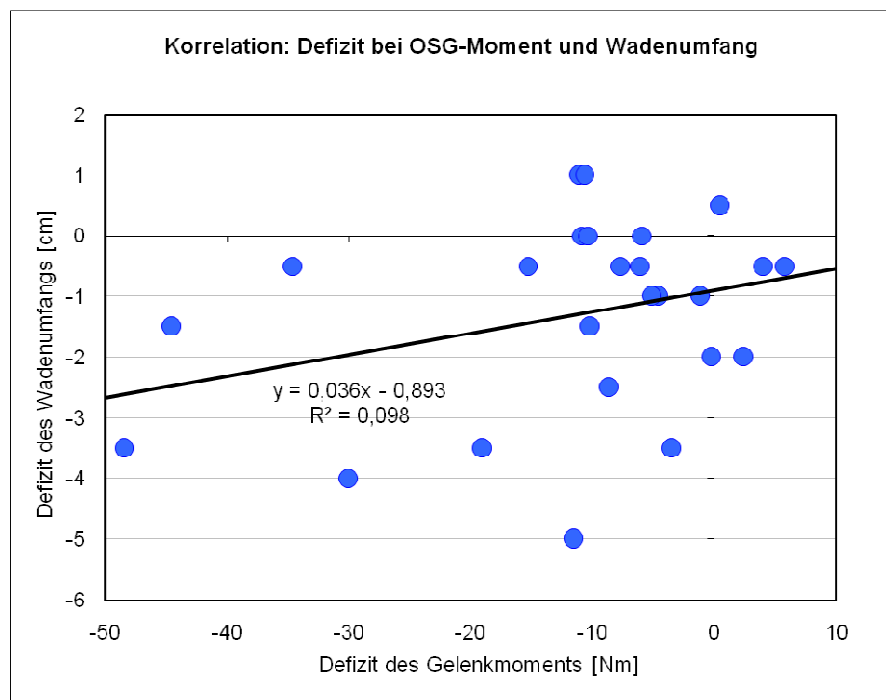
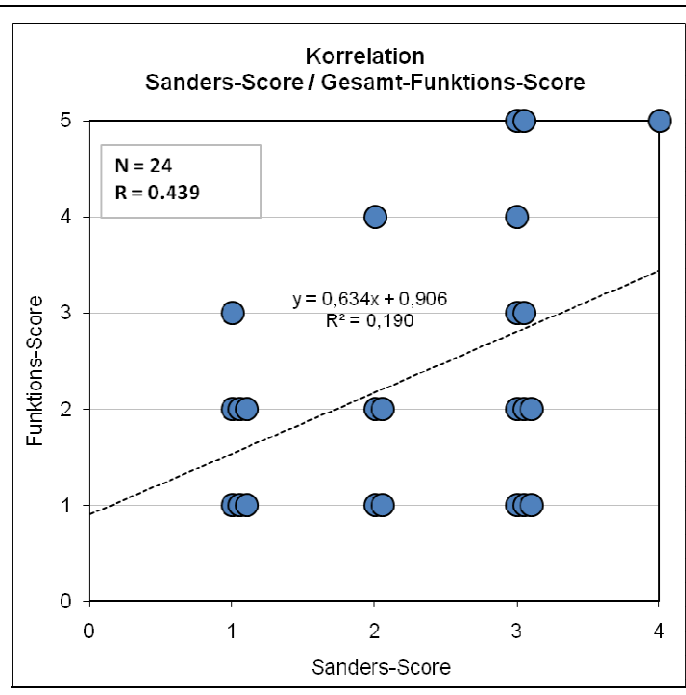


Abb. 53b Beispiel zur statistischen Auswertung der Korrelationen zwischen verschiedenen Score-Parametern hier dem Sanders-Score und dem Gesamt-Funktions-Score

Rank Correlation coefficient
R = 0.4385
N = 24

Correlation coefficient
R = 0.4362
 $y = 0.6341 * x + 0.9065$
 $p \leq 0.03348$
N = 24



Eine Korrelation zwischen Parametern kann natürlich verschiedene Ursachen haben. Eine Korrelation bedeutet nicht automatisch Kausalität zwischen den Parametern. Zwei Parameter beschreiben möglicherweise implizit ein und denselben Sachverhalt. Beispielsweise gibt es sicherlich einen logischen Zusammenhang zwischen der Verbreiterung des Mittelfußes im Pedogramm und einer vermehrten Lastaufnahme im Mittelfuß, aber, wie schon erwähnt, kein eindeutiger, es gibt Patienten mit erhöhter Mittelfußlast bei unveränderter Mittelfußbreite im Pedogramm.

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Messergebnisse der Ganguntersuchungen nacheinander wiedergegeben, zunächst in Kapitel 4.1 die strukturellen Veränderungen am verletzten Fuß, in Kapitel 4.2., S. 95 die funktionellen Veränderungen, in Kapitel 4.4, S. 105 die subjektiven Scores mittels der Fragebögen an die Patienten, sowie in Kapitel 4.5, S. 109 die Ergebnisse der klinischen Untersuchung. Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Parametergruppen werden in Kapitel 4.6, S. 111 behandelt.

4.1 Strukturelle Veränderungen des verletzten Fußes

In Kapitel 3.9.1 S. 65 wurden die strukturellen Messparameter beschrieben, deren verletzungsbedingte Veränderungen in erster Linie aus einer Absenkung der Längswölbung des Fußes resultieren. Dies sind die Breite des Fußabdrucks im mittleren Fußbereich und die Erhöhung der Lastaufnahme im Mittelfuß. Ebenfalls eine strukturelle Veränderung ist eine mögliche Veränderung der Rotationsstellung der Längsachse des verletzten Fußes.

4.1.1 Mittelfußverbreiterung als Folge der Absenkung der Längswölbung

Abb. 54a fasst die gemessenen **Mittelfußbreiten im Pedogramm** der einseitig verletzten Patienten zusammen. Die Fußabdruckbreite entspricht dabei nicht der Breite des Fußes selbst, sondern bezieht sich auf die Breite der Bodenkontaktfläche des Fußes. Die genaue Definition und Bestimmung der Mittelfußbreite aus dem Pedogramm in dieser Studie wird in Abb. 37, S. 61 gezeigt.

Die Paarungslinien im Diagramm zeigen, dass sich bei fast allen Patienten die Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß durch die Verletzung mehr oder weniger stark vergrößert hat. Ausnahmen sind drei Patienten mit geringfügig kleinerer Mittelfußbreite auf der verletzten Seite (P06: -1mm, P05: -1mm, P11: -4mm). Im Rahmen der Messgenauigkeit sind die Breiten am verletzten und nichtverletzten Fuß in diesen Fällen gleich, ebenso wie bei weiteren Patienten, bei denen die Breite des Pedogramms der verletzten Seite geringfügig höher ist als auf der unverletzten Seite (P23: +3mm, P32: +1mm). Bei einem Patienten ist die Mittelfußbreite auf beiden Seiten 0.0mm, wahrscheinlich als Folge der Hohlfußstellung beider Füße. Patient 12 hat auf der verletzten Seite wegen ausgeprägter Spitzfußhaltung keinen Fersen- und kaum Mittelfußkontakt zum Boden (gestrichelte Paarungslinie im Diagramm Abb. 54). Bei der statistischen Betrachtung ergeben sich deshalb etwas unterschiedliche Werte, je nachdem ob dieser Patient berücksichtigt wird oder nicht, bei allerdings unveränderter Gesamtaussage.

Die dauerhafte Verbreiterung des Mittelfußabdrucks nach einer Calcaneusfraktur kann bei den einseitig verletzten Patienten mit sehr hoher Signifikanz nachgewiesen werden ($p \leq 0.00024$). Bei 18 von 26 einseitig verletzten Patienten ist die **Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß**, nicht die Breite des Mittelfußes selbst, auf der verletzten Seite größer als auf der nicht verletzten Seite. Bei den anderen (7 von 26) liegt der Unterschied im Seitenvergleich im Bereich der Messgenauigkeit bzw. im

Bereich der Seitenunterschiede, die auch bei gesunden Probanden vorkommen. Nur bei Patient 12 (gestrichelte Paarungslinie im Diagramm Abb. 54) ist die Breite der Bodenkontaktfläche auf der verletzten Seite nicht größer als auf der nicht verletzten Seite.

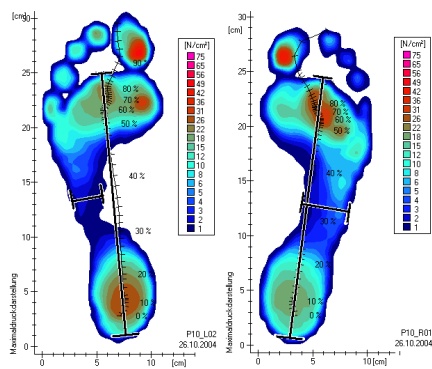
Die Häufigkeitsverteilung der gemessenen Pedogramm-Mittelfußbreiten in Abb. 54b entspricht auf der nicht verletzten Seite der von Normalprobanden, abgesehen von der geringeren Glätte der Verteilungskurve wegen der geringeren Anzahl Patienten als Normalprobanden, auf der verletzten Seite sind Maximum und Schwerpunkt der Verteilung deutlich zu größeren Breiten verschoben.

Die beidseits verletzten Patienten lassen zwar keine Bewertung aus dem direkten Vergleich beider Füße zu, die Werte ihrer Mittelfußbreiten in Tabelle 10 passen aber zur Grundaussage der Verbreiterung des Mittelfußabdrucks. Die Patienten P01 und P22 haben beidseits sehr große Mittelfußbreite, größer als alle unverletzten Füße der Patienten und größer als bei den gesunden Normalprobanden, Patientin P30 mit zwei sehr unterschiedlich verletzten Füßen hat eine entsprechend unsymmetrische Mittelfußbreite im Pedogramm.

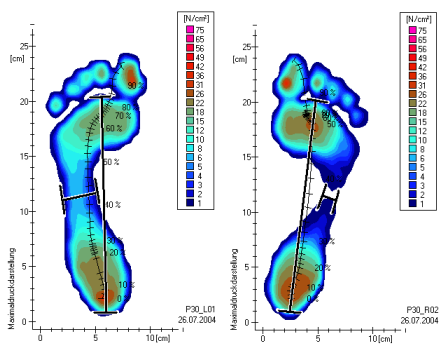
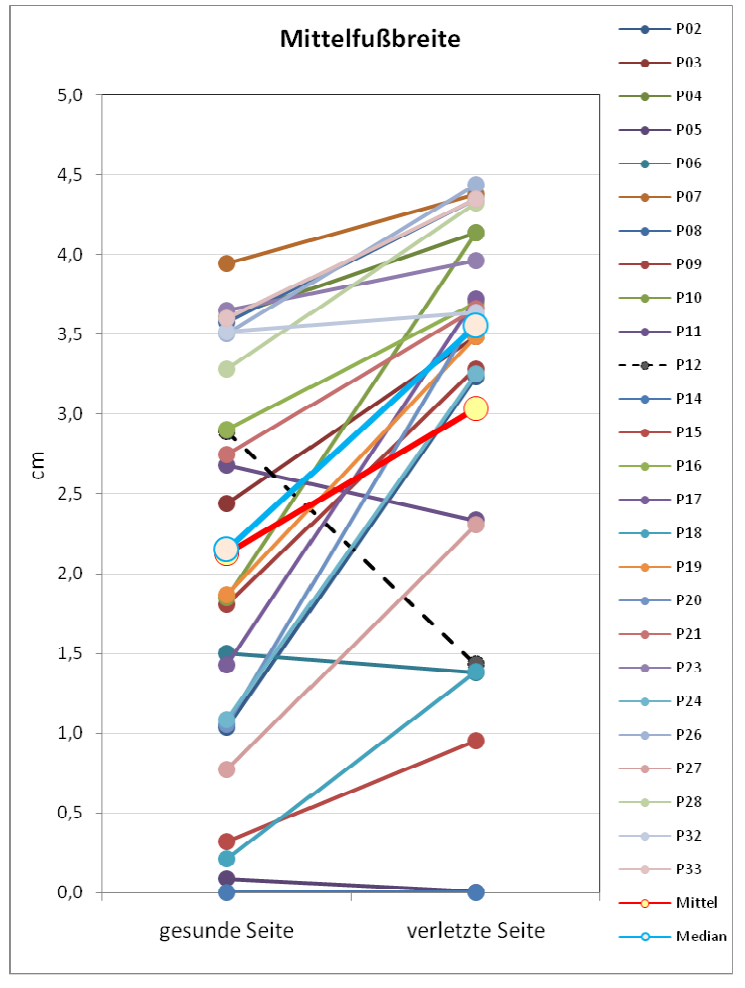
Die gemessenen Mittelfußbreiten in Abb. 54a und b sind in cm angegeben. Auf eine Normierung der Werte bezüglich der Fußlänge oder Körpergröße – „längere Füße dürfen auch breiter sein“ – wurde an dieser Stelle aus Gründen der Anschaulichkeit verzichtet. Für den statistischen Paarvergleich im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test in Abb. 54a spielt die Wahl der Skalierung auch keine Rolle.

Abb. 54a Mittelfußbreite im Pedogramm, Vergleich verletzte zu nicht-verletzter Seite (Paarungslinien), einseitig verletzte Patienten. (Erläuterungen vgl. S. 84)

**Wilcoxon Matched-Pairs
Signed-Ranks Test**
nur einseitig Verletzte
N = 25 (24)¹⁷
p ≤ 0.00024
p (ohne P12) ≤ 0.00006



(Beispiel: Patient P10)



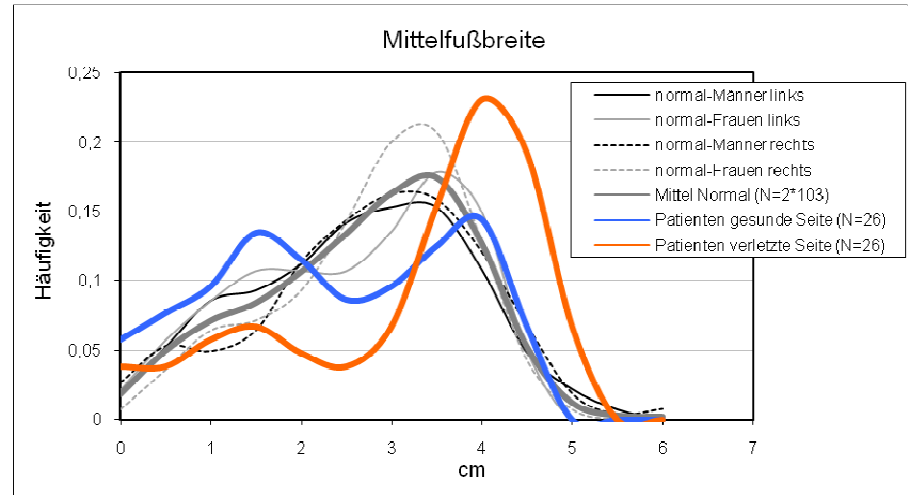
(Beispiel: Patientin P30)

Tabelle 10 Mittelfußbreiten im Pedogramm der beid-seits verletzten Patienten

	links [cm]	rechts [cm]
P01 (Sanders III, III)	5,76	5,43
P13	3,14	3,90
P22	8,12	5,40
P25	4,18	3,68
P29	1,09	2,67
P30 (Sanders III, I)	3,17	1,29

¹⁷ N ist die Zahl ungleicher Wertepaare im Wilcoxon-Test, die Zahl der Patienten ist 26 (bzw. 25), vgl. Kap. 3.11, S. 78

Abb. 54b Häufigkeitsverteilung der gemessenen Pedogramm-Mittelfußbreiten bei den einseitig verletzten Patienten (dicke Linien) und 103 Normalprobanden (im Mittel dicke graue Linie).



4.1.2 Erhöhung der Belastung des Mittelfußes

Abb. 55a und c fassen in gleicher Weise die gemessenen **maximalen Lastanteile des Mittelfußes** an der gesamten Bodenkraft (in Abb. 55a Kraftmaximum als Prozentsatz des Körpergewichts BW, in Abb. 55c der Kraftstoßanteil des Mittelfußes am Gesamtkraftstoß) zusammen. Der Zusammenhang zwischen Calcaneusfraktur und vermehrter Mittelfußbelastung ist ebenso von höchster Signifikanz ($p < 0.000007$) wie zuvor die Verbreiterung des Mittelfußes.

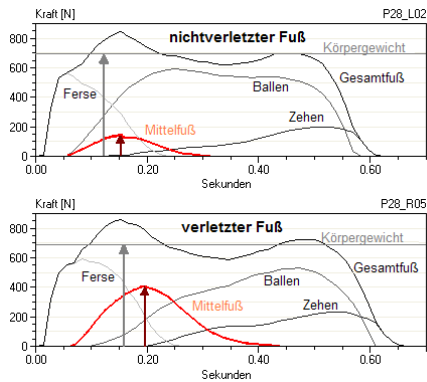
Auf der nicht-verletzten Seite entspricht die Maximallast (11.4 %BW im Mittel) etwa dem an den 103 Normalprobanden gemessenen Mittelwert (9.3 ± 7.0 %BW am linken Fuß, 10.4 ± 7.4 %BW am rechten Fuß). Auch die Häufigkeitsverteilung entspricht etwa der der gesunden Probanden (vgl. Abb. 55b). Auf der verletzten Seite verdoppelt sich das Lastmaximum im Mittel auf 22.7 %BW.

Die integrale Mittelfußlast (physikalisch: der Anteil des Mittelfußes am Gesamtkraftstoß) liegt auf der gesunden nichtverletzten Seite im Mittel bei 4.9% des Gesamtkraftstoßes (gesunde Probanden im Mittel 4.1%) auf der verletzten Seite bei 11.4%, also ca. 2.3-mal so hoch. Der Patient P12 wurde hier nicht berücksichtigt, da die Integration ein echtes Abrollen des Fußes voraussetzt.

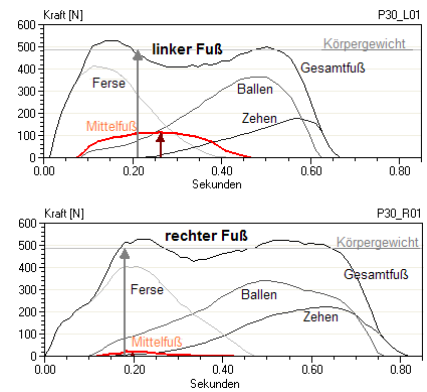
Die Tendenz zu verstärktem Anteil des Mittelfußes an der Lastaufnahme ist auch hier wieder bei den beidseits verletzten Patienten nachzuvollziehen (vgl. Tabelle 11). Eine schwerere Verletzung vergrößert den Lastanteil, eine unsymmetrische Verletzung resultiert meist in einem entsprechend unsymmetrischen Effekt auf die Füße (vgl. Beispiel Patientin P30 in Tabelle 11).

Abb. 55a Lastaufnahme (Maximalkraft) im Mittelfuß, in Prozent des Körpergewichts (BW), Vergleich verletzte zu nichtverletzter Seite, einseitig verletzte Patienten. Normalprobanden: Mittel über 103 Probanden ± STD, linker Wert Messung am linken Fuß, rechter Wert am rechten Fuß. Erläuterungen im Text S. 87.

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test
 nur einseitig Verletzte
N = 26 (25)
p <= 0,00007
p (ohne P12) <= 0,00003



(Beispiel: Patient P28)



(Beispiel: Patientin P30)

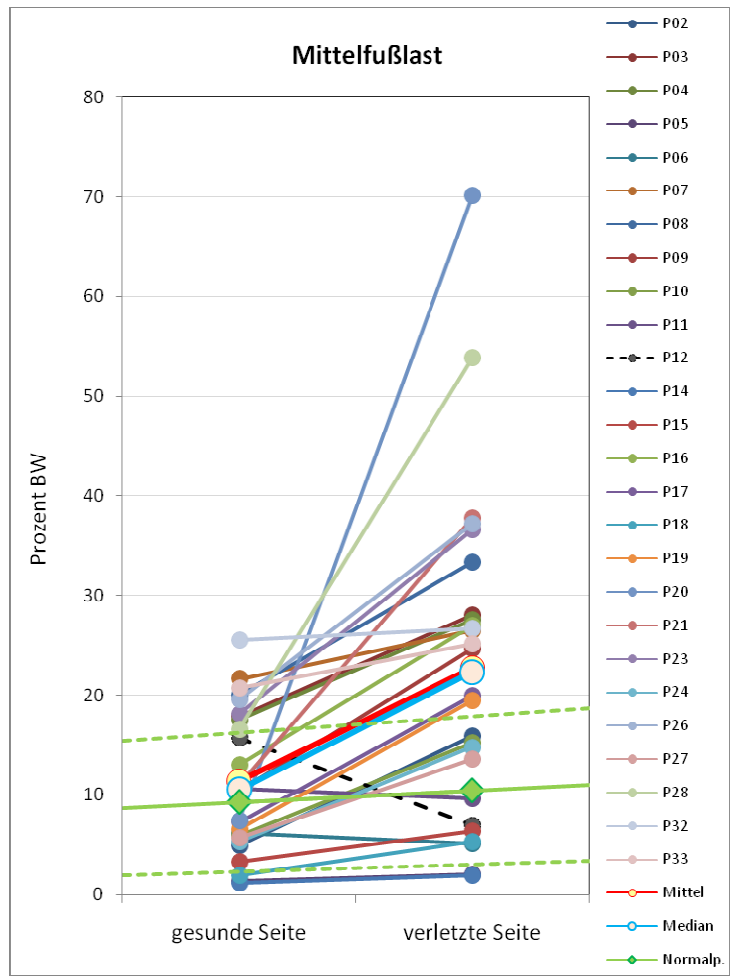


Tabelle 11 Mittelfußlast (Maximalkraft) der beidseits verletzten Patienten

	links [%BW]	rechts [%BW]
P01 (Sanders III, III)	51,9	42,2
P13	9,8	15,1
P22	54,7	38,6
P25	22,8	20,4
P29	5,9	13,5
P30 (Sanders III, I)	23,5	6,4

Abb. 55b Häufigkeitsverteilung der gemessenen Lastmaxima im Mittelfuß, Daten aus Abb. 55a.

Verletzter und nichtverletzter Fuß der einseitig verletzten Patienten.

Vergleichskurven der weiblichen (N = 36) und männlichen (N = 67) Normalprobanden (zur Vergleichbarkeit auf selbe Fläche normiert).

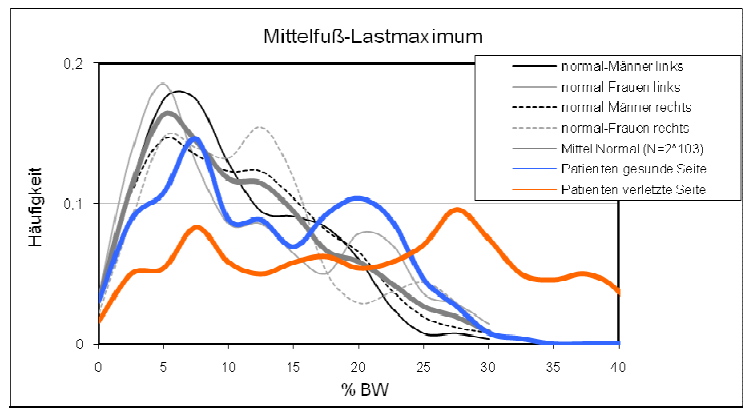
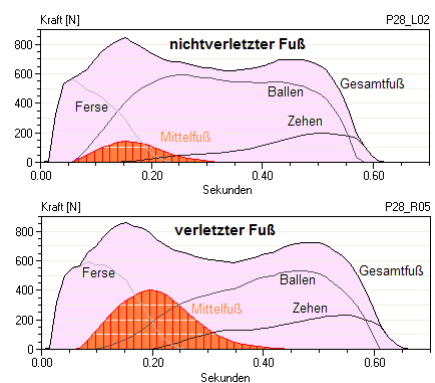
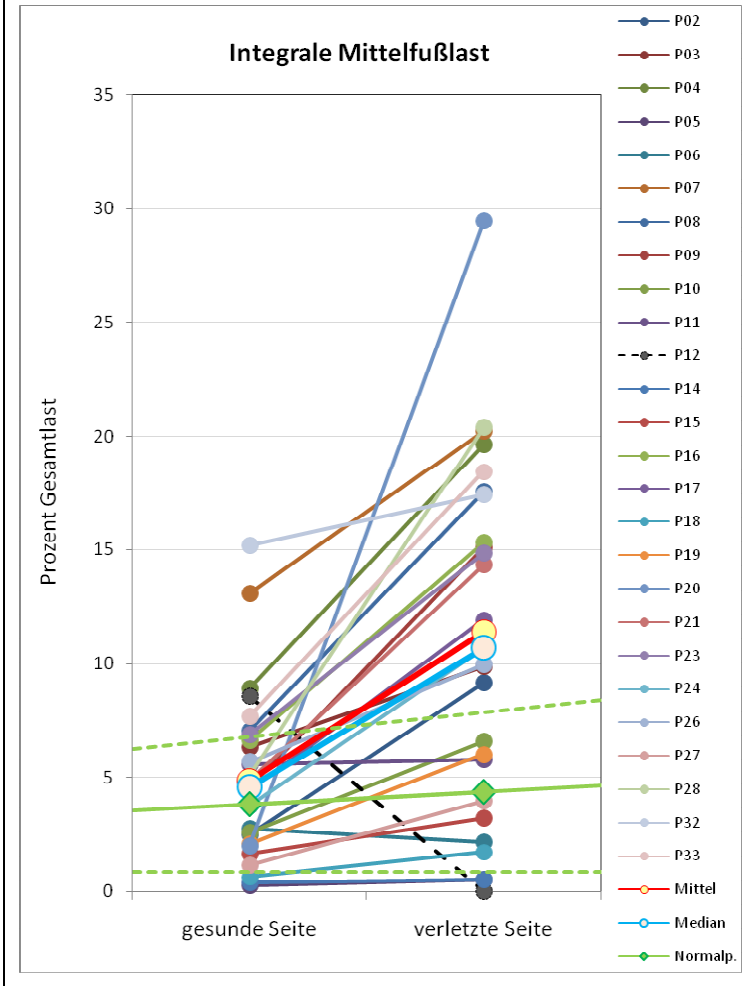


Abb. 55c wie Abb. 55a, hier: über die Zeit integrierte Lastaufnahme (Kurvenfläche) im Mittelfuß, Zahlenwerte sind prozentuale Anteile an der Gesamtlast (Gesamtfläche).

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test
 nur einseitig Verletzte
 N = 25 (ohne P12)
 p (ohne P12) <= **0,00002**



(Beispiel: Patient P28)



4.1.3 Bodenkontaktfläche des Fußes

Die Verbreiterung des Pedogramms im Mittelfuß (Kap. 4.1.1) resultiert nicht systematisch in einer Vergrößerung der **Bodenkontaktfläche** des Fußes, weder im Vergleich des verletzten zum nicht verletzten Fuß, noch im Vergleich zum Mittelwert und der Streuung der 103 Normalprobanden (vgl. die Gesamtkontaktfläche in Abb. 56, zur Veranschaulichung vgl. auch Abb. 43 S. 69). Die statistische Analyse der Daten der **Gesamtkontaktfläche** und der **maximalen dynamischen Kontaktfläche** in Abb. 56 lässt keine signifikante systematische Veränderung durch die Verletzung erkennen.

Die gemessenen Zahlenwerte in Abb. 56 sind in cm^2 angegeben und nicht bezüglich der Fußlänge oder Körpergröße normiert. Der lineare, oder nichtlineare Zusammenhang zwischen Körpergewicht, Körpergröße, Fußlänge und der Bodenkontaktfläche ist nicht bekannt. Für die statistische Untersuchung der Breitenunterschiede im Seitenvergleich sind die möglichen Abhängigkeiten aber ohne Bedeutung.

Die Paarungslinien der kleineren Patienten, v.a. der Frauen, sind die in Abb. 56 tiefer liegenden. Das zeigen auch die mit eingetragenen Mittelwerte der Normalprobanden für Frauen (hellrote verlängerte Linie, $n = 36$) und für Männer (hellblau, $n = 67$). Die gestrichelten Linien sind jeweils die Streubreiten ($\pm\text{STD}$). Der linke Messwert bezieht sich bei den Normalprobanden jeweils auf den linken Fuß, der rechte Messwert auf den rechten Fuß (vgl. Tabelle 12).

Abb. 56 gesamte Bodenkontaktfläche (Diagramm oben) und maximale dynamische Bodenkontaktfläche (Diagrammausschnitt unten) von verletztem und nichtverletztem Fuß, einseitig verletzte Patienten. (Erläuterungen im Text auf S. 89)

Gemessene gesamte Kontaktfläche

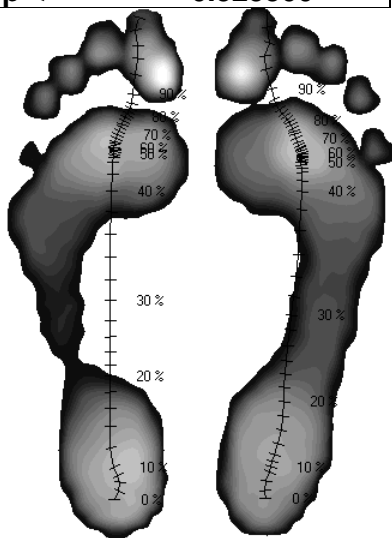
[cm ²]	unverletzte	verletzte Seite
Mittel	162,4	160,9
Median	168,0	162,9
Mittel w	147,8	147,9
Mittel m	171,6	169,1

**Wilcoxon Matched-Pairs
Signed-Ranks Test
Gesamtkontaktfläche
(Abbildung rechts)**

nur einseitig Verletzte

N = 26

p <= 0.525500



(Beispiel Patient P19)

Maximale dynam. Kontaktfläche

[cm ²]	unverletzte	verletzte Seite
Mittel	133,5	130,9
Median	134,9	127,8
Mittel w	121,8	118,5
Mittel m	140,8	138,6

**Wilcoxon Matched-Pairs
Signed-Ranks Test
Maximale dynamische Kontaktfläche
(Abbildung rechts unten)**

nur einseitig Verletzte

N = 26

p <= 0.839000

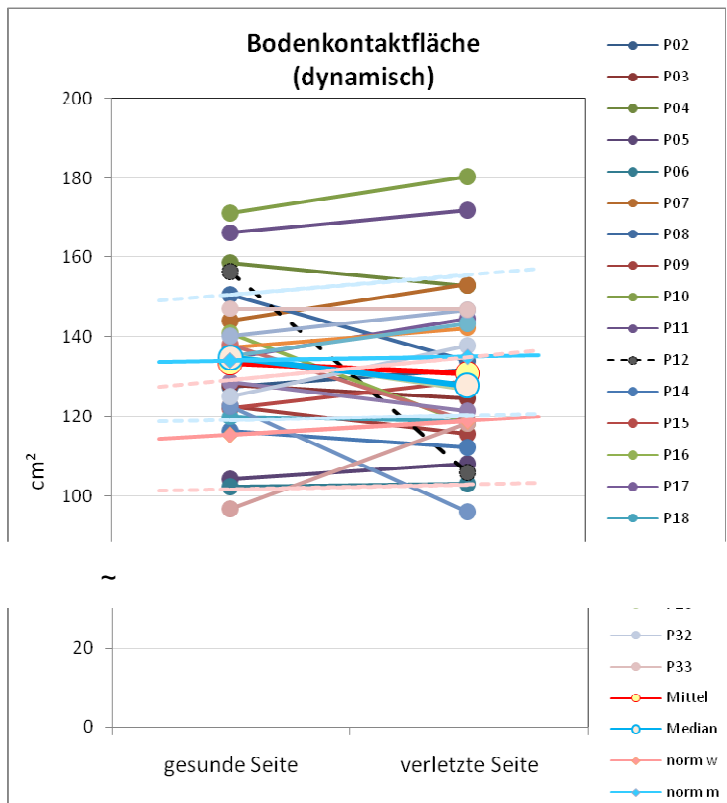
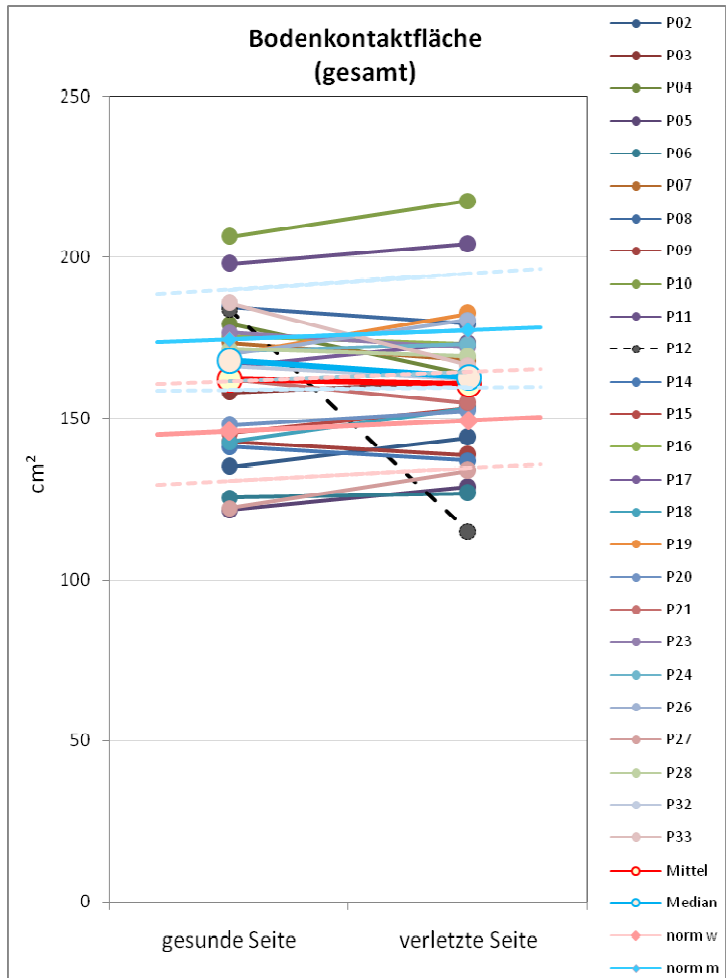


Tabelle 12 Normalprobanden				
Gemessene gesamte Kontaktfläche				
	Frauen (N=36)		Männer (N=67)	
	links	rechts	links	rechts
	[cm ²]	[cm ²]	[cm ²]	[cm ²]
Mittel	146,1	149,5	174,6	177,4
STD	15,4	14,9	15,6	17,6
Median	146,0	147,0	173,3	176,7
Maximale dynamische Kontaktfläche				
	Frauen (N=36)		Männer (N=67)	
	links	rechts	links	rechts
	[cm ²]	[cm ²]	[cm ²]	[cm ²]
Mittel	115,5	118,9	134,8	137,9
STD	13,8	15,9	15,7	17,6
Median	112,6	114,1	134,1	135,0

4.1.4 Rotationsstellung des Fußes

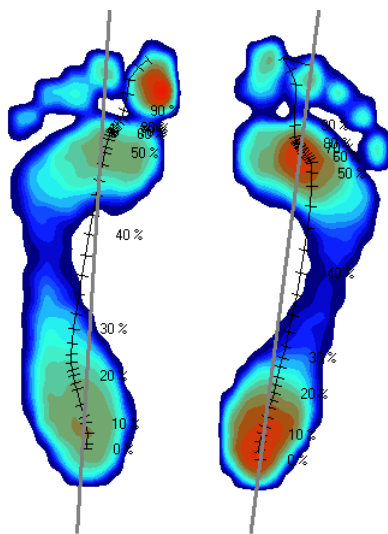
Eine weitere strukturelle Veränderung am Fuß ist eine mögliche Umorientierung der Fußlängsachse zu verstärkter **Innen- oder Außenrotationsstellung** (vgl. dazu Kap. 3.9.1.4, S. 69).

Bei den im Gehen gemessenen Winkelstellungen des Fußes der Patienten kann keine systematische Veränderung festgestellt werden (vgl. Abb. 57). Im Mittel ist die Winkelstellung von unverletztem und verletztem Fuß praktisch genau gleich. Auch ist die Häufigkeitsverteilung der vorkommenden Winkelstellungen zwischen verletztem und nichtverletztem Fuß nicht unterschiedlich (Abb. 58a) und unterscheidet sich nicht von der der Normalprobanden. Bei den 103 Normalprobanden (vgl. auch Abb. 45, S. 70) kommen Rotationswinkelunterschiede bis maximal 9° vor.

Es gibt allerdings mehrere Patienten, bei denen die Winkelstellung der Fußlängsachse so erheblich seitendifferent ist, dass dabei von einer Folge der Verletzung auszugehen ist. Beispiele sind der beidseits verletzte Patient 25 und die Patienten 28 und 30 mit leichter Innenrotation des verletzten bzw. stärker verletzten Fußes (vgl. Tabelle 13).

Abb. 57 Rotationsstellung der Fußlängsachse von verletztem und nichtverletztem Fuß, n = 32.

Die Darstellung enthält auch die Daten der beidseits verletzten Patienten (gestrichelte Paarungslinien). Bei diesen ist jeweils der Datenpunkt in der linken Spalte die Winkelstellung des linken Fußes, der rechte Datenpunkt die Winkelstellung des rechten Fußes. Mittelwert und Median beziehen sich allerdings nur auf die einseitig verletzten Patienten.



(Beispiel Patientin P30)

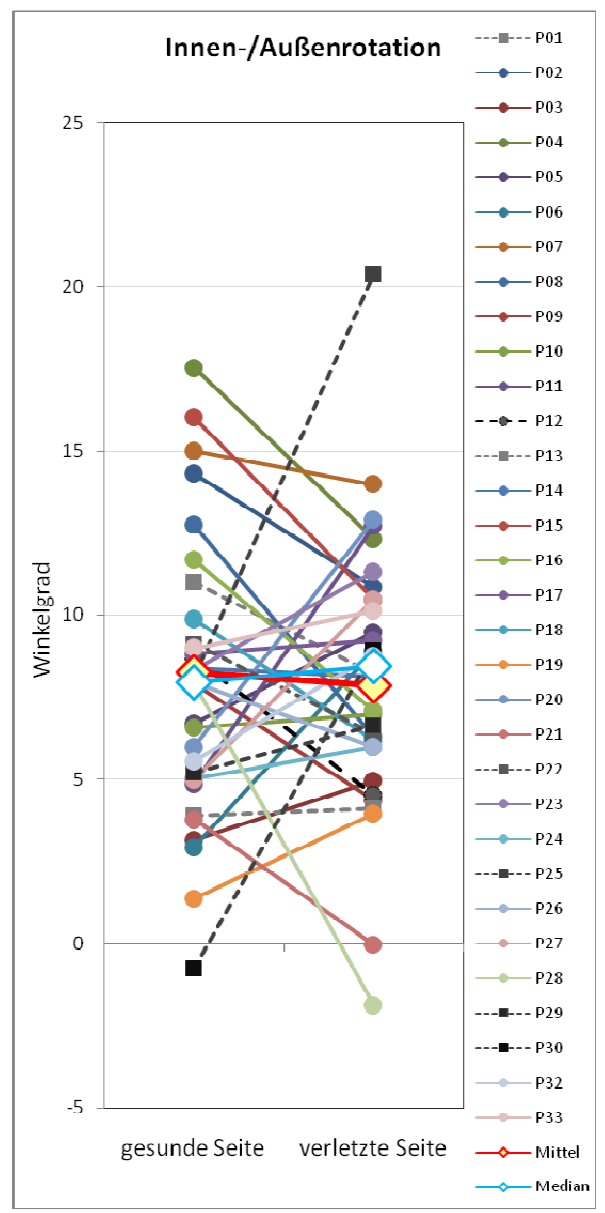


Abb. 58a Häufigkeitsverteilung der Winkelstellungen von nicht verletztem zu verletztem Fuß im Gehen, einseitig verletzte Patienten, n = 32.

Der Winkel wird definiert zwischen Fußlängsachse und Gangrichtung (vgl. Abb. 44, S. 70)

Vergleichskurven der Normalprobanden (weiblich / links / rechts, n = 36, und männlich / links / rechts, n = 67) auf selbe Fläche normiert.

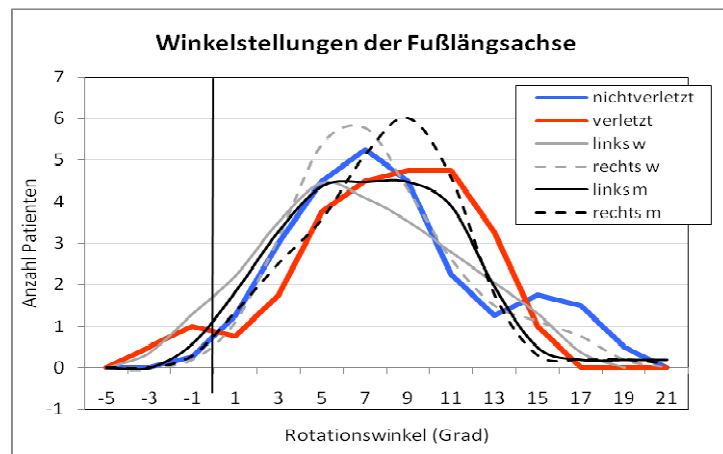


Abb. 58b Häufigkeitsverteilung der Winkeldifferenz zwischen verletztem und nichtverletztem Fuß der einseitig verletzten Patienten im Ganglabor (n = 32).
 Vergleichskurven der weiblichen (N = 36) und männlichen (N = 67) Normalprobanden auf selbe Fläche normiert.

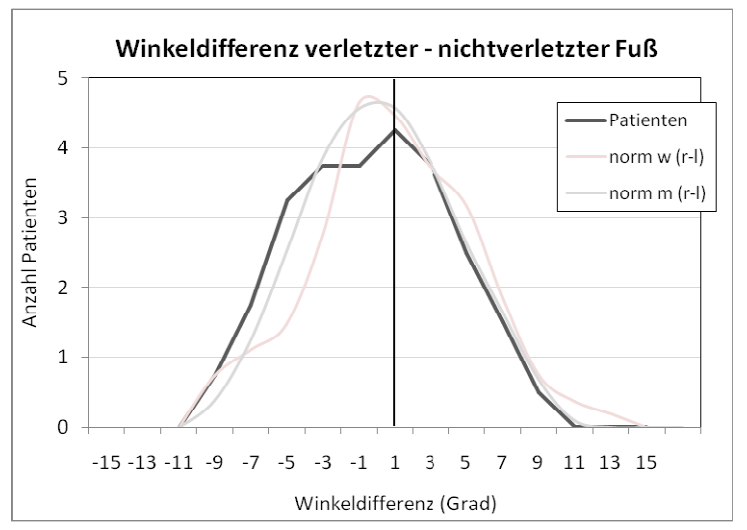
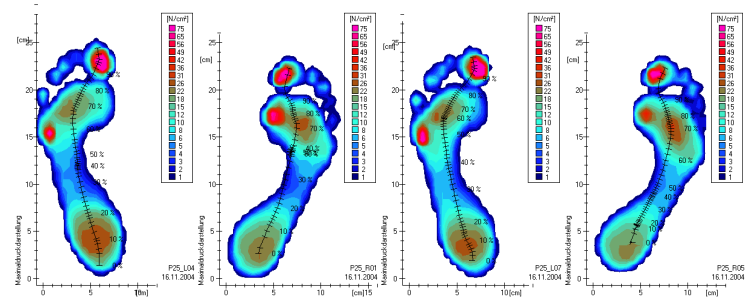


Tabelle 13 Patienten mit Rotationsfehlstellungen der Fußlängsachse, Differenz $\geq 10^\circ$

P25

Patient ist beidseits verletzt

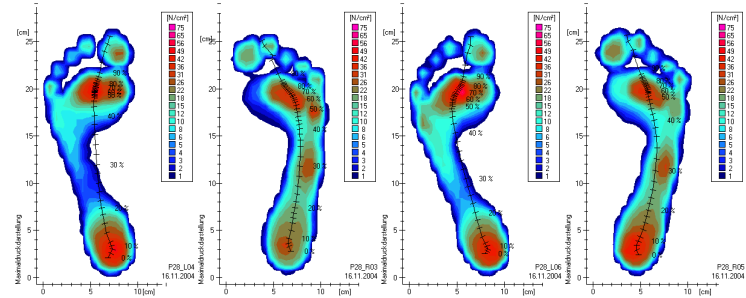
Mittlere Winkelstellung	
linker Fuß	rechter Fuß
8,1°	20,4°
Winkeldifferenz ca. 12°	



P28

Patient ist rechts verletzt

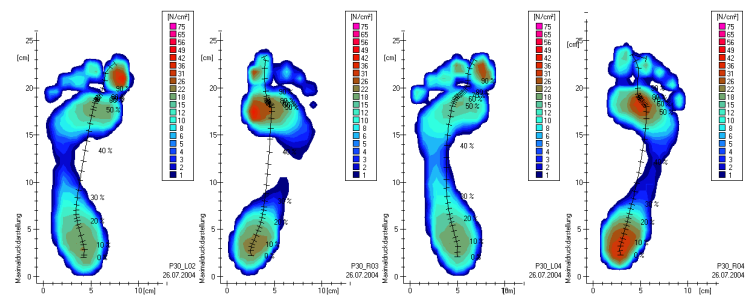
Mittlere Winkelstellung	
linker Fuß	rechter Fuß
8,0°	-1,9°
Der verletzte rechte Fuß ist im Mittel um ca. 10° innenrotiert.	



P30

Patientin ist beidseits aber links stärker verletzt

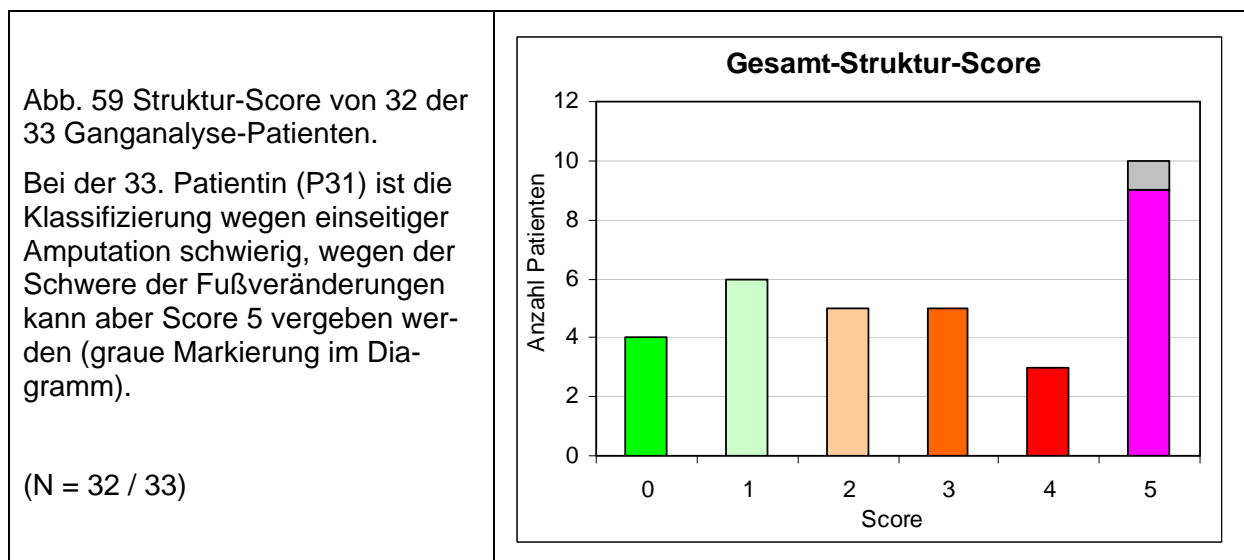
Mittlere Winkelstellung	
linker Fuß	rechter Fuß
-0,8°	8,9°
Winkeldifferenz ca. 10°	



4.1.5 Strukturscore

Die beschriebenen Veränderungen in der Struktur des Fußes (Mittelfußverbreiterung, Lasterhöhung im Mittelfuß und Rotationsstellung der Fußlängsachse) werden wie in Kap. 3.9.1 S. 65 beschrieben bewertet und in Abb. 59 zu einem **Struktur-Score** zusammengefasst. Das Diagramm enthält die Bewertung von 32 der 33 Patienten der Ganganalyse. Patientin P31 ist einseitig beinamputiert. Beim anderen, verletzten Fuß liegen erhebliche strukturelle Veränderungen vor, die mit Struktur-Score 5 gewertet würden, die sich wegen des fehlenden links-rechts-Vergleichs aber nicht sicher klassifizieren lassen. Auch das amputierte Bein bzw. die Beinprothese könnte das Gangbild insgesamt, also auch auf der kontralateralen Seite, erheblich verändern.

Bei dem beidseits verletzten Patienten P25 geht nur die seitendifferente Winkelstellung (mit Score 3) in die Berechnung des Scores ein. Die gemessenen Mittelfußbreiten dieses Patienten erscheinen zwar groß, könnten aber auch noch die natürliche Fußbreite des Patienten sein. Eine Erhöhung der Mittelfußlast über die möglichen Werte von Normalprobanden kann bei ihm nicht sicher festgestellt werden.



4.2 Funktionelle Veränderungen der verletzten Seite

Die Parameter, die die Funktion von Fuß und Sprunggelenk im Gangbild beschreiben, lassen sich in zwei Gruppen einteilen, kinematische Größen, wie z.B. die Ganggeschwindigkeit und die Gelenkwinkelbewegungen und kinetische Größen, die die Kräfte der Bewegung beschreiben, vor allem das Gelenkmoment bzgl. des oberen Sprunggelenks (vgl. Kap. 3.9.3 ab S. 71).

4.2.1 Bodenk Kontaktdauer und Fersenkontaktdauer

Die **Bodenkontaktdauer (BDK)** vom Auftreten der Ferse bis zum Abheben der Zehen beim Abstoß variiert mit der Gehgeschwindigkeit. Bei einseitigen Verletzungen

können die Bodenkontaktdauern zwischen verletztem und nicht verletztem Fuß differieren, beispielsweise als Folge eines Entlastungshinkens. Die Fersenkontaktdauer, d.h. der Anteil des Bodenkontakts mit Fersenkontakt bis zum Anheben der Ferse und Stand ausschließlich auf dem Vorfuß, kann sich in Folge der Verletzung ebenfalls verkürzen oder verlängern.

Abb. 60 gibt für alle 26 einseitig verletzten Patienten diese beiden Messparameter wieder. Zum Vergleich werden in diesem Fall auch die mittleren Daten der 103 Normalprobanden angegeben und die Streuung um diesen Mittelwert.

Die **Bodenkontaktdauer** des verletzten Fußes der Patienten ist im Mittel geringfügig und nicht signifikant gegenüber der nichtverletzten Seite verkürzt (Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test: $N = 23$, $p \leq 0.62$, Anzahl Patienten $n = 26$). Bei der **Fersenkontaktdauer** ergibt sich ebenfalls keine signifikante Abnahme (Wilcoxon-Test: $N = 24$, $p \leq 0.6787$, Anzahl Patienten $n = 26$). Allerdings gibt es hier zwei Gruppen von Patienten, bei denen die Fersenkontaktdauern stark von der mittleren Verteilung abweichen. Bei drei Patienten ist die Fersenkontaktzeit auf der verletzten Seite im Vergleich zur nichtverletzten erheblich verlängert (P07: +19% BKD, P32 +17.5% BKD, P33: +32.4% BKD), bei zwei weiteren deutlich verlängert (P15: +9.7% BKD, P17: +7.8% BKD). Bei 4 Patienten ist die Fersenkontaktzeit auf der verletzten Seite stark verkürzt (P08: -10.4% BKD, P14: -13.5% BKD, P20: -16.7% BKD, P21: -7.9% BKD).

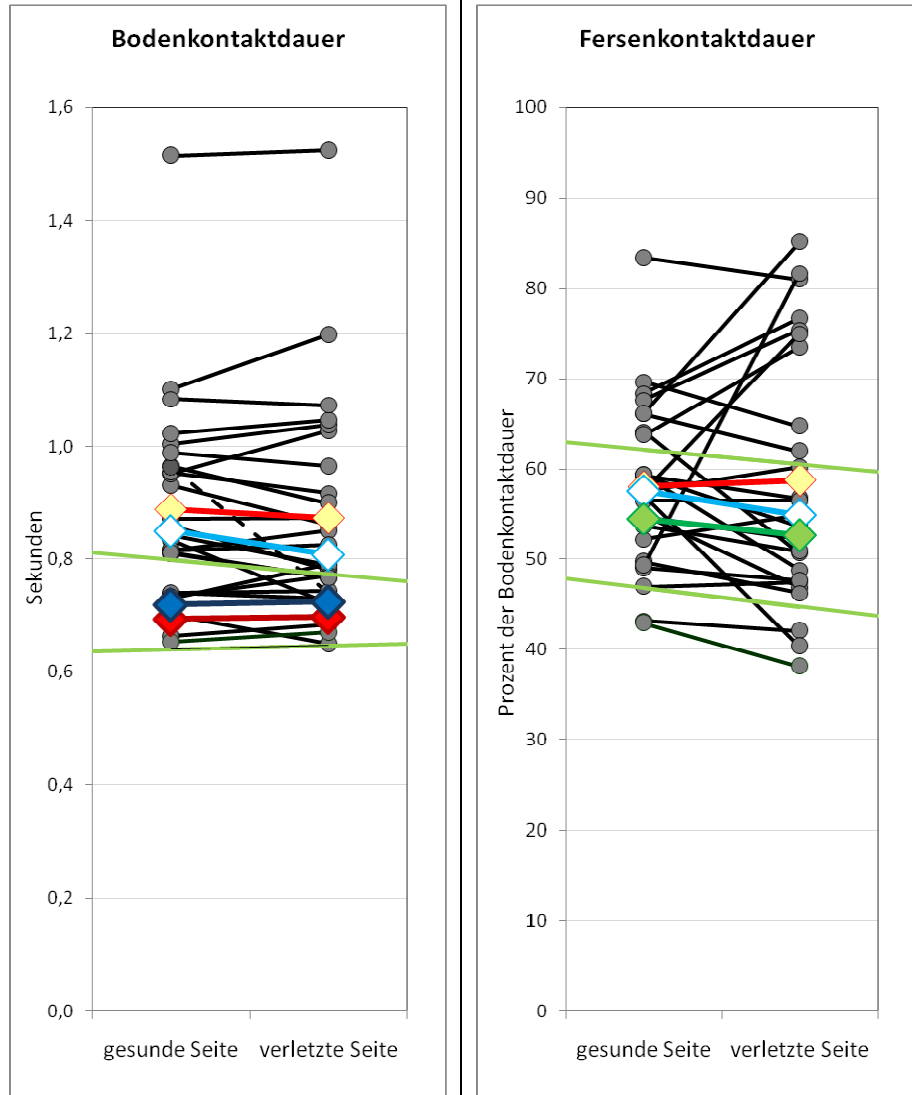
Die Definition der Score-Bewertung aus diesen Kontaktzeiten gibt Tabelle 7, S. 72 wieder. Nur 5 Patienten erhalten ungünstige Bewertungen (≥ 2) die später in den Gesamtscore der Kinematik eingehen.

Abb. 60 Bodenkontaktdauer und Anteil des Fersenkontakts an der Bodenkontaktdauer.

Grau-schwarz: 26 einseitig verletzte Patienten der Studie, gelb-rot: Mittelwert, weiß-blau: Median, grün: Mittelwert der 103 Normalprobanden, rot: Mittelwert der weiblichen Normalprobanden, blau: Mittelwert der männlichen Normalprobanden.

Bei den Normalprobanden bezieht sich der Datenpunkt in der linken Spalte auf den linken Fuß, der rechte Datenpunkt auf den rechten Fuß.

Die grünen Linien sind die gemessene Standardverteilung der Normalprobanden (Mittelwert \pm STDAbw.)



4.2.2 Gelenkwinkelbewegungen beim Gehen

Jede Form der Bewegung setzt sich aus **Winkelbewegungen** in den Gelenken zusammen, die die einzelnen Körpersegmente miteinander verbinden. Die Gelenkwinkelbewegungen folgen in der Schrittabfolge relativ komplexen zyklischen Abläufen. Abweichungen vom normalen Winkelkurvenverlauf können in einzelnen Schrittphasen auftreten, können den gesamten Bewegungsumfang betreffen, können aber auch Veränderungen der Bewegung in benachbarten Gelenken sein. Eine rein numerische Analyse ist deshalb sehr aufwändig und für die klinische Routine nicht sinnvoll. Stattdessen wird eine Bewertung anhand von Kriterien vorgenommen, die in Tabelle 8, S. 73 beschrieben wurden.

Abb. 61 zeigt die Ergebnisse für 20 von 33 Ganganalysepatienten. Die 13 übrigen Patienten waren nicht in der Lage frei (ohne Festhalten) auf dem Laufband zu gehen. Häufig lag das aber nicht an einer schlechteren Gehfähigkeit der Patienten, sondern nur an großer Unsicherheit auf dem ungewohnten Laufband.

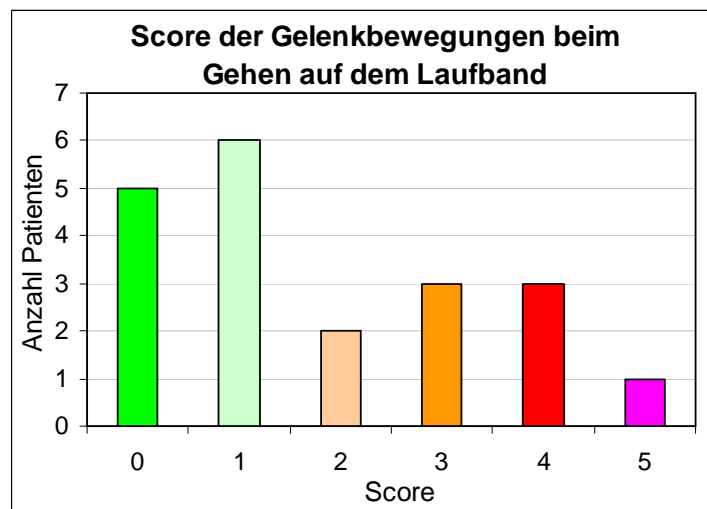
Für die fehlenden Patienten in Abb. 61 darf deshalb nicht automatisch ein schlechter Score der Gelenkwinkelbewegungen angenommen werden.

Ein Beispiel für erheblich reduzierte oder gestörte Gelenkbewegungen beim Gehen ist die beidseits verletzte Patientin P01, bei der sich links und rechts konträre Störungen in der Kniegelenkbewegung manifestiert haben, eine erhebliche Recurvation (Überstreckung) im rechten Kniegelenk und eine dauerhafte Flexionsstellung im linken Kniegelenk (vgl. die Abbildungen im Anhang E, Patientin P01 hat allerdings auffällige neuropathische Veränderungen der Füße). Bei einigen Patienten ist die Beweglichkeit im verletzten Sprunggelenk erheblich eingeschränkt (z.B. Patientin P02, P15 und P33, siehe Anhang E S. 159ff). Ein verändertes Bewegungsmuster des Kniegelenks (wie z.B. auch bei Patient P12 und Patient P26, siehe Anhang E S. 159ff) wird als besonders kritisch bewertet.

Abb. 61 Bewertung der Gelenkwinkelbewegungen im Gangbild, Gehen auf dem Laufband (Score-Definition in Kap. 3.9.3.1, S. 71).

In die Bewertung fließen die Bewegungen im Sprunggelenk und im Kniegelenk ein, gegebenenfalls auch eine Auswirkung auf das unverletzte Bein.

Die Laufbandmessungen konnten nur bei 20 von 33 Ganganalyse-Patienten durchgeführt bzw. ausgewertet werden.



4.2.3 Kinetische Parameter Bodenkraft und OSG-Moment

Die funktionellen **kinetischen Parameter (Kraftparameter)** sind aus der Bodenkraftkurve und der OSG-Momentkurve abgeleitete Größen. Der Krafteinsatz der Sprunggelenkbewegenden Muskulatur wird am deutlichsten im **OSG-Gelenkmoment**. Wie in Kap. 3.9.3.2, S. 73 beschrieben, wird die Höhe des Maximums dieser Kurve bestimmt, außerdem die Fläche unter der Kurve (vgl. Abb. 47a, S. 74).

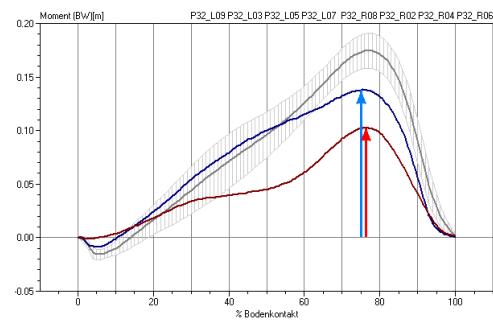
Bei den einseitig verletzten Patienten sind sowohl das Maximum des OSG-Moments als auch das Integral auf der verletzten Seite hochsignifikant ($p \leq 0.000092$ bzw. $p \leq 0.003216$) um 12% bzw. 14% reduziert (vgl. Abb. 62 und Abb. 63). Das Maximum des Moments von im Mittel 100.8 Nm auf 88.9 Nm.

In Abb. 62b werden die Messdaten auf das Körpergewicht und die gemessene Fußlänge des jeweiligen Patienten normiert. Damit werden die Werte mit den ebenfalls normierten Ergebnissen der Normalprobanden vergleichbar. Die Maxima des OSG-Moments liegen bei den Patienten fast durchweg auch auf der gesunden Seite tiefer als beim Durchschnitt der Normalprobanden. Ursache ist wieder die schon im vorherigen Kapitel 4.2.1 genannte deutlich geringere Gehgeschwindigkeit der Patienten, die gerade auch die Höhe des Maximums der Abstoßkräfte am Ende des Bodenkontakts verringert.

Im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test ergibt sich sowohl in Abb. 62a/b als auch in Abb. 63a/b nach der Normierung der Daten ein etwas geringeres Signifikanzniveau. Der Test ist zwar skalierungsinvariant und das Körpergewicht für verletzte und nicht verletzte Fuß natürlich dasselbe, allerdings können sich die Längen von verletztem und nicht verletztem Fuß geringfügig unterscheiden. Außerdem verringert eine mögliche Messungenauigkeit der Fußlängenbestimmung die Schärfe des Tests.

Abb. 62a Größe des Maximums des OSG-Moments, Vergleich verletzte zu nichtverletzter Seite, einseitig verletzte Patienten, nicht normierte Messwerte. Weitere Erläuterungen im Text S. 98.

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test
 nur einseitig Verletzte
N = 26
p <= 0.000092



(Beispiel: Patientin P32, verletzte Seite rot, nicht verletzte Seite blau, auf BW normierte Werte)

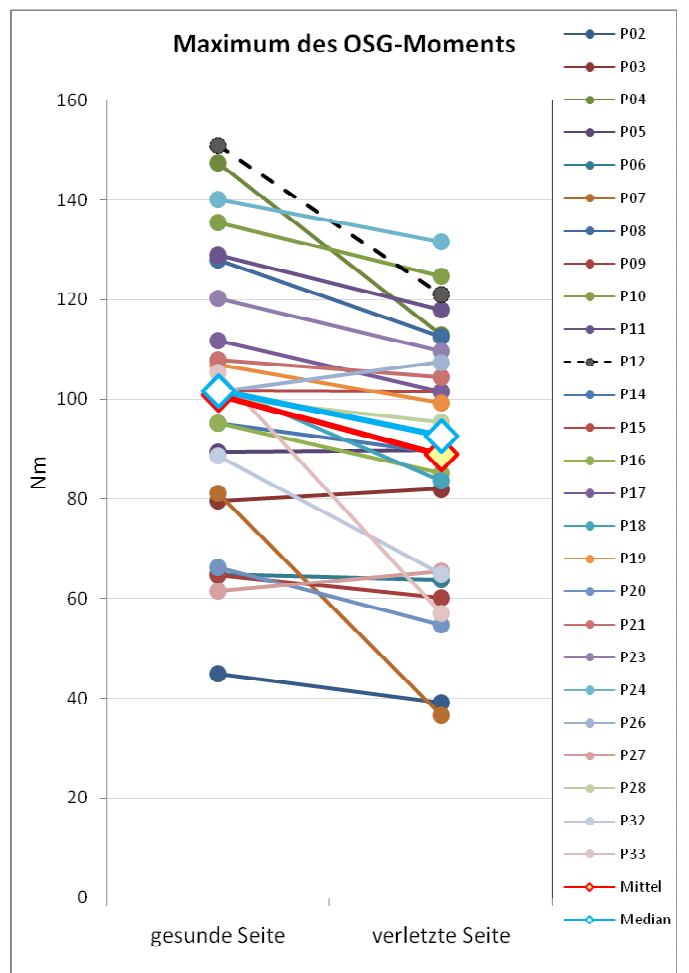


Abb. 62b Daten des maximalen OSG-Moments aus Abb. 62a, hier sind die Messwerte auf das jeweilige Körpergewicht (BW) und die Fußlänge (FL) normiert. Die Zahlenwerte sind damit Einheitenfrei.

Bei den Normalprobanden bezieht sich der Datenpunkt in der linken Spalte auf den linken Fuß, der rechte Datenpunkt auf den rechten Fuß.

Die gestrichelten grünen Linien sind die gemessene Standardverteilung der Normalprobanden (Mittelwert \pm STDAbw.)

**Wilcoxon Matched-Pairs
Signed-Ranks Test**
nur einseitig Verletzte
N = 26
p <= 0.000253

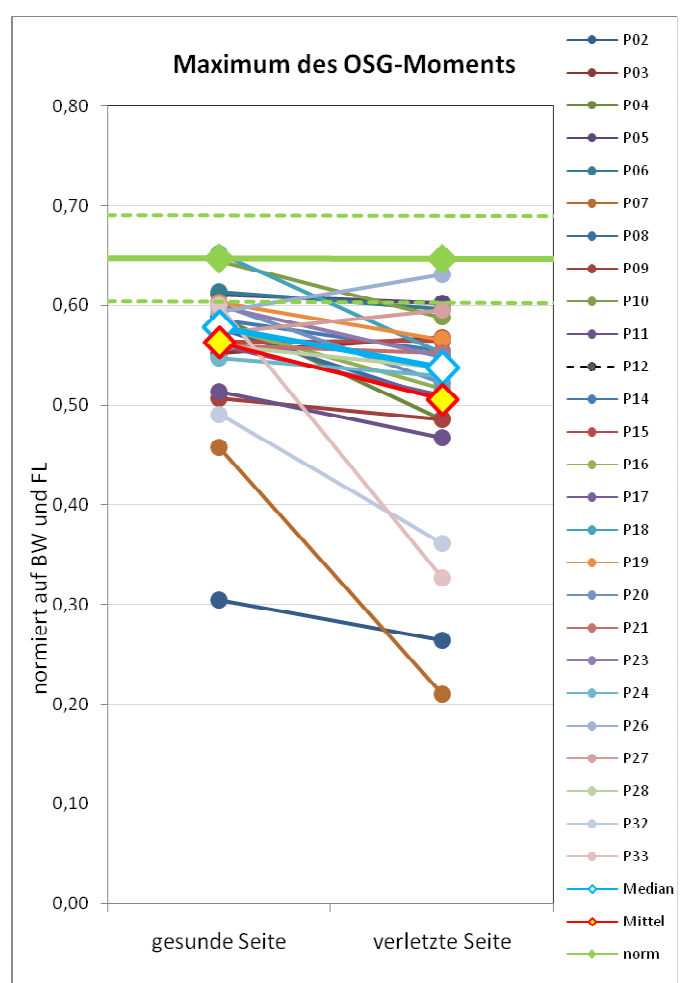
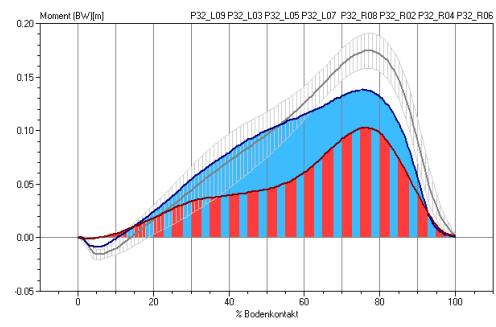


Abb. 63a Integral des OSG-Moments über die ganze Bodenkontaktdauer, Vergleich verletzte zu nichtverletzter Seite, einseitig verletzte Patienten, weder zeitlich, noch bezüglich BW und FL normierte Messwerte. Weitere Erläuterungen im Text S. 98.

**Wilcoxon Matched-Pairs
Signed-Ranks Test**
nur einseitig Verletzte
N = 25
p <= 0.0005186



(Beispiel: Patientin P32, verletzte Seite rot, nicht verletzte Seite blau, auf BW und % Bodenkontaktdauer normierte Kurven)

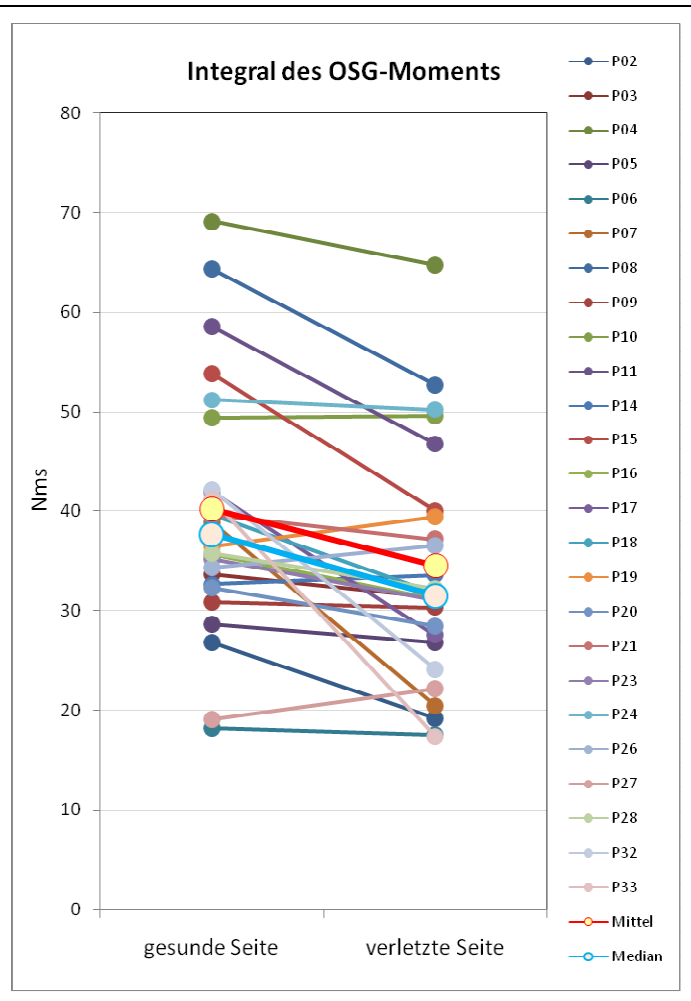


Abb. 63b Daten des Integrals über das OSG-Moment wie in Abb. 63a. In dieser Abbildung sind die Messwerte auf die jeweilige Bodenkontaktdauer, das Körpergewicht (BW) und die Fußlänge (FL) normiert. Die Zahlenwerte sind damit Einheitenfrei und mit den Daten der Normalprobanden vergleichbar.

Bei den Normalprobanden bezieht sich der Datenpunkt in der linken Spalte auf den linken Fuß, der rechte Datenpunkt auf den rechten Fuß.

Die gestrichelten grünen Linien sind die gemessene Standardverteilung der Normalprobanden (Mittelwert \pm STDAbw.)

**Wilcoxon Matched-Pairs
Signed-Ranks Test**
nur einseitig Verletzte
N = 25
p <= 0.003216

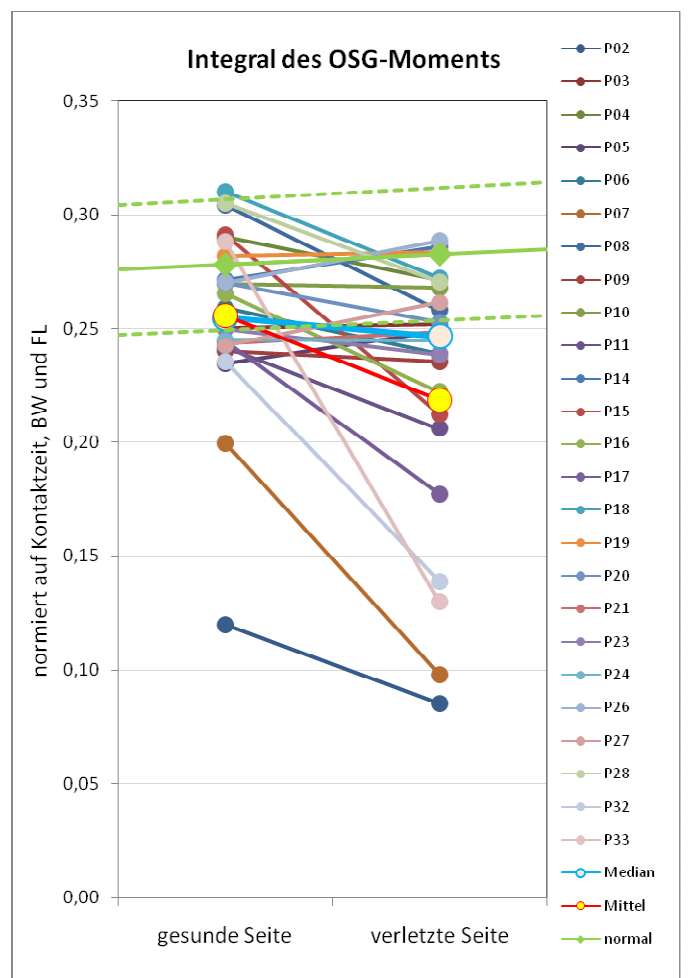
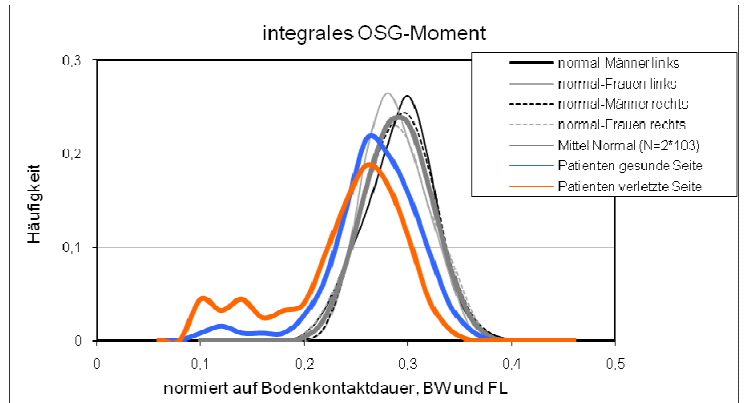


Abb. 63c Häufigkeitsverteilung der normierten Daten aus Abb. 63b, verletzter und nichtverletzter Fuß der einseitig verletzten Patienten.

Vergleichskurven der weiblichen (N = 36) und männlichen (N = 67) Normalprobanden.

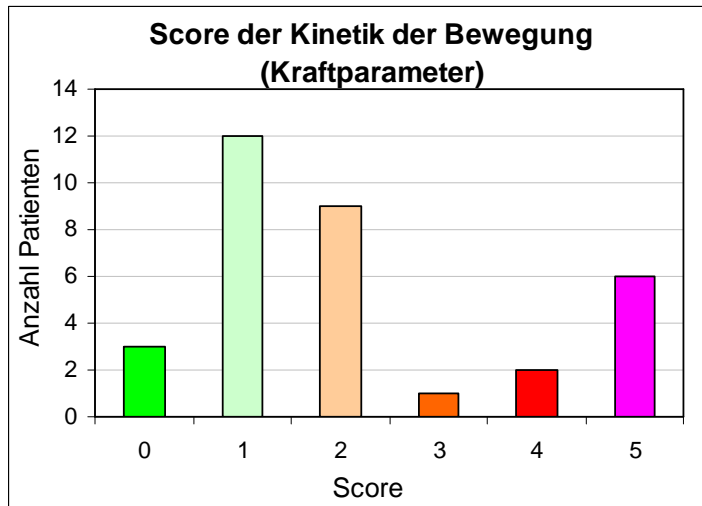


Bei allen Patienten, also auch den beidseits verletzten, wird ein Score der Kinetik aus dem Seitenvergleich und dem Vergleich der Messkurven mit denen der Normalprobanden bestimmt (vgl. Kap. 3.9.3.2, S. 73 und Abb. 48, S. 75). Abb. 64 gibt die Häufigkeit der vorkommenden Scorewerte wieder.

Abb. 64 Bewertung der kinetischen Parameter (Score-Definition in Kap. 3.9.3.2 S. 73).

In die Bewertung fließen die Unsymmetrien zwischen verletztem und nicht verletztem Bein ein, ebenso Abweichungen der Messkurven vom Durchschnitt der Normalprobanden.

(N = 33)



4.3 Gesamt Scores

In den Kapiteln zuvor wurden statistische Untersuchungen an den wichtigsten gemessenen Parametern gezeigt. Ein Teil der Parameter basiert auf dem Vergleich des verletzten mit dem nichtverletzten Fuß und ist deshalb bei beidseits verletzten Patienten nur bedingt möglich. Um die Untersuchung möglichst aller Patienten in die Ergebnisse einfließen lassen zu können, wurden zu den Parametergruppen bewertende Scores definiert, die auch für beidseits verletzte Patienten bestimmbar sind. Zusätzlich haben die Scores, die in dieser Studie definiert wurden (vgl. Kap. 3.9, S.64), die Bedeutung einer Gesamt-Bewertung aller Messergebnisse. Die statistische Darstellung der Parameter allein hat ja an sich noch keine bewertende Eigenschaft.

Bei den einzelnen Score-Werten werden jeweils ein oder mehrere Messparameter berücksichtigt und das Resultat als Gesamt Score angegeben (z.B. Gesamt-Struktur-Score, Score der Kinetik).

Zur Bewertung einer möglichen Veränderung der **Fuß-Struktur** wurde ein **Gesamt-Struktur-Score** definiert, der aus der Verbreiterung des Fußabdrucks im Mittelfußbereich besteht, genaugenommen: Mittelfußbreite zu Sohlenlänge, da längere Füße auch breiter sein „dürfen“, aus der Lastaufnahme des Mittelfußes und der Rotationsstellung des Fußes zur Gangrichtungsachse.

Der Gesamt-Struktur-Score wird aus dem Maximum dieser drei Einzelbewertungen gebildet (vgl. 3.9.1, Tabelle 4, S. 67 und Tabelle 5, S. 67). Bei der Rotationsstellung des Fußes fließen nur sehr ausgeprägte Unsymmetrien in die Bewertung ein, betroffen sind nur 5 Patienten und nur bei 2 Patienten wirkt sich die Unsymmetrie der Rotationsstellung auf den Struktur-Score-Wert aus. Im durchschnittlichen Gesamt-Ergebnis aller Patienten konnte keinerlei systematische Veränderung festgestellt werden (vgl. Abb. 57, S. 93), im Mittel war die Winkelstellung zwischen unverletztem und verletztem Fuß praktisch gleich. Auch war die Häufigkeitsverteilung der vorkommenden Winkelstellungen zwischen verletztem und unverletztem Fuß nicht unterschiedlich (Abb. 58a, S. 93) und unterscheidet sich nicht von der der Normalprobanden (Abb. 45, S. 70).

Die Funktion von Fuß und Sprunggelenk und des gesamten Bewegungsablaufs beim Gehen wird mit 2 Gruppen von Parametern beschrieben. In die Gesamtbewertung fließen ein:

Kinematische Parameter (Bewegungsparameter), die die Funktion von Fuß und Sprunggelenk beschreiben. Dies sind die Bodenkontaktdauer in der Standphase, die Fersenkontaktdauer und das Ausmaß der Winkelbewegungen von Kniegelenk und Sprunggelenk in der Abrollung des Fußes. Das Maximum der Einzelbewertungen bildet den **Gesamt-Score der Kinematik**.

Der **Gesamt-Score der Kinetik** (Kraftparameter) wird aus der Bewertung von Gelenkmoment bzgl. des oberen Sprunggelenks (OSG-Moment) und der Bodenkräfte gebildet. In den meisten Fällen wird das Gesamtergebnis vom Messergebnis des OSG-Moments bestimmt, Die Gesamt-Bodenkraft ist weniger sensitiv hinsichtlich funktioneller Defizite, da sie im Wesentlichen vom Körpergewicht bestimmt wird. (Die Relationen zwischen Brems- und Beschleunigungskraftstößen der horizontale Kräfte des verletzten und nichtverletzten Beins ist in der Ganganalyse zwar grundsätzlich ein sehr aussagekräftiger Hinweis auf funktionelle Defizite vor allem von Knie- und Hüftgelenk, wurde in dieser Gesamtwertung aber nicht einbezogen. Es zeigten sich keine interpretierbaren Zusammenhänge, wahrscheinlich weil dieser Parameter weniger Bezug zum Sprunggelenk und Fuß hat.)

Der **Gesamt-Funktions-Score** wird von kinematischem und kinetischem Gesamt-Score gebildet, ebenfalls wieder aus dem Maximum von beiden. Die Dominanz des OSG-Moments bei der Beschreibung der Kinetik schlägt in den meisten Fällen bis auf diesen Gesamt-Funktions-Score durch.

In Abb. 65a-c wird die Häufigkeit des Vorkommens der beiden zusammenfassenden Scores dargestellt. Die Häufigkeitsverteilungen sind unterschiedlich. Dafür gibt es mehrere Gründe: Die Scores basieren natürlich auf unterschiedlichen Parametern, die nicht bei jedem Patienten gleichartig verändert sein müssen, unterschiedliche Scorewerte sind von daher nicht unerwartet. Insbesondere können bei den einzelnen Patienten gute und schlechte Werte bei den Wertungen nebeneinander auftreten. Ein guter Funktions-Scorewert kann durchaus zusammen mit einem schlechten Struktur-Scorewert auftreten und umgekehrt.

Die Definition der Scorewerte beinhaltet außerdem unvermeidbar eine gewisse Willkür, sie hätte auch großzügiger oder enger gewählt werden können. Dadurch kann der Schwerpunkt in der Verteilung nach oben oder unten verschoben sein. Die Definition wurde aber immer so getroffen, dass die gesunden Normalprobanden überwiegend Score 0 erhalten mit nur geringem Anteil Score 1 und nur in wenigen Ausnahmefällen Score 2.

Bei der Zusammenfassung von Einzel-Scores zum Gesamt-Score wird immer das Maximum der Einzelwerte gewählt. Damit verschiebt sich der Bewertungsschwerpunkt natürlich zu etwas schlechteren Werten als es bei einer Mittelung der Fall wäre. Es wurden aber von Anfang an nur Parameter einbezogen, die für Struktur oder Funktion des Fußes von großer und nicht zu vernachlässigender Bedeutung sind.

Abb. 65a Gesamt-Struktur-Score.

Die Verteilung ist relativ gleichmäßig, aber mit häufigem Auftreten von Score 5, d.h. sehr ausgeprägten Form- und Strukturveränderungen des Fußes.

N = 32 / 33

(die einseitig amputierte Patientin P31 wird Score 5 zugeordnet – graue Markierung)

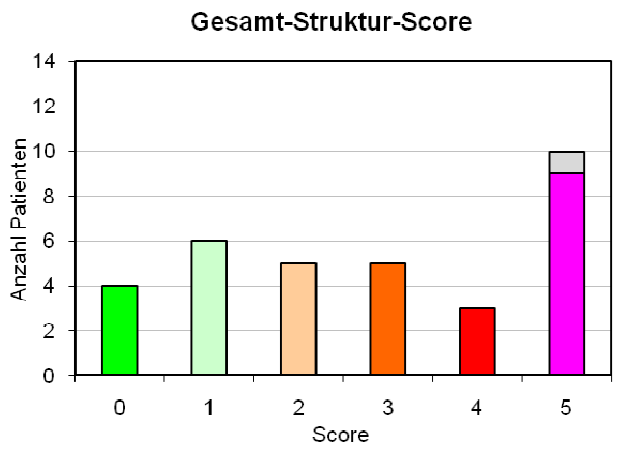
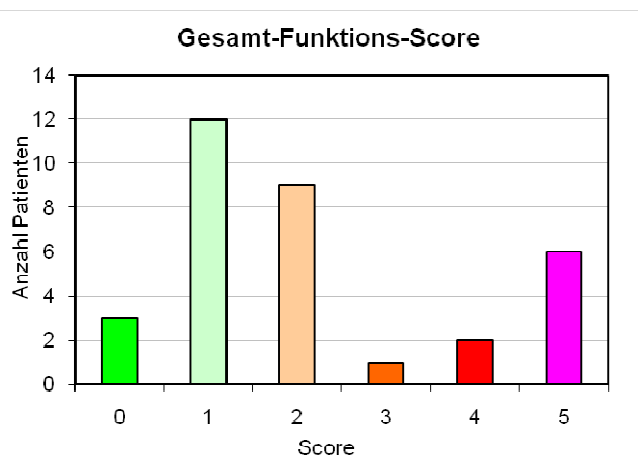


Abb. 65b Gesamt-Funktions-Score.

Etwa die Hälfte der Patienten hat Funktions-Score 0 oder 1 und damit keine oder nur sehr geringe funktionelle Beeinträchtigungen. Etwa ¼ der Patienten hat deutliche funktionelle Einschränkungen (Score 4 oder 5).

N = 33



4.4 Fragebögen

Alle Bewertung des medizinischen Erfolges durch die Messtechnik ist natürlich nur eine Seite der Medaille. Letztlich sind das Ziel die Zufriedenheit mit dem Behandlungsergebnis und die Akzeptanz der erreichten Situation durch den Patienten selbst.

Zur Analyse des durch den Patienten subjektiv empfundenen aber auch an objektiven Kriterien festzumachenden Benefits wurden der Maryland-Foot-Score und zwei Fragebögen zur Lebenszufriedenheit (Allgemeines und Gesundheit) eingesetzt und ausgewertet.

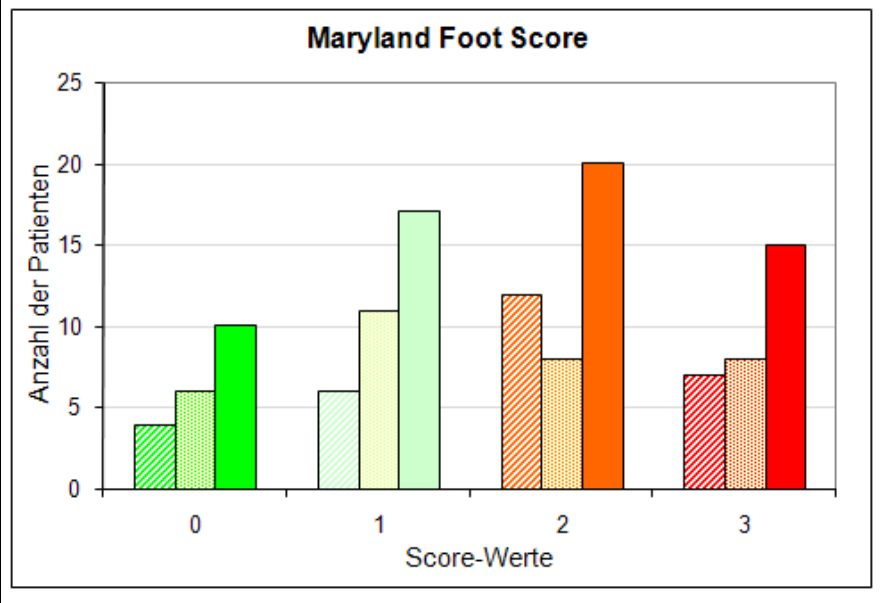
Eine ausführliche Auswertung und Analyse aller beantworteten Fragebögen aus dem Gesamtkollektiv werden von MUNARETTO [47] dargestellt.

Auch 29 der 33 Ganganalysepatienten haben alle Fragebögen ausgefüllt (vgl. Kap. 3.5, S.39). Die Bewertung der Ergebnisse des Maryland-Foot-Scores wird aus der Definition des MFS selbst übernommen (vgl. Tabelle 1, S. 40).

Die Verteilung der Werte bezüglich des Maryland-Foot-Score bei den Ganganalysepatienten und 76 Patienten des Gesamtkollektivs zeigt Abb. 66. Patienten mit den höheren Score-Werten und somit geringerer Zufriedenheit sind bei den Ganganalysepatienten etwas stärker vertreten.

Abb. 66 Auswertung des Maryland-Foot-Score, linke Balken: 29 von 33 Ganganalysepatienten, rechte Balken: Gesamtkollektiv 62 Patienten, mittlere Balken: Patienten nicht im Ganglabor.

0 = Sehr gut (90-100)
 1 = Gut (75-89)
 2 = Ausreichend (50-74)
 3 = Misserfolg (<50)
 (in Klammern: Absolute Punktzahl des Maryland-Foot-Score)
 (vgl. Tabelle 1, S. 40)



Die Zahlenwerte in den FLZ-Fragebögen (vgl. Anhang B, S. 152) sind umgekehrt zu verstehen als die bisherigen Score-Definitionen: hohe Zahlenwerte entsprechen hoher Zufriedenheit, niedrige Zahlenwerte geringer Zufriedenheit. Es sind Zahlenwerte zwischen -64 und +160 beim Allgemeinfragebogen bzw. -68 und +160 beim Gesundheitsfragebogen möglich (vgl. HENRICH [25]).

Abb. 67a und b geben die FLZ-Ergebnisse der Ganganalysepatienten und die des Gesamtkollektivs wieder, wobei nur vollständig ausgefüllte Fragebögen berücksichtigt wurden. 4 Ganganalysepatienten haben keine Fragebögen ausgefüllt. Die Mittelwerte bzw. Medianwerte der FLZ-Fragebögen zu Lebenszufriedenheit (FLZ-Allgemein und FLZ-Gesundheit) von 29 der 33 Ganganalysepatienten liegen in ähnlichem Bereich wie die des Gesamtkollektivs, beim Allgemein-Fragebogen noch etwas höher und nahe dem Normalwert. Beim FLZ-Gesundheit haben beide Gruppen ebenfalls ähnliche Werte und Verteilungen, liegen aber tiefer als die Normaldaten.

Die Ganganalysepatienten sind im Mittel zufriedener mit ihrer allgemeinen Situation als das Gesamtkollektiv. Ihre gesundheitliche Situation beurteilen sie aber, wie auch das Gesamtkollektiv, ungünstiger als ihre Allgemeinsituation. Diese negativere Einschätzung passt zu den Zahlen im Maryland-Foot-Score, in dem die Ganganalysepatienten im Mittel auch etwas ungünstigere Werte hatten als das Gesamtkollektiv.

Abb. 67a Werte im Fragebogen zur Lebenszufriedenheit FLZ-Allgemein. Vergleich der Ganganalyse-Patienten (links) mit dem Gesamtkollektiv (inkl. Ganganalysepatienten).

Box: Median, 75. Perzentil, 25. Perzentil, blaue Markierungen: 90. und 10. Perzentil, schwarze Punkte: Maximal- und Minimalwert, rot: Mittelwert.

Grüne horizontale Linie: Normaldaten.

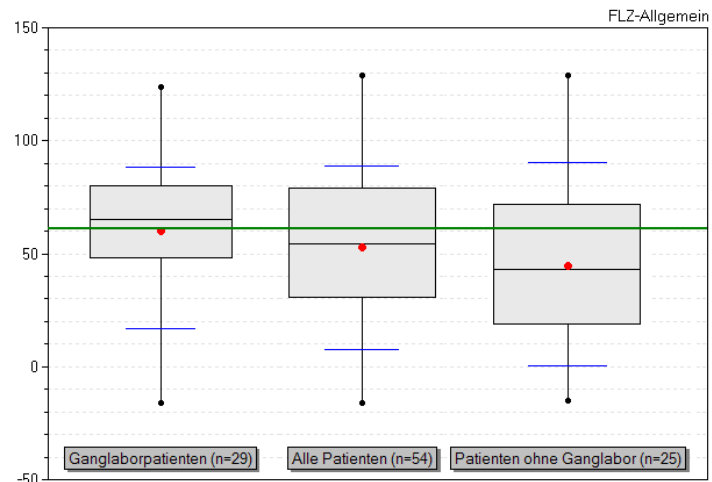


Abb. 67b Werte im Fragebogen zur Lebenszufriedenheit FLZ-Gesundheit. Vergleich der Ganganalyse Patienten mit dem Gesamtkollektiv (inkl. Ganganalysepatienten, ein Patient hat den Gesundheitsfragebogen nicht beantwortet).

Markierungen wie in Abb. 67a.

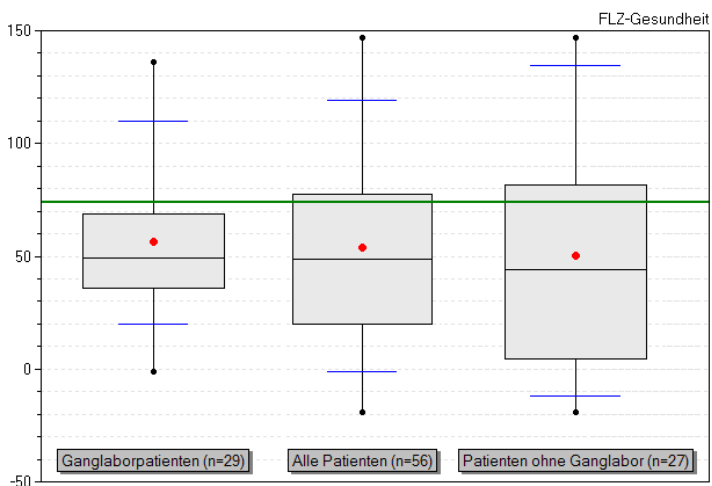


Tabelle 14 gibt für alle 33 Ganganalysepatienten ihre jeweils erreichten Gesamt-Score-Werte wieder, in den ersten beiden Spalten die Ergebnisse der Ganganalyse, in den letzten drei Spalten den Maryland-Foot-Score und die Werte der Fragebögen zur Lebenszufriedenheit. Bei den letzten beiden Fragebögen wurde zur groben Orientierung der mögliche Wertebereich in 4 gleiche Teile geteilt und die Farbschattierung in der Tabelle 14 entsprechend gewählt.

Es gibt Patienten, bei denen die Ganganalyse-Scores und der Maryland-Foot-Score weitgehend gleichermaßen gut oder ungünstig sind (P01, P03, P05, P06, P12, P15, P22, P25, P31), bei anderen gibt es erhebliche Unterschiede (P07, P21, P23, P24, P27, P32, P33). Die Antworten zur Lebenszufriedenheit weichen davon z.T. erheblich ab (P01, P12, P20, P27). Darin könnte sich z.B. eine grundsätzliche Lebenseinstellung des Patienten abbilden, die auch von behinderten Menschen bekannt ist: ob die erlebten Einschränkungen im Fokus des Selbstbildes stehen oder aber die Möglichkeiten, die trotz des Traumas noch geblieben sind.

Drei Patienten, bei denen der Funktionsscore sehr viel schlechter als der Struktur-score ist, äußerten während der Ganguntersuchungen Schmerzen im Bereich Fuß oder Sprunggelenk (P07, P32, P33). Ein ursächlicher Zusammenhang liegt nahe und kann nicht ausgeschlossen werden.

Tabelle 14 Vergleich der Gesamt-Scorewerte bei allen Patienten						
		Ganganalyse		Fragebogen		
Patient	m / w	Struktur	Funktion	MFS	Allgemein	Gesundheit
P01	W	5	5	3	71	61
P02	W	5	5	1	22	20
P03	W	2	2	1	48	48
P04	M	2	2			
P05	W	0	1	0	92	136
P06	W	0	1	0	88	109
P07	M	1	5	2	71	85
P08	M	2	1	2	55	36
P09	W	4	2	1	79	44
P10	M	4	0	2	18	49
P11	M	1	2	3	65	48
P12	M	5	5	3	89	54
P13	M	1	2	2	71	34
P14	M	0	1	2	65	36
P15	M	1	2	2	83	62
P16	M	2	1	3	48	42
P17	M	5	3	3	38	-1
P18	M	2	1			
P19	M	3	1	0	80	113
P20	W	5	2	2	53	55
P21	W	5	1	3	84	69
P22	M	5	5	3	54	5
P23	W	3	0	2	7	21
P24	M	5	1	1	77	65
P25	M	3	2	2	88	59
P26	M	3	1	1	71	73
P27	W	4	1	1	124	118
P28	M	5	2	2	45	89
P29	M	1	0	0	57	49
P30	W	3	1	2	-16	37
P31	W	5	5	2	11	19
P32	M	0	4			
P33	W	1	4			

Mit dem mittleren Ergebnis im MFS von 67.7 Punkten für das Gesamtkollektiv konnte eine ausreichende Note erzielt werden. Die Punkteverteilung lag im Mittel bei dem weiblichen Gesamtkollektiv bei 69.1 Punkten und bei dem männlichen Gesamtkollektiv bei 67.1 Punkten. Die prozentuale Verteilung der Ergebnisse im MFS zwischen diesen zwei Gruppen ist in Tabelle 15 aufgeführt (MUNARETTO [47]).

	0 (Sehr gut)	1 (Gut)	2 (Ausreichend)	3 (Misserfolg)
Männer	13.6%	27.3%	31.8%	27.3%
Frauen	22.2%	27.8%	33.3%	16.7%

In der Auswertung des Fragebogens über die Lebensqualität Allgemein, wurde auf den ersten Blick ersichtlich, dass Patienten des Gesamtkollektivs nach der Behandlung der Calcaneusfraktur im Bereich **Freizeit/ Hobbies** und noch deutlicher im Punkt **Gesundheit unzufriedener** als die Normbevölkerung sind. Insgesamt lag die allgemeine Zufriedenheit bei dem Gesamtkollektiv bei 85.1% der Norm (Gesamtkollektiv 51.5 Punkte, Normbevölkerung 60.5 Punkte) MUNARETTO [47].

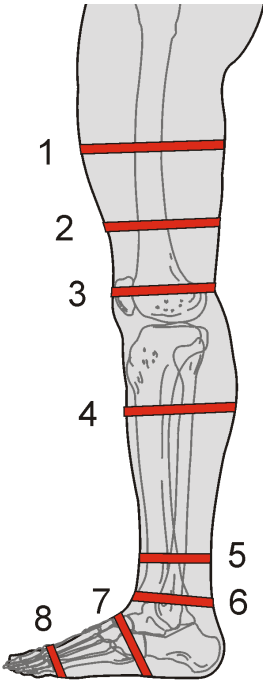
Bei der Auswertung des Fragebogens zur Gesundheit stellte sich die Zufriedenheit in den Bereichen **körperliche Leistungsfähigkeit** und **Beschwerde-/ Schmerzfreiheit** bei dem Gesamtkollektiv **erheblich schlechter** als bei der Normbevölkerung dar. Auch in den anderen Kategorien **Entspannungsfähigkeit/ Ausgeglichenheit, Energie/ Lebensfreude, Fortbewegung, Seh-/ Hörvermögen und Angstfreiheit** sind die Werte deutlich schlechter als die Vergleichswerte der Normbevölkerung (MUNARETTO [47]).

Zur genauen Analyse der Fragebogen vgl. MUNARETTO [47]

4.5 Klinische Untersuchung

In der klinischen Untersuchung wurden verschiedene anthropometrische Daten (vor allem Beinumfangswerte) und Bewegungsumfänge in den Gelenken aufgezeichnet.

Tabelle 16 stellt Differenzen der **Umfangswerte** zwischen verletztem und unverletztem Bein dar. Die größten Differenzen bestehen im mittleren Wadenbereich (gemessen 15 cm unter dem Knie). Im Mittel über alle einseitig verletzten Patienten zeigt sich eine Umfangsabnahme um $1,17 \pm 1,55$ cm. Über die Malleolen gemessen vergrößert sich der Umfang im Mittel um $0,88 \pm 1,32$ cm.

		Tabelle 16 Umfangaßmaße – Differenzen verletztes-unverletztes Bein		
		Mittelwert	Stdabw.	
	1	20 cm über dem medialen Kniegelenkspalt	-0,10 cm	1,42 cm
	2	10 cm über dem Knie	-0,28 cm	1,02 cm
	3	Kniegelenk Patellamitte	-0,26 cm	0,90 cm
	4	15 cm unter dem Knie	-1,17 cm	1,55 cm
	5	Geringster Umfang	0,00 cm	1,15 cm
	6	Malleolen	0,88 cm	1,32 cm
	7	Rist / Naviculare	0,26 cm	0,99 cm
	8	Metatarsaleköpfe	-0,07 cm	0,50 cm

Bewegungen in Dorsalextension und Plantarflexion (Normwerte zwischen 20 und 60 Grad) werden in der sagittale Achse gemessen und für den verletzten Fuß und den nichtverletzten Fuß in Tabelle 17a zusammengefasst. Tabelle 17b listet die entsprechenden Werte für Inversion (Normwert 30 Grad) und Eversion (Normwert 15 Grad). Zum Vergleich werden die Normwerte von Debrunner [16] angegeben.

Tabelle 17a Bewegungsumfang in Dorsalextension und Plantarflexion				
Zahlen in Grad	Verletzter Fuß		Nichtverletzter Fuß	
	Dorsalextension	Plantarflexion	Dorsalextension	Plantarflexion
Norm	20	60	20	60
Normwerte DEBRUNNER [16]	20 (40) ^{*)}	40 (50)	20 (40)	40 (50)
Diese Studie	15,7 ± 9,2	46,9 ± 18,6	19,1 ± 9,8	53,5 ± 11,3

^{*)} aktive und passive Beweglichkeit

Tabelle 17b Bewegungsumfang in Inversion und Eversion				
Zahlen in Grad	Verletzter Fuß		Nichtverletzter Fuß	
	Inversion	Eversion	Inversion	Eversion
Norm	30	15	30	15
Normwerte DEBRUNNER [16]	50 ^{*)}	40 ^{*)}	50	40
Diese Studie	20,9 ± 11,4	9,5 ± 5,9	26,4 ± 8,4	13,0 ± 4,4

^{*)} hier ist die Beweglichkeit bzgl. der USG-Achse gemeint

Andere Variablen, die in dieser klinischen Untersuchung aufgenommen wurden, zeigten nur begrenzt systematische Veränderungen. Nur 2 Patienten konnten keinen

Einbeinstand auf dem verletzten Fuß ausführen (Patienten P08 und P23), 3 konnten keinen **Gang auf den Zehen** (Toe walk) und nur einer keinen **Gang auf der Ferse** (Heel walk) durchführen (P20, P23 und ein weiterer Patient A beidseits nicht. Patient A hat nicht bei der Ganganalyse teilgenommen). 7 Patienten waren nicht in der Lage einen **Gang auf dem Fußaußenrand** (Außengang) auszuführen (P23, P20, Patient A, Patient B, P13, P14, P18), von diesen konnten 4 auch keinen **Fußinnenrandgang** durchführen.

Teilweise wurden die Variablen nach Charakteristika des funktionellen Scores *Merle d'Aubigne* definiert (SIEBERT [68]). Für Zehengang und Fersengang werden in dem Score 0 Punkte (Gangart nicht ausführbar) bis 2 Punkte (Gangart kann ausgeführt werden) vergeben. Die drei genannten Patienten würden danach je 0 Punkte erhalten und einer der Patienten zweimal 0 Punkte, da er weder den Zehen- noch den Fersengang durchführen konnte. Allerdings werden Zehen- und Fersen-Gang im funktionellen Score *Merle d'Aubigne* geringer gewichtet als Charakteristika wie Schmerzen und Barfußlaufen.

Nach dem derzeitigen Stand der Literatur wurde noch nichts über Außen- und Innengang von Patienten nach Calcaneusfrakturen publiziert, sodass ein Vergleich zu anderen Studienergebnissen nicht möglich ist.

4.6 Zusammenhänge zwischen Parametern / Korrelationen von Scores

In den vorhergehenden Kapiteln dieser Studie wurden mehrere Gruppen struktureller und funktioneller Parameter aufgelistet, für die jeweils eigene Bewertungs-Scores und zusammenfassende Bewertungen, die Gesamt-Scores (vgl. Kap. 4.3, S.103), definiert wurden (vgl. Abb. 1, S.12 und Kap. 3.9, S.64). Dies ermöglicht eine übersichtliche Bewertung der gesamten Ganganalyse und den Vergleich der Gesamt-Score-Werte in Korrelationen miteinander (siehe Abb. 72).

Es wurden Korrelationsanalysen von einzelnen Parametern untereinander und auch Korrelationen mit den gebildeten gesamten Scores durchgeführt. Wie in der Literatur beschrieben, wurde eine Korrelation als hoch interpretiert, wenn der Korrelationskoeffizient $R \geq 0,75$ ist, eine mittlere Korrelation, wenn R zwischen 0,75 und 0,5 liegt und eine geringe Korrelation, wenn $R < 0,5$ ist (WESTPHAL [79]).

4.6.1 Beispiele von Zusammenhängen zwischen einzelnen Parametern

Das Streudiagramm Abb. 68a zeigt den Zusammenhang zwischen der Vergrößerung der **Mittelfußbreite im Pedogramm** und der Verringerung des **maximalen OSG-Moments**, zwei zentralen Parametern von Fußstruktur bzw. -Funktion. Dargestellt werden die Werte der 25 einseitig verletzten Patienten (ohne Patient P12).

Die grüne Markierung hebt den Bereich sehr guter Ergebnisse der Patienten sowohl bzgl. der strukturellen Parameter (Mittelfußbreite) als auch bzgl. der funktionellen Parameter (OSG-Moment) hervor. Die Ellipse nach rechts markiert eine Gruppe von Patienten, die kein oder nur geringes Defizit im OSG Moment des verletzten Fußes

zeigt, und damit keinen Hinweis auf funktionelle Einschränkungen, dafür aber mehr oder weniger deutliche ausgeprägte Verbreiterungen des Mittelfußes im Vergleich verletztem zu nicht verletztem Fuß. Die Ellipse nach unten im Diagramm markiert eine dritte, aber kleinere, Gruppe Patienten, die keine oder nur geringe Mittelfußverbreiterung aufweist, dafür aber ausgeprägte Defizite des maximalen OSG-Moments auf der verletzten Seite.

Diese teilweise Unabhängigkeit gilt auch für die anderen strukturellen und funktionellen Parameter. Das Diagramm Abb. 68b zeigt als weiteres Beispiel den Zusammenhang zwischen der Vergrößerung der **maximalen Mittelfußlast** und der Verringerung des **integralen OSG-Moments**.

Abb. 68a Graphische Gegenüberstellung zwischen einem **strukturellen Parameter** (Vergrößerung der Mittelfußbreite im Pedogramm) und einem **funktionellen Parameter** (OSG-Moment) aus der Ganganalyse, einseitig verletzte Patienten.

Strukturelle und funktionelle Veränderungen treten offenbar nicht immer gemeinsam auf.

(Im gestrichelten Bereich lägen einzelne Patienten die doppel-seitig verletzt sind – P01, P22- oder für die ein Seitenvergleich nicht möglich ist -P12, P31)

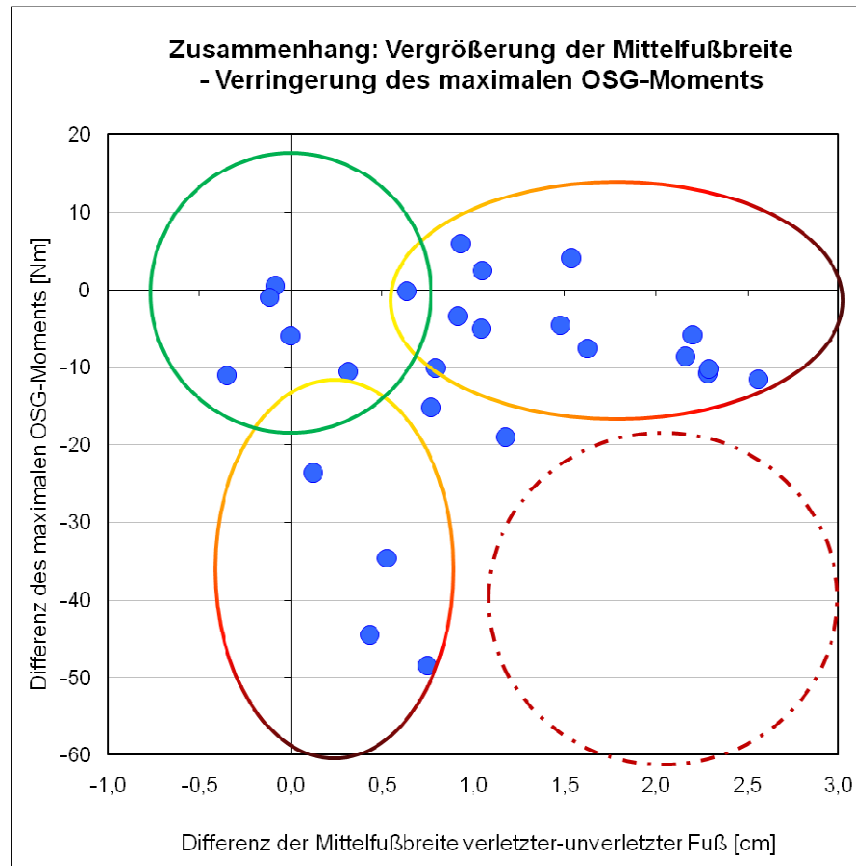
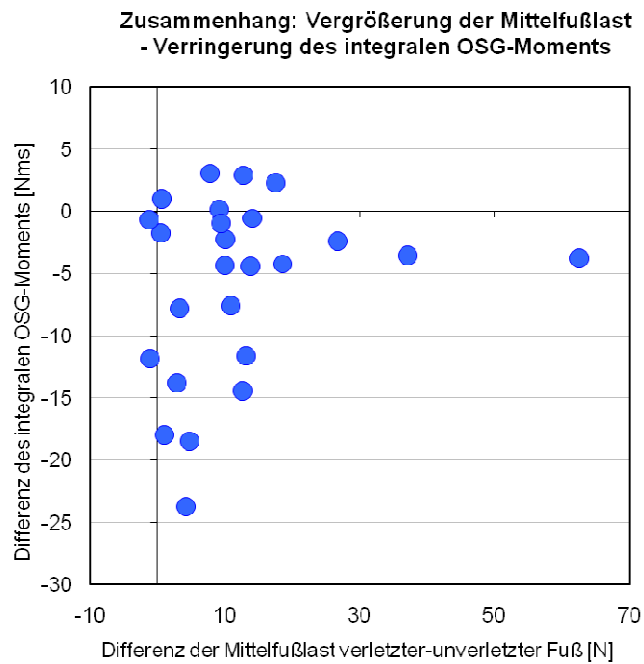


Abb. 68b Entsprechend Abb. 68a, graphische Gegenüberstellung zwischen maximaler Mittelfußlast und integralem OSG-Moment als weiteres Beispiel für die Unabhängigkeit **struktureller und funktioneller Parameter**. Beide Parameter jeweils in der Seitendifferenz verletzte – nichtverletzte Seite.

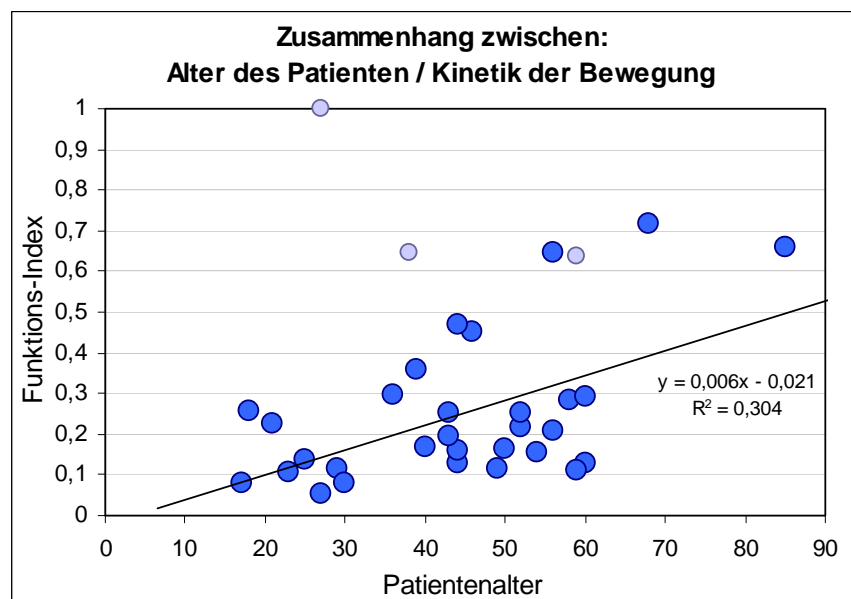


Die gemessenen Gangparameter hängen vermutlich auch von verschiedenen anthropometrischen Daten der Patienten ab. Abb. 69 gibt als Beispiel den Zusammenhang zwischen dem **Indexwert der Kinetik der Bewegung** (Definition in Abb. 48 S. 75) und dem **Alter des Patienten** wieder. Es zeigt sich eine Tendenz ($R = 0,55$) zur Verschlechterung der Kinetik mit zunehmendem Alter des Patienten. Der Indexwert der Kinetik berechnet sich aus Unsymmetrien der Kraftparameter, vor allem des OSG-Moments, zwischen verletztem und nicht verletztem Fuß und dem gewichtsbereinigten Vergleich mit den Normalprobanden, darf also nicht verwechselt werden mit der Größe der Kraft selbst, die bei älteren Menschen erwartungsgemäß abnimmt.

Abb. 69 Zusammenhang zwischen dem Indexwert der Kinetik der Bewegung (Definition in Abb. 48 S. 75) und dem Alter des Patienten.

Rank Correlation coefficient
 $R = 0.400$
 $N = 30$

Correlation coefficient
 $R = 0.551$
 $N = 30$
 $p \leq 0.0017$



3 Patienten (hell markiert, vgl. Kap. 3.10 S. 76) werden von der Berechnung der Trendlinie ausgeschlossen: P01 ist nur mit Unterstützung gehfähig, Neuropathie, P12 mit polytraumatischem Verletzungsbild, P31 unterschenkelamputiert.

Stellungsänderungen in der Geometrie des Fußskeletts nach einer Calcaneusfraktur können dazu führen, dass die Gesamtlänge von Achillessehne und Wadenmuskulatur nicht mehr optimal auf die Skelettverhältnisse angepasst ist. Dadurch kann die Achillessehne funktionell zu lang erscheinen und die Wadenmuskulatur nicht mehr in ihrem optimalen Kontraktionsbereich arbeiten, sich eventuell abschwächen und Volumen verlieren. Dazu wird in Abb. 70 ein möglicher Zusammenhang zwischen dem Defizit beim **OSG-Moment** und dem **Waden-Umfang** untersucht. Es zeigt sich allerdings nur eine geringe Korrelation zwischen diesen beiden Parametern ($R = 0.314$), die Tendenz zur Abnahme bei beiden Parametern ist aber eindeutig. Der Wadenumfang wird natürlich nur z.T. vom Muskelvolumen bzw. –Querschnitt bestimmt.

Anmerkung: Das Maximum des OSG-Moments bei gesunden Probanden ist etwa Körpergewicht in Newton mal $\frac{1}{2}$ Fußlänge in Meter.

Ein Beispiel: Ein Patient mit 75 kg Gewicht und Schuhgröße 41 (Fußlänge = 0.26 m) hätte folgenden Durchschnitts-Erwartungswert für das Maximum des OSG-Moments:

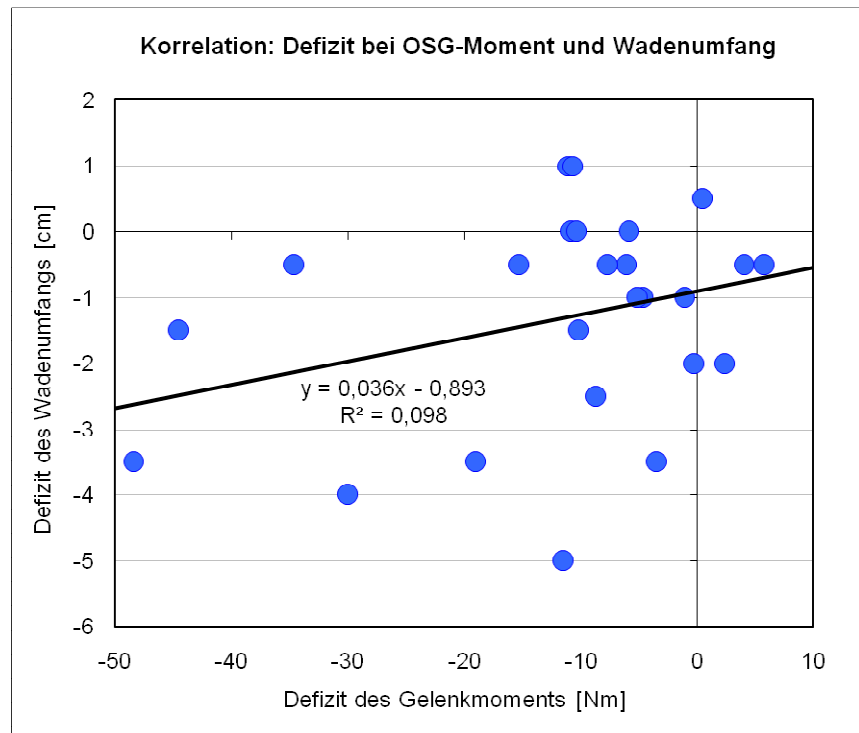
$$M_{\text{OSGx}} = \frac{1}{2} * 75 \text{ kg} * 9,81\text{m/s}^2 * 0,27 \text{ m} = 96 \text{ Nm}$$

Ein Defizit beim OSG-Moment von 50 Nm (wie bei den Extremfällen in Abb. 70) entspricht also etwa der Hälfte der natürlichen Funktion.

Abb. 70 Zusammenhang zwischen Defizit beim OSG-Moment und dem Defizit beim Wadenumfang.
(jeweils Differenz verletzte Seite – gesunde Seite)

Rank Correlation coefficient
R = 0.186
N = 25

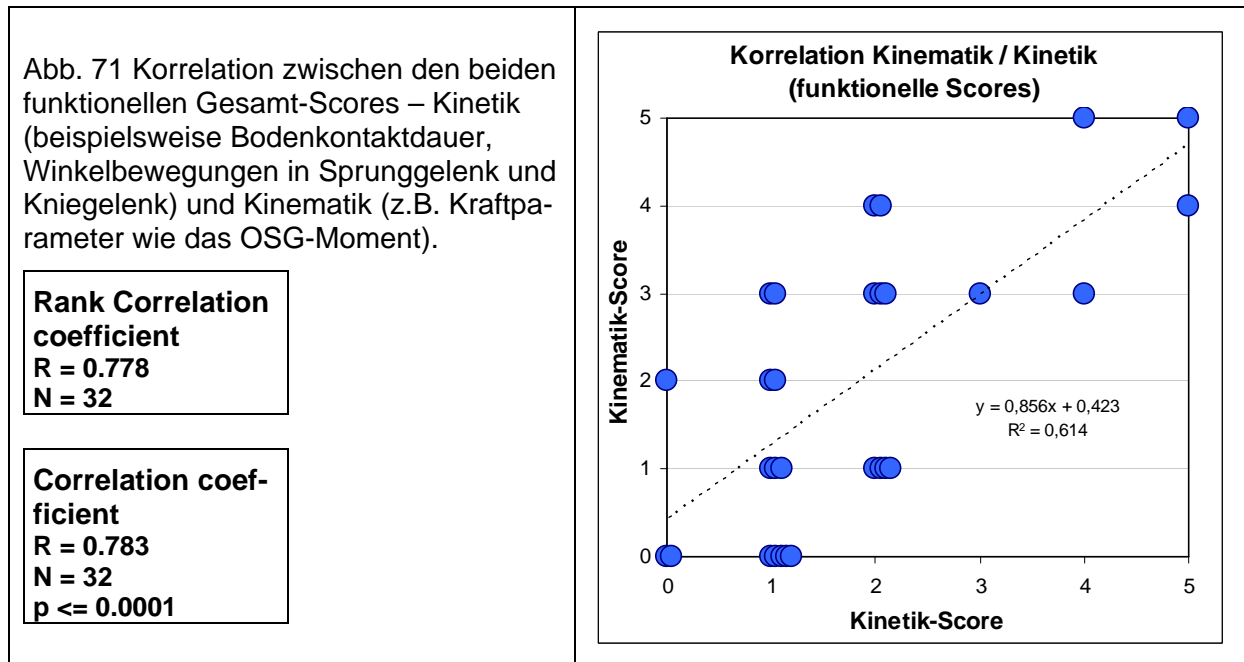
Correlation coefficient
R = 0.314
N = 25
p <= 0.1272



Der Vergleich zwischen den Scores **kinetischer Parameter** (Kraftparameter wie OSG-Moment) und **kinematischer funktioneller Parameter** (beispielsweise Bodenkontaktdauer) wird in Abb. 71 dargestellt. Es ergibt sich erwartungsgemäß eine bessere Korrelation ($R = 0.7$).

Dieses Ergebnis entspricht den Literaturangaben von Wu [83]. Erwartet werden kann dieser Zusammenhang, weil normale kinetische Werte, z.B. Kraftparameter wie das

OSG-Moment, normale Gehgeschwindigkeit, d.h. normale Bodenkontaktzeiten und allgemein normale Bewegungsabläufe, zur Folge haben.



4.6.2 Korrelationen der Gesamtscores

Abb. 72 fasst die Korrelationen der verschiedenen Scorewerte untereinander in einer Matrix zusammen. Bei der Interpretation ist natürlich Zurückhaltung angebracht. Bei einer umfangreichen Korrelationsmatrix mit vielen Zahlenwerten werden immer zufällig einzelne Werte signifikant erscheinen. Das Augenmerk dann genau auf diese Einzelwerte zu richten kann sehr leicht zu voreiligen Interpretationen führen.

Die Werte in der Matrix Abb. 72 lassen insgesamt keine hochsignifikanten Zusammenhänge erkennen, die über eine gewisse Tendenz hinausgehen. In allen Fällen gibt es zumindest einen nicht unerheblichen Anteil an Patienten, bei denen die Verhältnisse genau anders herum liegen als bei der Gesamttendenz. Rückschlüsse im Einzelfall sind somit nicht zulässig.

Es gibt aber dennoch einzelne interessante Zusammenhänge: Die **Korrelation zwischen Struktur- und Funktionsscore** ist besonders wenig ausgeprägt ($R = 0.24$). Das deutete sich ja bereits am Vergleich einzelner Struktur- und Funktionsparameter in Abb. 68, S. 112 an. Strukturelle Veränderungen des Fußes und Funktionseinschränkungen treten bei vielen Patienten offenbar unabhängig voneinander auf.

Beim **Rating durch den Patienten** selbst wird die Situation eher noch unklarer. Zwischen den Fragebögenangaben und den Ganganalyseergebnissen gibt es bestenfalls mäßige Übereinstimmungen. Dabei ist der Zusammenhang mit dem Maryland-Foot-Score noch am höchsten, die Fragen zur Lebensqualität mit geringem Zusammenhang.

Korrelationen

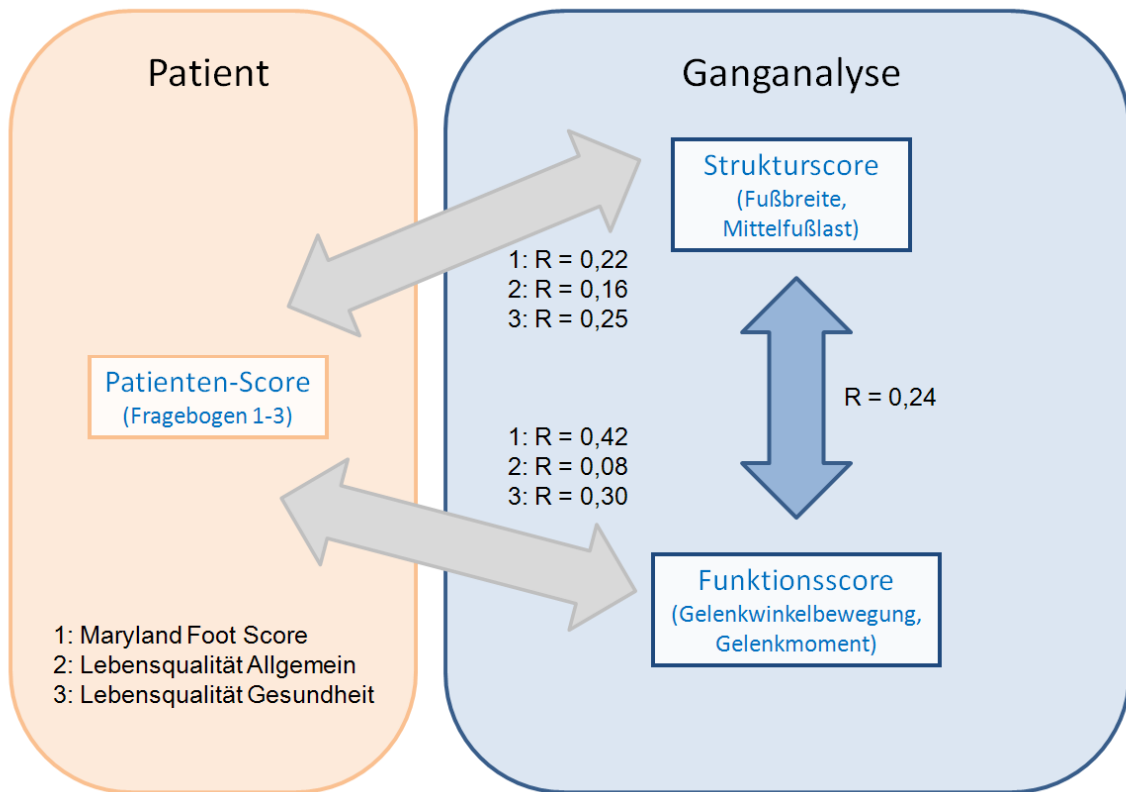


Abb. 72 Korrelationsmatrix zwischen den Parameterscores der Ganganalyse und den drei Patienten-Scores (Fragebögen).

5 Diskussion

Obwohl Calcaneusfrakturen nur etwa 2% aller Frakturen des menschlichen Skeletts ausmachen, bedingen sie als häufigste Frakturen des Tarsus überproportional hohe Dauerschäden. Nach der Rehabilitationsstatistik der gewerblichen Berufsgenossenschaften von 1990 ist entsprechend einer Analyse von 1.131.582 Unfällen die Calcaneusfraktur von allen Brüchen des menschlichen Skeletts diejenige, die den höchsten MdE-Index aufweist. Das heißt, 72,3% aller Patienten, die eine Calcaneusfraktur erleiden, sind dauergeschädigt und dies in einer Höhe von im Mittel 25,5% MdE. Diese Zahlen zeigen die hohe medizinische und volkswirtschaftliche Bedeutung der Verletzung bei den meist jungen und im Arbeitsleben stehenden Patienten. Behandlungsziel bei Calcaneusfrakturen ist die anatomische Rekonstruktion des Calcaneus einschließlich der betroffenen Gelenke, der Rückfußachse und des Fußgewölbes, um wieder eine beschwerdefreie Funktion des Fußes zu erreichen (SCHOPER [66], ZWIPP [87]).

Bei der Behandlung von intraartikulären Calcaneusfrakturen wird immer wieder die Frage gestellt und kontrovers diskutiert, ob operativ oder konservativ behandelt werden soll. Die Literaturübersicht zeigt eine Vielzahl von Veröffentlichungen, die sich hiermit beschäftigen. Oft fällt aber der direkte Vergleich der Ergebnisse schwer, da die Bewertungen zu unterschiedlich sind, klinische und radiologische Scores geben nur bedingt über das tatsächliche objektive Resultat Aufschluss (SIEGMETH [69]).

1955 beschäftigte sich BARNARD [3] mit den Ergebnissen nach Calcaneusfrakturen mit Beteiligung des subtalaren Gelenks nach konservativer Therapie. Diese Studie war mit eine der ersten, die befriedigende Ergebnisse bei diesem Frakturtyp ohne operative Intervention zeigten. Aber auch später, 1984, beschreibt POZO [53] in seiner retrospektiven Studie über 21 Patienten mit Type C Frakturen nach der Watson-Jones Klassifikation, die konservativ behandelt wurden. 17 Patienten (81%) kehrten auf ihren Arbeitsplatz zurück. Nur 4 (19%) klagten über signifikante Schmerzen. 16 (76%) behielten keine Einschränkung in der Funktion zurück. Objektiv ergaben sich nach der Evaluation nach Rowe gute Ergebnisse in 16 von 21 (76%) und schlechte Ergebnisse in 5 (24%) Fällen.

Eine prospektive Studie von PARMAR [50] 1993 berichtete über den Vergleich des Behandlungsvorgehens von operativen und konservativen Therapien bei 66 Patienten mit intra-artikulären Calcaneusfrakturen. Nach durchschnittlich 23 Monaten zeigten sich in dieser Studie keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Therapieformen. In einer vergleichenden, prospektiven, randomisiert kontrollierten Multi-center-Studie in Kanada untersuchte BUCKLEY [11] 512 Patienten, bei denen 218 Calcaneusfrakturen konservativ behandelt und 206 operiert wurden. Basierend auf subjektiven und objektiven Erfolgsmessungen zeigte sich keine Überlegenheit der operativen Therapie im Vergleich zu konservativen Maßnahmen. Nur nach vorsichtiger Stratifizierung des Patientenkollektivs und der Information über den klinischen Outcome wurden Besonderheiten festgestellt, die das operative Vorgehen unterstützen. Nach einer statistischen Analyse zeigte sich, dass Frauen, Patienten, die nicht einer Berufsgenossenschaft angehören, junge Männer, Patienten mit Frakturen und vergrößertem Böhlerwinkel, Patienten mit leichten Arbeitsbelastungen und Patienten mit einzelner, einfacher intra-artikulärer Calcaneusfraktur bessere Ergebnisse nach einer operativen Therapie aufweisen.

Obwohl die Diskussion über die Behandlung von intraartikulären Calcaneusfrakturen weiterhin kontrovers geführt wird, dominiert das operative Vorgehen die gegenwärtige Philosophie (GAVLIK [22]).

1996 wurde eine prospektiv randomisierte Studie von THORDARSON [76] veröffentlicht, die den Vergleich zwischen Ergebnissen einer operativen Therapie und konservativer Therapie bei intra-artikulären Calcaneusfrakturen durchführte. Diese Studie ergab eindeutige bessere Ergebnisse in der operierten Gruppe - 80% der Ergebnisse waren sehr gut oder gut. CLARE [14] untersuchte durchschnittlich 5,3 Jahre nach Behandlung ein Kollektiv von 40 Patienten, die eine Fehlheilung der Calcaneusfraktur nach konservativer Therapie erlitten und anschließend nach einem standardisierten Behandlungsprotokoll, basierend auf der Klassifikation von Stephens und Sanders, operiert worden waren. Die Ergebnisse dieser Studie führten zu der Aussage, dass die operative Behandlung von akuten, intraartikulären Calcaneusfrakturen durch erfahrene Chirurgen eine Reduktion der artikulären Gelenkflächen, genaue Wiederherstellung der talocalcarearen Höhe und der neutralen oder leicht valgischen Stellung des Rückfußes erreichen konnte. LEUNG [38] untersuchte nach durchschnittlich 2,92 Jahren, 44 Patienten mit intra-artikulären Calcaneusfrakturen nach operativer Therapie und 19 Patienten nach konservativer Therapie. Die klinischen Ergebnisse und die Schmerzsymptomatik zeigten eindeutig bessere Ergebnisse in der operierten Gruppe. In der Studie von BÉZES [5] wurden 257 intraartikuläre Calcaneusfrakturen operativ behandelt und nach durchschnittlich 3,25 Jahren nachuntersucht. Gute und sehr gute funktionelle Ergebnisse wurden mit einer Häufigkeit von 85% angegeben, trotz angegebener verminderter Mobilität des subtalaren Gelenks in 50% der Fälle. Auch in Nachuntersuchungen zehn Jahre nach operativem Vorgehen zeigte die Studie von MELCHER [40], dass 75% der Patienten mit intra-artikulären Calcaneusfrakturen sehr gute und gute Ergebnisse angaben.

Die Therapie der intraartikulären dislozierten Calcaneusfraktur stellt weiterhin eine Herausforderung an den Unfallchirurgen dar. Die Resultate der konservativen Behandlungen nach geschlossenen Repositionsmanövern sind meistens unbefriedigend. Die offene Wiederherstellung des Calcaneus mit funktioneller Nachbehandlung etabliert sich zunehmend, aber dennoch sind trotz ausgefeilter funktioneller Therapien und aufwendiger operativer Rekonstruktionen die Kurz- und Langzeitergebnisse nach wie vor noch nicht völlig befriedigend sind (BOACK [6], BRAUER [10], PROKOP [54]).

Westphal beschreibt, dass die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der Calcaneusfraktur und die Einführung der CT-Diagnostik in den letzten 20 Jahren zu einer Reaktivierung der operativen Behandlung geführt haben. Diese Entwicklung habe zweifelsfrei eine deutliche Verbesserung der Behandlungsergebnisse bewirkt. Dennoch zeigt die klinische Erfahrung, dass nach wie vor zahlreiche Patienten z. T. erhebliche funktionelle und soziale Einschränkungen nach Calcaneusfrakturen hinnehmen müssen. Dies drückt sich in Entschädigungsleistungen der gesetzlichen und privaten Unfallversicherungen, aber auch in der Notwendigkeit zur beruflichen Neuorientierung bis hin zur Erwerbslosigkeit aus. Vor diesem Hintergrund stellt sich die Frage, ob die gebräuchlichen Methoden zur Messung von Behandlungsergebnissen nach Calcaneusfrakturen in der Lage sind, alle unfallbedingten Gesundheitsveränderungen zu erfassen oder ob sie nicht durch Instrumente ergänzt werden sollten, die alle Bereiche des Outcome messen (WESTPHAL [79]).

In der vorliegenden Studie sollte überprüft werden, ob die quantitative Bewertung durch die Ganganalyse, sowohl hinsichtlich strukturell/anatomischer Gesichtspunkte als auch hinsichtlich der funktionellen Wiederherstellung, einen Zugewinn an Infor-

mation und einen Fortschritt in der Fraktüreinschätzung und der Bewertung der unfallbedingten Gesundheitsveränderung bringen könnte.

Außerdem sollte überprüft werden, ob diese quantitative Bewertung der Ganganalyse mit der qualitativen Bewertung durch die Patienten in Fragebögen hinsichtlich ihres Wohlbefindens miteinander korrelieren.

Der messtechnische Aufwand sollte ganz bewusst auf möglichst niedrigem Niveau gehalten werden. Die Patienten brauchten nur mehrmals barfuß über die Druckverteilungs-Messplattform gehen, Vorbereitungen oder die Ausführung anstrengender Bewegungsmuster waren nicht erforderlich. Bei ausreichender Geduld und Bereitschaft des Patienten wurden gegebenenfalls noch Bodenkraftmessungen, und dadurch die zusätzliche Bestimmung der Horizontalkräfte, und Filmaufnahmen der Gelenkwinkelbewegungen beim Gehen auf dem Laufband gemacht. Die Ganganalyse im umfassenderen Sinne mit vollständiger 3D-Videobewegungsanalyse, beispielsweise mit Infrarotmarkersystem, etc. wurde als für die klinische Routine unvertretbar aufwändig eingeschätzt. Da sich das Interesse in dieser Studie in erster Linie auf den Bereich Fuß und Sprunggelenk fokussiert, ist dieser Mehraufwand auch gar nicht nötig. Mit entsprechender Verarbeitung der Daten der seit langem in der Fußdiagnostik bewährten plantaren Druckverteilungsmessung lassen sich die wesentlichsten Kenngrößen zur Beschreibung der Fußabrollung auch allein aus der plantaren Druckverteilungsmessung ableiten (vgl. MITTERNACHT [42]).

Ein Aspekt dieser Arbeit war eben auch der Nachweis, ob mit einfachen und schnellen Mitteln zielgerichtet aussagekräftige Informationen über Veränderungen am Gangbild nach Verletzungen von Fuß und Sprunggelenk und speziell nach Calcaneusfrakturen gewonnen werden können, um möglichst kostengünstig und effektiv Behandlungsergebnisse beurteilen zu können.

Die klinische Ganganalyse hat lange unter dem Dilemma gelitten und leidet auch heute noch oft darunter, dass zahlreiche und oft aufwändige technische Verfahren und Neuerungen zur Analyse von Teilkomponenten des humanen Gangs präsentiert wurden – häufig, ohne dass sich hieraus ein unmittelbarer klinischer Nutzen herleiten ließ. („**technology searching for application**“, MITTLMEIER [44]). Oft stockt oder scheitert der Fluss relevanter Informationen vom Ganganalysespezialisten oder -Laboranten zum klinisch tätigen Arzt an der Flut der anfallenden Daten, die häufig vor allem aus abstrakten Messkurven oder gar Zahlenkolonnen bestehen und die einen anschaulich nachvollziehbaren Bezug zur Erkrankung kaum erkennen lassen.

In dieser Studie wurde versucht, bewusst den umgekehrten Weg zu gehen: Die Fragestellung war primär, die Messapparatur wurde entsprechend dem angenommenen größten Nutzen bei möglichst minimalem Aufwand gewählt. Dabei waren natürlich wissenschaftliche Standards einzuhalten.

5.1 Methodendiskussion

Vier Gründe rechtfertigen den klinischen Einsatz eines Ganganalyseverfahrens:

- die **Diagnosesicherung**,
- die **Bewertung des Schweregrades einer Erkrankung oder Verletzung**,
- die **Selektion der Therapie** und
- die **Abschätzung der Prognose**.

Hiermit kann die Gangfunktion von Patienten mit Beschwerden nach Verletzungen sowie vor und nach operativen Korrekturingriffen im Sinne der objektiven Qualitäts- und Erfolgskontrolle untersucht werden. Der Erfolg von Rehabilitationsmaßnahmen kann überprüft und die Auswirkungen orthopädischer Hilfsmittel (Schuhwerk, Einlagen, Orthesen) getestet werden (MITTLMEIER [44]). In diesem Sinne werden im **Ganglabor der Orthopädischen Klinik** und im assoziierten **Ganglabor des ICP München** Bewegungsanalysen nicht nur an Patienten prä- und postoperativ, sondern auch zur Diagnostik, Erfolgskontrolle und Schuh-/Einlagenversorgung durchgeführt. Krankheitsbedingte Gangbildveränderungen lassen sich auf diese Weise objektiv darstellen, quantifizieren und in ihrem Verlauf kontrollieren und tragen damit zur Qualitätssicherung im klinischen Ablauf bei.

In dieser Studie wurden drei Messsysteme eingesetzt, die **plantare Druckverteilungsmessung beim Barfußgehen** (vgl. Kap. 3.8.3, S. 55), die 3-komponentige **Bodenkraftmessung** (Kap. 3.8.2, S. 50) und die **2D-Videobewegungsanalyse** mit einer Kamera bei Gehen auf dem Laufband (Kap. 3.8.1, S. 46).

Zwar wurden bei den meisten Patienten Messungen mit einer Bodenkraftmessplatte durchgeführt und ausgewertet, dabei ergaben sich allerdings keine Ergebnisse, die über die Erkenntnisse aus der plantaren Druckverteilung hinausgehen. Die horizontalen Bodenkräfte, die mit Kraftmessplatten gemessen werden können, nicht aber mit Druckmessplatten, verändern sich eher bei Erkrankungen von Knie- und Hüftgelenk, weniger bei Problemen im Bereich Sprunggelenk.¹⁸

Die Bodenkraftmessung für sich allein ist nur in Ausnahmefällen anschaulich interpretierbar. Die Zuordnung der Kurvenform zum Krankheitsbild ist selten eindeutig, die Bodenkraftmessung ist meistens nur in Kombination mit der Video-Bewegungsanalyse sinnvoll, nur dann sind z.B. Gelenkmomente darstellbar.

Die Bodenkraftmessung gibt außerdem nur die Gesamtkräfte an der Schnittstelle zwischen Körper und Untergrund an, die nur ungenaue Rückschlüsse auf die lokalen Belastungen am Fuß zulassen. Eine lokal differenzierte Belastungsanalyse wird erst durch Druckverteilungsmessungen ermöglicht.

¹⁸ Man kann sich das leicht anschaulich machen: Beim Stehen hat eine Bewegung im Hüftgelenk oder im Kniegelenk eine Horizontalbewegung des Fußes zum Boden zur Folge und damit horizontale Kräfte. Eine Flexionsbewegung im Sprunggelenk drückt dagegen den Vorfuß senkrecht nach unten gegen den Boden und erzeugt Vertikalkräfte.

Ausbaustufen einer einfachen Ganganalyse

- I Die plantare Druckverteilungsmessung ist am einfachsten und schnellsten aufzuzeichnen und brachte in dieser Studie den größten Erkenntnisgewinn hinsichtlich möglicher Funktionseinschränkungen und struktureller Veränderungen des Fußes und Sprunggelenks. Die kommerziell erhältlichen Systeme bieten automatisch die anschauliche Darstellung der gemessenen Druckverteilung (vergleichbar wie in Abb. 73, I), außerdem die Integration der Druckverteilung zur vertikalen Bodenkraftkurve, Druckmaximasuche, etc. und meistens eine integrierte Datenbank zur Verwaltung der Datensätze.
- II Das OSG-Moment (Abb. 73, II) wird von den kommerziellen Systemen nicht bestimmt, dazu muss wie in dieser Studie ein entsprechendes Weiterverarbeitungs- bzw. Analyseprogramm geschrieben und ins Messsystem integriert werden. Auf eine konkrete Anfrage sollten aber auch die Hersteller zur entsprechenden Erweiterung ihrer Systeme bereit sein. Zur Not lässt sich eine Reduktion des Moments auch an der Rückverlagerung der Ganglinie und einer möglichen Entlastung des Vorfußes zumindest qualitativ nachvollziehen (wie das z.B. von BESCH [4] und SIEGMETH [69], vgl. Tabelle 18, S. 124, gemacht wird).

Die Bodenkraftmessung mit Kraftmessplatten erwies sich in dieser Studie als nicht zusätzlich hilfreich. In Kapitel 3.8.2, S. 50 wurde das Prinzip zwar ausführlich beschrieben, allerdings in erster Linie nur, weil sich die Biomechanik und die beim Gehen entstehenden Bodenkräfte so anschaulicher und logischer erklären lassen. Bei Untersuchungen am Fuß und Sprunggelenk ist die plantare Druckverteilungsmessung sogar hilfreicher. Aus der Druckverteilung lassen sich die vertikale Komponente der Bodenkraft und der Ansatzpunkt des Kraftvektors exakt berechnen. Die plantare Druckverteilung ermöglicht darüber hinaus sogar die Aufschlüsselung der Bodenkraft auf die Anteile der verschiedenen Fußareale. Die bei der Druckverteilung, verlorengelassenen Horizontalkräfte sind bei normaler Gehgeschwindigkeit von untergeordneter Größe.

- III Grundsätzlich sinnvoll ist die Aufzeichnung der Bewegungsabläufe mit einer digitalen Videokamera zur Dokumentation und qualitativen Untersuchung von Fehlbewegungen in Sprung- und Kniegelenk (Abb. 73, III). Alle modernen Druckmesssysteme ermöglichen die synchrone Aufnahme des Bewegungsablaufs gleichzeitig zur plantaren Druckmessung.
- IV Für die quantitative Vermessung von Gelenkwinkelverläufen im Bewegungszyklus muss mit lichtreflektierenden Markern und einem Video-Bewegungsanalysesystem gearbeitet werden (Abb. 73, IV). Die kommerziellen Systeme sind allerdings sehr teuer.

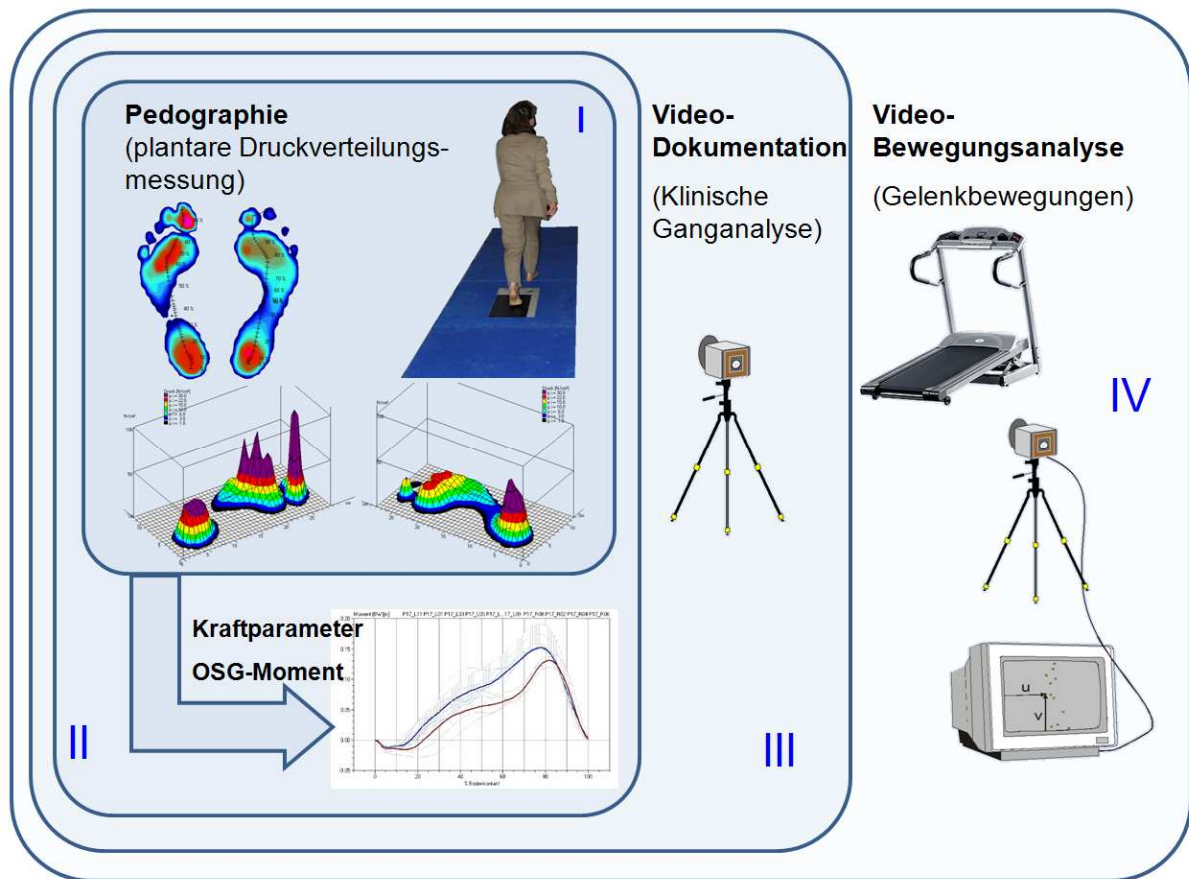


Abb. 73 Ein minimales Ganglabor zur einfachen Nachuntersuchung nach Calcaneusfrakturen (und vergleichbaren Fragestellungen), verschiedene Ausbaustufen.
 I: ausschließlich Pedographie und Interpretation der plantaren Druckverteilung,
 II: Pedographie und rechnerische Ableitung der Kraftparameter, vor allem OSG-Moment,
 III: zusätzliche Video-Dokumentation,
 IV: zusätzliche einfache 2D-Video-Bewegungsanalyse zur quantitativen Messung der Winkelbewegungen.

5.2 Wahl der Mess-Parameter

Der Fuß ist der am stärksten belastete Körperteil des Menschen. Das Gewicht aller anderen Körperteile wird durch ihn auf den Boden übertragen. Zur Beschreibung der funktionellen Wiederherstellung nach Fußverletzungen ist es deshalb sinnvoll und unbedingt erforderlich, diese auftretenden Kräfte und ihre Verteilung über die Kontaktfläche des Fußes zum Boden zu erfassen. Auch von fast allen anderen Autoren die sich mit der Wiederherstellung nach Fußverletzungen, insbesondere nach Calcaneusfrakturen, befassen, werden solche Bodenkraft- oder Druckverteilungsmessungen gemacht (vgl. Tabelle 18 Messparameter-Wahl).

Alle Autoren wie auch in dieser Studie führen Messungen ausschließlich am gehenden Patienten durch. Die Funktion des menschlichen Bewegungsapparats kann man sinnvoll nur in der Bewegung untersuchen. Nicht alle Parameter, die im Zusammenhang mit der Calcaneusfraktur sehr interessant wären, lassen sich dann auch tatsächlich messen. Beispielsweise sind Gelenkwinkelbewegungen nur im OSG von außen zu erkennen. Vor allem in der Sport-Bewegungsanalyse wird gelegentlich versucht, die Varus/Valgusstellung der Ferse mit der sogenannten *Rearfoot-Analyse* zu messen (NIGG [49]).

Diese Messungen sind aber sehr umstritten und nur von geringer Verlässlichkeit. KITAOKA [32] misst als einziger Autor in Tabelle 18 auch die Inversion / Eversion im USG, allerdings mit elektronischen am Patienten angebrachten Goniometern.

Beim genauen Prozedere der Messung und der Datenbewertung unterscheiden sich die Autoren aber. Dies ist durch das vorhandene Messequipment bedingt, aber auch durch die vom jeweiligen Hersteller mitgelieferte oder selbst entwickelte Auswertungs-Software. Tabelle 18 fasst die von verschiedenen Autoren untersuchten Ganganalyseparameter zusammen.

Am einfachsten, auch für den Patienten, ist die plantare Druckverteilungsmessung, die von 5 Autoren in Tabelle 18 eingesetzt wird. Autoren mit sehr aufwändigen Messsystemen (BOZKURT [8], CATANI [13], KITAOKA [32]) untersuchen nicht zufällig besonders wenige Patienten.

Besch [4] verwendet als einziger Autor ein System mit Druckverteilungsmesssohlen zum Einlegen in den Schuh, das ebenfalls sehr einfach handzuhaben ist. Die Messung im Schuh hat Vorteile: viele Patienten sind es nicht gewohnt, barfuß zu gehen, es lässt sich viel leichter eine größere Zahl Schritte aufzeichnen und die Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge etc. erfassen.¹⁹ Allerdings mischen sich in die Ergebnisse die Eigenschaften des patienteneigenen Schuhs, die im Zusammenhang mit der Verletzungsnachkontrolle gar nicht interessieren. Bei einem unsymmetrischen Gangbild oder unsymmetrischer Fußstruktur verändert sich der Schuh belastungsabhängig und verfälscht damit auch den Seitenvergleich der Messparameter. Deshalb wurde in dieser Studie dieses Messsystem nicht verwendet, sondern nur Messungen beim Barfußgehen über eine im Boden eingebaute Platte durchgeführt.

¹⁹ Im Ganglabor des Klinikums rechts der Isar und Spastiker-Zentrums München werden bei stärker gehbehinderten Patienten, z.B. bei Spastiken infolge infantiler Zerebralparese, ebenfalls überwiegend Druckverteilungsmessungen im Schuh durchgeführt.

Tabelle 18 Messparameter-Wahl																		
Autor		Patient		Mess-Parameter														
				Pedographie						Bodenkraft			Videoanalyse					
Publicationsdatum	Patienten n =	Kontrollgruppe n =	Druckmaxima ¹⁾	Ganglinie ²⁾	Mittelfußbreite	Bodenkontaktdauer	Fersenkontaktdauer	Kraft / Lastanteile	Mittelfußlast	OSG-Moment	3 Bodenkräfte ³⁾	Ganglinie ⁴⁾	Bodenkontaktdauer ⁴⁾	Ganggeschwindigkeit ⁵⁾	Schrittlänge ⁵⁾	Bodenkontaktdauer ^{4) 5)}	Gelenkwinkel	OSG-Moment ⁶⁾
BESCH [4]	2008	55	+	+	+	(+)	+	-	-	-	-	-	-	+	+	+	-	-
BOZKURT [8] ⁷⁾	2004	21	21	-	-	-	-	-	-	-	+	(+)	+	(+)	(+)	+	+	+
CATANI [13] ⁸⁾	1999	14	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+
DAVIES [15]	2003	12	-	+	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
DUDKIEWICZ [17]	2002	22	+	+	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
KINNER [30]	2002	20	-	+	+	-	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
KITAOKA [32]	1994	16	26	-	-	-	-	-	-	-	+	(+)	+	+	+	+	+	-
ROSENBAUM [56]	1995	14	10	+	(+)	+	(+)	-	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-
SCHEPERS [62]	2008	21	-	+	(+)	-	+	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-
SIEGMETH [69]	1996	20	20	+	+	-	+	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-
TÓTH [78]	1997	171	-	+	-	+	+	+	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-
Eigene Studie	2008	33	103	(+)	(+)	+	+	+	(+)	+	+	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	+	-

¹⁾ Druckmaxima werden an mehreren Regionen der Fußsohle bestimmt (Ferse / Mittelfuß / Vorfuß etc.)

²⁾ Ganglinienlänge und –Breite in Relation zu den Fußabmessungen, vgl. Abb. 31, S. 54

³⁾ die Vertikalkraftkomponente ist identisch mit der Bodenkraft aus der Pedographie, vgl. Kap. 3.8.2, S. 50 und Kap. 3.8.3, S. 55

⁴⁾ Ganglinie und Bodenkontaktdauer gemessen mit Bodenkraftmessplatten ist identisch mit der Ganglinie gemessen mit der Pedographie

⁵⁾ einzelne Autoren (Besch) bestimmen diese Kennwerte über Lichtschranken oder dergleichen

⁶⁾ OSG-Moment aus Bewegungsanalyse + Bodenkraft + inverse Dynamik (vgl. Abb. 32, S. 55)

⁷⁾ Bozkurt verwendet als einziger ein 3D-Infrarot-Videobewegungsanalyzesystem mit 2 Kraftmessplatten und inverser Dynamik, die angegebenen Messparameter werden damit bestimmt

⁸⁾ Catani bestimmt Gelenkmomente ebenfalls aus Bodenkraftmessung + Videoanalyse (vgl. Abb. 32, S. 55), macht außerdem EEG-Messungen

+: gemessene Parameter

(+): gemessen, aber nicht ausgewertet, da redundant mit den Parametern eines zweiten Systems

-: nicht gemessene Parameter

5.3 Ergebnisdiskussion

5.3.1 Messergebnisse der strukturellen Parameter

Die in erster Linie aus der plantaren Druckverteilung abgeleiteten Parameter wurden in dieser Studie in strukturelle und funktionelle Parameter unterschieden.

Als strukturelle Parameter werden Messgrößen bezeichnet, die direkt aus einer Veränderung der Fußgeometrie resultieren. Die in Kapitel 3.9.1, S. 65 beschriebenen strukturellen Messparameter folgen in erster Linie aus einer Absenkung der Längswölbung des Fußes. Das sind die Breite des Fußabdrucks im mittleren Fußbereich und die Erhöhung der Lastaufnahme im Mittelfuß.

Mittelfußbreite, Mittelfußbelastung und funktioneller Außenrotationswinkel sind Parameter, die sich direkt aus dem Pedogramm der Druckverteilungsmessung ausmessen lassen. Diese Parameter sollten in dieser Studie als Indikatoren für Veränderungen der Fußstruktur dienen, aber nicht den Anspruch einer vollständigen Beschreibung erheben. Eine weitere wichtige Größe wäre z.B. die Abweichung der Achse des Calcaneus von der physiologischen Normalstellung zur Vertikalen. Diese Varus-/Valgus-Winkelstellung und seine Veränderungen im Gangzyklus sind in der Bewegung aber nur mit größerem messtechnischem Aufwand und nur mit sehr umstrittener Verlässlichkeit messbar.

Als ein weiterer struktureller Parameter wurde aus der Druckverteilung, aber auch aus Videoaufnahmen des Patienten beim Gehen auf dem Laufband der **Rotationswinkel der Fußlängsachse** gemessen. Er beschreibt wegen der Messung in der Gangbewegung die funktionelle Rotationsstellung, nicht unbedingt eine Fehlstellung im Sprunggelenk oder Fußskelett. Für eine Veränderung der Fußaußenrotation in der Bewegung kann es auch verschiedene andere Gründe geben. Grundsätzlich zeigt sich an diesem Parameter, dass die Unterscheidung strukturell / funktionell nicht immer leicht zu treffen ist, und auch etwas davon abhängt, was als auslösende Ursache für die Veränderung vermutet wird.

Wie in Kap. 4.1, S. 84 als Ergebnis der Messungen gezeigt wurde, ist **die Verbreiterung des Mittelfußabdrucks** eine ausgesprochen typische dauerhafte Veränderung nach einer Calcaneusfraktur höchster Signifikanz (für einseitig verletzte Patienten: $p \leq 0.00024$, dieselbe Tendenz bei beidseits verletzten Patienten).

Die Verbreiterung des Mittelfußabdrucks ist ein Hinweis auf eine post-traumatische Absenkung der Längswölbung des Fußskeletts, die natürlicherweise von einem komplexen Zusammenspiel knöcherner und ligamentärer Strukturen, wie der plantaren Bandplatte, im Stand und in der Bewegung aufrechterhalten wird. Ursache für diese Absenkung kann beispielsweise eine Fehlstellung oder Formveränderung des Calcaneus durch die Verletzung sein. ROSENBAUM [56] vermutet die Ursache ebenfalls in der Schwäche der Längswölbung nach einer Calcaneusfraktur, die oft mit Rückfuß-varus oder -valgus kombiniert ist. Die Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß wird von keinen weiteren Autoren direkt ausgemessen.

Auch gesunde Probanden haben gelegentlich von Natur aus eher flache Füße mit breitem Mittelfußabdruck, dann aber seitensymmetrisch, oft ohne jegliche folgende Probleme (vgl. die Häufigkeit der Fußbreiten bei den 103 gesunden Probanden im Ergebnisteil in Abb. 54, S. 86).

Mit der Absenkung einher geht eine **Mehrbelastung des Mittelfußes** (Abb. 55, S.88). Der Zusammenhang zwischen Calcaneusfraktur und vermehrter Mittelfußbelastung ist ebenso von höchster Signifikanz ($p < 0.000007$).

Die Verbreiterung des Fußabdrucks und die Mehrbelastung sind nicht völlig gleichbedeutende Parameter. Die ausschließliche Verbreiterung ohne Mehrbelastung kann auch auf Weichteilursachen folgen, eine wirklich starke Mehrbelastung des Mittelfußes setzt eine knöcherne Abstützung auf dem Boden voraus, die im Extremfall (Patientin P20) eine rigide skelettale Veränderung oder eine extreme Außenrandabrollung in Supinationsstellung des Sprunggelenks erfordert.

Die Verbreiterung des Fußabdrucks im mittleren Fußbereich und die Erhöhung der Lastaufnahme im Mittelfuß sind charakterisierende und typische Auffälligkeiten nach Calcaneusfrakturen ($p \leq 0.00024$, bzw. $p < 0.000007$), die auch von anderen Autoren so beschrieben werden. ROSENBAUM [56] beispielsweise stellt eine Erhöhung der Druckmaxima im Mittelfußbereich von 3.0 auf 7.0 N/cm² fest ($p < 0.003$). KINNER [30] bekräftigt ebenfalls die Aussagen bezüglich der erhöhten Mittelfuß-Last.

Zu unterscheiden sind allerdings noch die Last auf eine Region des Fußes und der Maximaldruck in diesem Bereich. Die Höhe des von den anderen Autoren (z.B. BESCH [4], ROSENBAUM [56]) betrachteten Druckmaximums ist natürlich nicht von der gleichen Aussagekraft wie die gesamte Lastaufnahme im Mittelfuß, die in der vorliegenden Arbeit bestimmt wurde. Maximalkraft und integrale Maximalkraft (physikalisch: Kraftstoß) beschreiben direkt, welcher prozentuale Anteil des Körpergewichts über den Mittelfuß zum Boden übertragen wird. Für den von anderen Autoren in diesem Zusammenhang beschriebenen Maximaldruck, der sich allerdings besonders leicht aus den Pedogrammen auslesen lässt, gilt natürlich keine additive oder integrale Erhaltungseigenschaft. Hoher Druck an einer lokalen Stelle hat nicht automatisch geringen Druck an anderer Stelle zur Folge, etc. Eine lokal begrenzte Druckstelle könnte leicht auch auf Weichteilveränderungen (z.B. Schwielen) zurückzuführen sein, und weder auf funktionelle noch strukturelle Veränderungen des Fußes hinweisen.

SIEGMETH [69] stellt eine Verlängerung der Bodenkontaktzeit im Mittelfußbereich von 4.8% bei operativ behandelten und 15.4% bei konservativ behandelten Patienten fest und ebenfalls eine Erhöhung des Spitzendrucks, um 27.8% bzw. 55.6% (jeweils $p < 0.05$). Auch die Bodenkontaktdauer ist, wie die Höhe des Spitzendrucks, eher ein Indiz für eine größere Last als die tatsächliche Messung der Lastaufnahme im Mittelfuß.

Die Verbreiterung des Pedogramms im Mittelfuß und die Mehrbelastung des Mittelfußes resultieren in den Ergebnissen der vorliegenden Studie, zunächst scheinbar paradoxerweise, nicht in einer Vergrößerung der **Bodenkontaktfläche** des Fußes, weder im Vergleich des verletzten zum nicht verletzten Fuß, noch im Vergleich zum Mittelwert und der Streuung der 103 Normalprobanden. Das betrifft weder die **Gesamtkontaktfläche**, das ist die Abwickelfläche, noch die **maximale dynamischen Kontaktfläche** (vgl. Abb. 56, S. 91). Die Verbreiterung des Pedogramms im Mittelfuß geht in den meisten Fällen offenbar einher mit einer Reduzierung der Kontaktfläche an anderer Stelle am Fuß (vgl. auch die Veranschaulichung an einem Beispiel in Kap. 3.9.1.3, S. 68 und Abb. 43, S. 69).

TÓTH [78] berichtet ebenfalls über eine signifikante Erhöhung der Bodenkontaktfläche des Mittelfußes, im Gegensatz zur vorliegenden Studie findet er aber auch eine

Erhöhung der Gesamtkontaktfläche des Fußes. Auch weiterer Parameter im Bereich des Mittelfußes findet er erhöht, die maximale Kraft, der maximale Druck und die absolute und relative Bodenkontaktzeit.

Eine weitere strukturelle Veränderung am Fuß wäre eine mögliche **Umorientierung der Achsenlage** (vgl. dazu Kap. 3.9.1.4, S. 69). Dazu wird in der Ganganalyse die Winkelstellung in der Bodenkontaktphase beim Gehen bestimmt, d.h., genaugenommen die funktionelle Rotationsstellung. Bei Arthrodesen des Sprunggelenks kann eine erhöhte Außenrotationsstellung vor allem zur Erleichterung des Bergan-Gehens gegebenenfalls sogar gewünscht sein (vgl. HEFTI [24], S. 67). Bei den Ganganalyse-Patienten in der vorliegenden Studie kann keinerlei systematische Veränderung festgestellt werden (vgl. Abb. 57, S.93), obwohl bei 7 der 33 Ganganalysepatienten die Winkelstellung der Fußlängsachse wegen der auffällig großen Seitendifferenz vermutlich doch als tatsächlich verletzungsbedingt unterschiedlich anzunehmen ist. Bei einigen war die Fehlstellung aber nach außen, bei anderen nach innen gerichtet.

Für die Winkelstellung ist nicht nur die Stellung im Sprunggelenk entscheidend, sondern insbesondere auch die natürliche Stellung des Hüftgelenkkopfes, die auch bei gesunden Probanden nicht immer genau seitengleich ist (vgl. Abb. 45, S. 70). Bei den Messungen im Labor ist außerdem trotz genauer Anleitung nicht immer völlig zu vermeiden, dass der Patient nicht exakt in Längsrichtung der Druckmessplatte anläuft. Dieser Winkel addiert bzw. subtrahiert sich dann zu dem tatsächlichen Innen- bzw. Außenrotationswinkel des Fußes.

5.3.2 Messergebnisse der funktionellen Parameter

Die aus der plantaren Druckverteilung abgeleiteten Parameter werden in strukturelle Parameter und funktionelle Parameter unterschieden. Diese Unterscheidung ist natürlich etwas idealisiert. Auch die strukturellen Parameter wurden ja in der Bewegung aufgezeichnet. Während aber die strukturellen Größen direkt auf Formveränderungen des Fußes oder Sprunggelenks beruhen, beschreiben die funktionellen Parameter Bewegungs- und Kraftgrößen. Deren Veränderungen können im Einzelfall natürlich ebenfalls ursächlich auf Formveränderungen zurückführbar sein. Dabei wird noch einmal unterschieden zwischen kinematischen Größen, d.h., der eigentlichen Bewegung bzw. Winkelbewegung in den Gelenken, und kinetischen Parametern, also Kraftgrößen wie dem Sprunggelenkmoment. Grundsätzlich wären natürlich auch etwas andere Klassifikationen der verschiedenen Parameter zulässig.

SCHEPERS [61] bemerkt zur plantaren Druckmessung in diesem Zusammenhang, dass, obwohl eine direkte Messung der Bewegung eines Gelenkes, z.B. das subtalaren Gelenks nicht möglich ist, die hohe Auflösung der gemessenen plantaren Druckverteilung eine Korrelation der Kinematik der Gangzyklus und der anatomisch fixierte Positionen ermöglicht. Somit konnte Hinweise einer Einschränkung der Gelenkbewegung vom Pedogramm indirekt abgelesen. Typische funktionelle Abweichungen der Calcaneusfrakturen waren qualitative Veränderungen in Gang und Druckverteilung der verletzten Fußes, enthalten mit der Verschiebung der Ganglinie zur lateralen Seite und Verlängerung des Fersenkontakts.

Als **Bewegungsgrößen** wurden in der vorliegenden Studie die Bodenkontaktdauer, der prozentuale Anteil des Fersenkontakts an der gesamten Bodenkontaktdauer und die Gelenkwinkelbewegungen von Sprunggelenk und Kniegelenk in der sagittalen Ebene gewählt. Es gäbe noch eine große Zahl weitere, aus der plantaren Druckverteilung ableitbare Größen, beispielsweise die Breite des Bereichs der Ganglinie, eine laterale oder mediale Verschiebung des Druckschwerpunktes im Vergleich zum unverletzten Fuß, eine detailliertere Aufschlüsselung der Lastverteilung auf den Fuß, etc. Die meisten dieser Parameter könnten zwar leicht ausgemessen werden, sind aber meistens noch abstrakter vom Verständnis her und damit schwerer zu rechtfertigen. Hinter den gemessenen Parametern sollte jeweils eine Hypothese oder Vorstellung des Mechanismus stehen, warum welcher Einfluss gerade diese Größe verändert. Die Messung widerlegt oder bestätigt dann diese Hypothese.

Die Absenkung der Längswölbung des Fußes beispielsweise führt indirekt zu einer vermehrten Außenrandbelastung, da die Längswölbung des medialen Fußrands viel stärker ausgeprägt ist als lateral. Der Fußaußenrand erhält also bereits bei viel geringerer Absenkung der Längswölbung verstärkten Bodenkontakt als der Fußinnenrand. Eine Absenkung des Fußes führt damit auch zur Lateralisierung der Belastung. Rosenbaum [56] beschreibt ebenfalls eine Tendenz der Last des verletzten Fußes zu lateralen Bereichen. In seiner Studie trug der nicht-verletzte Fuß seine größte Last medial (46% medial und 19% lateral) und im Gegensatz dazu trug der verletzte Fuß seine Last gleichmäßiger (35% medial und 33% lateral). Der Effekt der vermehrten Außenrandbelastung durch eine reine Absenkung der Längswölbung ist aber allein aus der Druckmessung nicht einfach von einer echten Supinationsstellung des Fußes mit ebenfalls vermehrter Außenrandbelastung zu unterscheiden. Um das eindeutig zu ermöglichen, müsste die Varus-/Valgus-Stellung des Rückfußskeletts beim Auftreten und Abrollen des Fußes in der Bewegung gemessen werden, was aber messtechnisch sehr aufwändig und fehleranfällig ist und deshalb auch von anderen Autoren nicht durchgeführt wird. Die Varus-/Valgus-Fehlstellung des Rückfuß untersucht ZWIPP [88] zur Operationsindikationsstellung, allerdings nur die unmittelbar posttraumatische Fehlstellung, gemessen im Stand und nicht während der Gangbewegung des Patienten.

In der Literatur wird eine Lateralisation der Ganglinie und eine Lastumverteilung zugunsten des Rück- und Mittelfußes beschrieben. BESCH [4] bestätigt den Verdacht, dass intra-artikuläre Calcaneusfrakturen einen Einfluss auf die Funktion und Bewegung des Fußes haben. Jahre nach einem Unfall wurde eine Asymmetrie der Gangbewegung festgestellt, die mit einer verkürzten Druckphase (Abstoßphase) des verletzten Beines, einer Lateralisierung der Ganglinie und einer Verlagerung der Druckverteilung Richtung Rück- und Mittelfuß einhergeht.

DAVIES [15] berichtet über signifikante Unterschiede der Druckwerte unter dem 5. Metatarsaleköpfchen und in der Lateralisierung der Ganglinie im Vergleich zum nicht verletzten Fuß. Diese Unterschiede deuten eine Tendenz verstärkt lateraler Belastung des Fußes an, was er aus der Funktion des subtalaren Gelenks erklärt. Eine der Funktionen des subtalaren Gelenkes ist, eine Eversion beim Übergang von der Fersenkontaktphase zur mittleren Standphase zu ermöglichen. Die Eversion wird durch Rotation des Talus am Os calcis realisiert. Wenn es aber zu einer inadäquaten Reponierung der subtalaren Gelenkflächen, einer Arthrofibrose oder einer posttraumatischen Arthrose kommt, kann sich eine Lateralisierung der Ganglinie und eine Belastung des 5. Metatarsaleköpfchens ergeben. Diese Erklärung vernachlässigt aber die Häufigkeit, mit der sich Frakturlinien in das Calcaneocuboidgelenk ausge-

breitet haben. Frakturen der Processus anterior calcanei oder intra-artikuläre Verlängerungen der Frakturlinien in das Calcaneocuboidgelenk kommen bei bis zu 50% der Calcaneusfrakturen vor. Eine posttraumatische Arthrose dieses Gelenkes korreliert außerdem mit schlechten funktionellen Ergebnissen, was die überragende Bedeutung der Reposition der Gelenkfläche betont.

Obwohl Autoren wie CATANI [13], DAVIES [15], KINNER [30] und MITTLMEIER [44] eine laterale Abweichung der Ganglinie als Folge einer verminderten Bewegung im subtalaren Gelenk nach Calcaneusfrakturen beschreiben, wird oft nicht angegeben, wie die Messungen durchgeführt und berechnet wurden. SCHEPERS [61] z.B. untersuchte die maximale laterale Verschiebung der Ganglinie und stellte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen verletztem und nicht verletztem Fuß fest. Er versucht dieses abweichende Resultat durch die gleichmäßige Stabilität der beiden Füße und bessere Bewegungen im subtalaren Gelenk seiner Patienten zu erklären.

Die Bodenkontaktdauer vom Auftreten der Ferse bis zum Abstoß des Vorfußes ist bei den Patienten auf verletzter und nichtverletzter Seite deutlich länger als bei den gesunden Normalprobanden, was vermutlich auch an der größeren Unsicherheit der Patienten im Labor liegt. Bei den Normalprobanden fällt außerdem die etwas kürzere Bodenkontaktzeit der Frauen auf. Wegen der geringeren durchschnittlichen Körpergröße und Beinlänge ist bei ihnen die Schrittfrequenz höher und die Schrittweite geringer, die Ganggeschwindigkeit aber gleich wie bei den Männern (vgl. HOFFMANN [26]). Auch die Unterschiede beider Mittelwerte zwischen linkem und rechtem Fuß bei der Fersenkontaktdauer der Normalprobanden scheinen tatsächliche Effekte der Chiralität zu sein (die meisten Menschen sind Rechtshänder und Rechtsfüßer, nach SCHNEIDER/FINK [64], S. 107 ca. 90%)²⁰, im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test ergibt sich mit $N = 99$ ²¹, $p \leq 0.0059$ eine deutliche Signifikanz für diese Seitenunsymmetrie.

Zwischen verletzter und nichtverletzter Seite der Patienten mit Calcaneusfraktur besteht aber kein Unterschied in **der Bodenkontaktdauer**.

Die Ergebnisse in der vorliegenden Studie bestätigen damit nicht die Ergebnisse von SCHEPERS [61]. In seinem Patientenkollektiv stellte er eine signifikante ($p < 0.001$) Verkürzung der gesamten Bodenkontaktdauer von allerdings nur geringem Umfang (7%) fest. Im Gegensatz dazu wurden verlängerte Bodenkontaktphasen bei Autoren wie SIEGMETH [69] und TÓTH [78] festgestellt. Die Studien von FOLLAK [21] und KINNER [30] unterstützen jedoch mit ihren Ergebnissen die Aussage der vorliegenden Studie. Die Bodenkontaktdauer zeigte keinen Unterschied zwischen verletzter und nichtverletzter Seite. Beide Studien verwendeten pedographische Einlegemesssohlen statt einer Boden-Druckmessplatte. Eine Deutung dieser Ergebnisse wird durch

²⁰ Eine rein technische Ursache für die gefundene Seiten-Asymmetrie ist aber nicht völlig auszuschließen. Die 2000 einzelnen Drucksensoren der Messplatte werden in Wirklichkeit nicht gleichzeitig ausgelesen, sondern zeilen- und spaltenweise nacheinander, im zeitlichen Abstand von jeweils wenigen Mikrosekunden. Da die Auslesereihenfolge immer gleich ist, von links nach rechts und von vorne nach hinten bzgl. der Orientierung der Platte, wird beispielsweise der Druck am lateralen Fußrand des linken Fußes geringfügig (wenige Mikrosekunden) früher ausgelesen als das beim rechten Fuß bei identischer (aber gespiegelter) Fußabrollung der Fall wäre. Dieser Effekt sollte aber eigentlich unterhalb der Nachweisbarkeitsgrenze liegen und hier vermutlich eher keine Rolle spielen.

Unter anderem deshalb wurden aber alle Gangversuche nur in derselben Gangrichtung gemacht, damit die Abrollung des Fußes nicht einmal in Ausleserichtung und einmal entgegen erfolgt.

²¹ Die Anzahl Probanden ist $N = 103$, bei vier Probanden sind die Fersenkontaktdauern exakt gleich mit denen anderer Probanden, diese entfallen dann im Wilcoxon-Test

die unterschiedlichen Patientenkollektivzahlen und die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit weiterhin kompliziert.

In der vorliegenden Studie besteht im Mittel auch kein Unterschied des Anteils **der Fersenkontaktdauer** an der gesamten Bodenkontaktdauer. Bei einer Teilgruppe von Patienten ist die Fersenkontaktzeit auf der verletzten Seite im Vergleich zur nichtverletzten z. T. erheblich verlängert (bis zu 32% der gesamten Bodenkontaktdauer), bei einer zweiten Gruppe von Patienten ist die Fersenkontaktzeit auf der verletzten Seite stark verkürzt (bis zu 17%).

Bei der Gruppe mit verlängertem Fersenkontakt des verletzten Fußes ist der Kraftschwerpunkt nach rückwärts in Richtung Ferse verschoben (Hackenfußbelastung). Bei diesen Patienten reduziert sich dadurch auch das OSG-Moment, das die Plantarflexorenmuskulatur aufzubringen in der Lage ist. Die Patienten mit verkürztem Fersenkontakt versuchen möglicherweise infolge einer bestehenden Schmerzsymptomatik den Fersenkontakt zum Boden zu vermeiden, oder haben eine frühere entsprechende Schonhaltung beibehalten.

Auch die Analyse der pedobarographischen Daten von DAVIES [15] zeigt keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Fersenkontaktzeit ($p = 0.72$) oder im zeitlichen Verlauf der Fersendruck-Kurve ($p = 0.72$). Er konnte damit die Behauptung früherer Studien nicht verifizieren, dass die Fersenkontaktdauer durch erwartete Beschwerden beim initialen Kontakt verlängert werden könnte, d. h., der Patient tritt vorsichtig und verzögert auf. Patienten mit plantaren Faszikulitiden haben ähnliche Verminderungen der Rückfußbelastungen als Folge der Schmerzen.

KINNER [30] führte in seiner Studie eine klinisch funktionelle Untersuchung durch, die durch eine Messung der plantaren Druckverteilung ergänzt wurde. Einer der gemessenen Parameter war die Fersenkontaktdauer. Wie auch in der vorliegenden Studie, wurden von Kinner ebenfalls keine quantitativ signifikanten Unterschiede zwischen den Fersenkontaktdauern festgestellt.

SCHEPERS [61] konnte ebenfalls keine Unterschiede zwischen der Fersenkontaktdauer des verletzten und des nicht verletzten Fußes feststellen. In seiner Studie zeigte sich aber eine signifikante Reduktion der Gesamtlast im Stand auf dem verletzten Fuß. Aus diesen Daten schließt er, dass die Calcaneusfraktur-Patienten das Laufen auf der verletzten Ferse vermeiden, als Konsequenz aus vorhandenen körperlichen Beschwerden oder aus Angst vor Schmerzen.

Die in der vorliegenden Studie gemessenen **Gelenkwinkelbewegungen von Kniegelenk und OSG in der Sagittalebene** wurden nicht rechnerisch analysiert, sondern anhand von Kriterien in einem Score bewertet. In diesen Kriterien wurde versucht, die biomechanische und medizinische Bedeutung von Bewegungsstörungen zu berücksichtigen. Am unkritischsten sind leichte Einschränkungen in den Winkelbewegungen und leichte Unsymmetrien zwischen verletztem und nicht verletztem Bein. Problematischer sind dagegen Gelenkbewegungen aus dem normalen physiologischen Umfang heraus, beispielsweise eine Überstreckung des Kniegelenks, oder falls sogar das gesunde Bein unphysiologische Veränderungen der Winkelabläufe zeigt. Abweichungen vom physiologischen Gang können zu Schmerzen und degenerativen Gelenkkrankheiten führen (Wu [83]). Dies gilt natürlich auch für andere gemessene Parameter, nicht nur für die Winkelbewegungen, vermutlich z.B. auch für eine Absenkung der Längswölbung, falls sie zu veränderten Winkelstellungen der

Mittelfußknochen zueinander und damit zu geänderten Lastverhältnissen in den entsprechenden Gelenkflächen führen sollte.

Allerdings konnten nur bei 20 von 33 Ganganalysepatienten verlässliche Winkelmessungen in der Bewegung durchgeführt werden, die übrigen 13 Patienten waren für Bewegungsuntersuchungen auf dem Laufband zu unsicher. Eine Ausmessung der Gelenkwinkel aus den Videoaufnahmen bei der plantaren Druckverteilungsmessung wurde wegen der wiederholten Einzelschrittanalysen bei diesen Messungen und der deshalb erwarteten größeren Streuung nicht gemacht. Auf dem Laufband wird die Gehgeschwindigkeit fest vorgegeben, was zu gleichmäßigeren Bewegungsabläufen führt. Die plantare Druckverteilung dagegen hängt nicht in dem Maße von der Gehgeschwindigkeit ab wie die Winkelbewegungen in den Gelenken und andere Parameter. Abb. 61, S. 98 zeigt die Score-Bewertung der Gelenkbewegungen. 11 von 20 Patienten hatten keine oder nur sehr geringe Auffälligkeiten der Gelenkwinkel im Bewegungszyklus (Score-Werte 0 oder 1), 4 Patienten gravierende unphysiologische Abweichungen, insbesondere die erwähnte Recurvation im Kniegelenk.

Am nichtverletzten Bein sind natürlich als Folge einer Gangunsymmetrie ebenfalls Veränderungen möglich. Beim Vergleich zwischen verletztem und gesundem Bein darf nicht einfach davon ausgegangen werden, dass das gesunde Bein von der Verletzung unbeeinflusst bleibt. Bestimmte Parameter werden sich der Vorgabe durch das verletzte Bein mehr oder weniger anpassen müssen, beispielsweise Schrittweiten und Bodenkontaktzeiten, wenn der Patient infolge der Verletzung seine Gehgeschwindigkeit reduziert. Andere Parameter werden sich im Gegenteil genau entgegengesetzt entwickeln, beispielsweise muss das gesunde Bein ein Abstoßdefizit des verletzten Beins durch vermehrte Abstoßkraft kompensieren, damit insgesamt eine konstante Gehgeschwindigkeit erhalten wird.

Als Beispiel für einen **Kompensationsmechanismus** stellte Wu [83] in einer Studie einen größeren Bewegungsumfang im Vorfuß bei Arthrodesepatienten im Vergleich zu Normalprobanden fest (wurde in dieser Studie allerdings nicht untersucht). Er begründete dies als eine Kompensation für die verlorene Bewegung im OSG in der sagittalen Ebene. Er nimmt an, dass eine Arthrodesese auch deshalb gute klinische funktionelle Resultate haben kann, da in den Metatarsalgelenken kompensatorische Bewegungen stattfinden. Andere Autoren bezweifeln das aber eher (HEFTI [24], S.5, RABL [55]). Außerdem beobachtete Wu eine schwache oder verzögerte Aktivität des EMG des M. soleus und damit eine ungünstige Eversion des Fußes, die durch die gesamte Standphase anhält. (Die Plantarflexoren erzeugen auch ein Supinationsmoment bzgl. des unteren Sprunggelenks, vgl. Abb. 5, S. 18).

Nach Verletzungen im Bereich des Sprunggelenks oder Calcaneus kann es zu anatomisch-geometrischen Veränderungen kommen, die die Effizienz der Plantarflexorenmuskulatur reduziert. Dies zeigt sich in einer Reduktion des gemessenen muskulären **OSG-Plantarflexionsmoments** beim Abstoßen des Fußes.

Bei den einseitig verletzten Patienten sind sowohl das Maximum des OSG-Moments als auch das Integral auf der verletzten Seite hochsignifikant ($p \leq 0.000092$ bzw. $p \leq 0.000457$) reduziert. **Die Schwäche der plantarflektierenden Muskulatur** ist deshalb eine ebenso typische Spätfolge nach einer Calcaneusfraktur wie die Absenkung der Längswölbung des Fußes und daraus folgende Lasterhöhung im Mittelfuß. Die Reduktion des Moments geht bei einzelnen Patienten bis fast 50%. Dabei scheint aber nicht unbedingt ein ursächlicher Zusammenhang zu bestehen. Es gibt

Patienten die eine erhebliche Absenkung der Fußwölbung und eine Mehrbelastung im Mittelfuß zeigen, ohne dass das Gelenkmoment von dem der gesunden Seite abweicht – und umgekehrt, vgl. Liste der Ergebnisse der einzelnen Patienten in Tabelle 14, S. 108 und vgl. Abb. 74, S. 140. D.h., Strukturveränderungen und Funktionseinschränkungen können gemeinsam aber auch getrennt voneinander auftreten.

Das OSG-Moment auf der verletzten Seite ist hochsignifikant ($p < 0.000092$) gegenüber der nichtverletzten Seite reduziert, von 100.9 ± 27.7 Nm auf 88.9 ± 26.6 Nm, d. h. um 11.8 % (vgl. Abb. 62, S. 99). Die Größe der gemessenen OSG-Momente und die gefundenen Defizite auf der verletzten Seite zeigen die gleiche Tendenz wie die Werte, die BOZKURT [8] findet (Normalprobanden: 92.6 ± 34.1 Nm, Calcaneusfrakturpatienten: 70.6 ± 29.8 Nm, je $n = 10$). Die Streuung der Messwerte erscheint relativ hoch, was aber in erster Linie an der Abhängigkeit des Moments vom Körpergewicht liegt. Durch Normierung der Werte auf das jeweilige Körpergewicht des Patienten würde die Streuung erheblich reduziert werden. Da in der vorliegenden Studie Vergleiche zwischen verletztem und nichtverletzten Bein gemacht werden, spielt das Körpergewicht aber keine Rolle.

BOZKURT [8] findet eine signifikante Verminderung der Bewegungsausmaße in den Gelenken in der sagittalen Ebene. Außerdem stellt er eine ausgeprägte dorsale Extension des Sprunggelenkes in der Mitte der Standphase fest. Physiologischerweise macht das Sprunggelenk beim Abstoßen eine Plantarflexion mit einem zunehmenden Plantarflexionsmoment. Dieses Moment wird durch eine konzentrische Kontraktion der Plantarflexorenmuskeln des Sprunggelenkes erzeugt, mit seinem Höhepunkt am Ende der Einbeinstandphase. Bozkurt diskutiert weiterhin über zwei Voraussetzungen, die zu einer ausgeprägten dorsalen Extension in der Mitte der Standphase führen können: Eine Schwäche des M. soleus und eine fixierte Position des Sprunggelenkes. Auch in seiner Studie war das maximale Plantarflexionsmoment des Sprunggelenkes geringer als auf der kontralateralen Seite, was auf eine Insuffizienz des Gastrocnemius-Soleus-Komplexes hinweist. Auch er vermutet die Ursache in einer Verminderung der Höhe des Calcaneus und der daraus folgenden effektiven Verlängerung des M. triceps surae und Verringerung der effektiven Kraft des Gastrocnemius-Soleus-Komplexes.

KINNER [30] findet auch eine Erhöhung der Fersen- und eine Verminderung der Vorfußlast, was ebenfalls einer, allerdings nicht quantifizierbaren, Reduktion des OSG-Moments entspricht.

CATANI [13] beschreibt ein Gangmuster, das typisch für die konservativ von ihm behandelten Calcaneusfrakturen war und mit einer Rückfuß-Valgus-Deformität erklärt werden kann. Es wurden eine verminderte vertikale Komponente der Bodenkräfte beim Auftrittsmaximum, vermehrte mediolaterale Bodenkräfte während der frühen Standphase und eine verminderte Plantarflexion des Sprunggelenkes beim Abstoßen beobachtet. Dieses Gangmuster stimmte mit einer im EMG beobachteten frühen Aktivierung des Gastrocnemius-Soleus-Komplexes überein und könnte durch einen erhöhten muskulären Aufwand zur Stabilisierung des Rückfußes erklärt werden.

In der vorliegenden Studie könnten bei drei Patienten mit schlechtem Funktionsscore die vom Patienten geäußerten **Schmerzen im Bereich Fuß oder Sprunggelenk** (P07, P32, P33) ursächlich für die Funktionseinschränkung sein. Eine unbewusste gezielte Reduzierung des muskulären inneren Plantarflexionsmoments durch ein

entsprechend geändertes Gangmuster führt zu einer erheblichen Reduzierung aller Kompressionskräfte der Gelenke im Bereich des Sprunggelenks und Fußes (vgl. Abb. 39, S. 63) und verringert so das Schmerzausmaß. Damit bestünde bei diesen Patienten weiterhin ein Therapiebedarf fort. Bei erfolgreicher Schmerzursachenbeseitigung könnte sich dann auch die Funktion wieder verbessern.

Eine noch von der Verletzung und der unmittelbar postoperativen Phase her persistierende Schonhaltung ist bei einzelnen Patienten ebenfalls nicht ausgeschlossen.

Im gesamten Funktionsscore (vgl. Abb. 64 S. 103 mit Abb. 65b S. 105) hat das gemessene Gelenkmoment eine herausragende Rolle. Zur Kontrolle der funktionellen Verbesserung ist das Moment der am besten geeignete Parameter. Die in der Literatur häufig analysierten Druck- und Kraftwerte im Vorfuß und gegebenenfalls die Rückverlagerung der Ganglinie sind letztlich natürlich im Gelenkmoment versteckt ($\text{Moment} = \text{Kraft} \cdot \text{Hebelarm}$), jeweils für sich allein sind sie aber nicht von vergleichbarer Aussageschärfe.

Nur wenige klinische Ganglabore haben die notwendige Ausrüstung, um Gelenkmomente mit Hilfe von Bodenkraftmessungen, der 3D-Bewegungsanalyse und inverser Dynamik zu bestimmen (vgl. Schema in Abb. 32, S. 55). Diese Messmethode ist sehr aufwändig und kostenintensiv. BOZKURT [8] beschreibt eine entsprechende Messung der OSG-Momente an 10 Patienten nach Calcaneusfraktur. In der vorliegenden Studie wurde, wie in Kap. 3.8.3, S. 55 und bei MITTERNACHT [42] beschrieben, das OSG-Moment aus der plantaren Druckverteilung bestimmt.

Die Tabelle 19 fasst die Messergebnisse der wichtigsten Parameter dieser Studie zusammen und vergleicht sie mit Angaben aus der Literatur.

Tabelle 19 Veränderung von Parametern als Verletzungsfolge											
Autor		Patienten		Mess-Parameter ⁰⁾							
	Publikationsdatum	Patienten n =	Kontrollgruppe n =	Druckmaxima / Druckverteilung ¹⁾	Mittelfußbreite	Standphasendauer (verletzt : gesund)	Mittelfußlast	OSG-Moment	Bodenkräfte	Speed / Schrittlänge	Gelenkwinkel
BESCH [4] ²⁾	2008	55	+	↕	-	↓	-	-	-	(↓)	↓
BOZKURT [8]	2004	21	21	-	-	-	-	(-24%) (-23%)	(.)	-	↓
CATANI [13]	1999	14	-	-	-	-	-	↓	↕	↓	↓
DUDKIEWICZ [17]	2002	22	k.A.	↕	-	+	-	-	-	-	-
DAVIES [15]	2003	12	-	+165% am 5. Met.	-	-	-	-	-	-	-
KINNER [30]	2002	20	-	(.)	-	(.)	-	-	-	-	-
KITAOKA [32]	1994	16	26	-	-	-5%	-	-	-5% ⁴⁾	(-10%)	↓
ROSENBAUM [56] ²⁾	1995	14	10	+133%	-	-	-	-	-	-12%	-
SCHEPERS [62]	2008	21	-	↕ Met I ↑	-	↓ 791.853msec	-	-	-	-	(↓)
SIEGMETH [69]	1996	20	20	+40%	-	(.) ⁵⁾	-	-	-	-	-
TÓTH [78]	1997	171	-	↕	↑	unklar	↑	-	↓	-	-
Eigene Studie ³⁾	2008	33	103	↕	+43%	-2%	+100% +134%	-12% -14%	↕	↓	↕

(.): nicht signifikant

↕: signifikante Veränderungen auf der verletzten Seite

↓: signifikante Reduktion der Messgröße

↑: signifikante Erhöhung der Messgröße

⁰⁾ Vergleiche zwischen verletztem und gesundem Bein, gegebenenfalls Vergleich mit Kontrollgruppe

¹⁾ Druckmaxima werden an mehreren Regionen der Fußsohle bestimmt (Ferse / Mittelfuß / Vorfuß etc.), Zahlenangaben beziehen sich auf den Mittelfuß

²⁾ Besch und Rosenbaum vergleichen primär zwei operativ behandelte Patientengruppen miteinander und macht nur wenige Aussagen beim Vergleich des verletzten mit dem nicht verletzten Fuß. Die Druckverteilung des verletzten Fußes ist aber in beiden Gruppen signifikant verändert ($p < 0.001$).

³⁾ doppelte Angaben beziehen sich auf Maximum des Parameters und auf Integral (Fläche unter der Messkurve)

⁴⁾ Reduktion des 2. Vertikalkraftmaximums, sonst keine Signifikanzen

⁵⁾ absolute Fersenkontaktdauer und Mittelfußkontaktdauer waren erhöht, aber nicht die relativen Anteile am gesamten Bodenkontakt

weitere Funde der Autoren:

DAVIES [15] zeigte eine statisch signifikante Lateralisierung des Druckschwerpunktes auf der verletzten Seite und des Kraft-Zeit-Integrals der Metatarsale V.

KINNER [30] stellte eine signifikante Lateralisierung der maximalen Belastung und der Ganglinie fest, nicht signifikante Unterschiede waren hingegen die Ganglinienlänge, Fersenkontaktdauer und Kraft / Lastanteile.

SCHEPERS [62] fand eine signifikante Reduktion der Gesamtlast auf der verletzten Seite und eine Reduktion der Fersenkontaktzeit des verletzten Fußes.

TÓTH [78] zeigte signifikant höhere absolute und relative Mittelfußkontaktzeiten als auf der nicht verletzten Seite.

Der **funktionellen Rehabilitation des Patienten** kommt eine besondere Rolle zu. Ziel der chirurgischen Korrektur ist nicht nur ein zufriedenstellendes äußeres Ergebnis in der Erscheinungsform des Fußes, sondern in erster Linie auch eine möglichst weitgehende funktionelle Wiederherstellung. Von Natur aus ist die Form anatomischer Strukturen so gestaltet, dass damit eine optimale Funktion realisiert werden kann – **Form follows function**. Nach der Verletzung kann es aber durchaus zu einem neuen Kompromiss-Gleichgewicht kommen.

Es liegt aber nahe, zu vermuten, dass funktionelle Defizite ein besonderer Indikator für das **Risiko von Folgeerkrankungen** sind, da sie immer auf die eine oder andere Weise kompensiert werden müssen. Verschleißerkrankungen als Spätfolgen könnten also auch vom Fuß entfernt an anderer Stelle folgen, wie als Beispiel schon vermutet wurde, vor allem auch am Kniegelenk. Autoren wie THERMANN [74] zum Beispiel, beschreiben eine Verschlechterung einer OSG-Arthrodese mit der Zeit, die mit funktionellen Einschränkungen und dem Wiederauftreten von Beschwerden verbunden ist. Als Resultat daraus kommt es nach mehreren Jahren zu peritalaren "Transferarthrosen".

5.3.3 Korrelationen zwischen Messparametern

Abb. 68 S.112 stellt einen Vergleich zwischen den Differenzen der **Mittelfußbreite** im Pedogramm als repräsentativem Parameter für die Veränderung der **Fußstruktur**, und der **OSG-Momente**, dem Kraftparameter, der die **Funktion des Sprunggelenks** beschreibt, jeweils zwischen verletztem und nichtverletztem Fuß dar. Anhand dieses Streudiagramms können die Ganganalysepatienten dieser Studie in drei Gruppen unterteilt werden. Die erste Gruppe sind die Patienten, die sehr gute und gute Ergebnisse haben, ohne größere Seitendifferenzen in Mittelfußbreite oder OSG-Moment und die damit vergleichbar den Normalprobanden sind. Eine zweite Gruppe von Patienten zeigt gute oder normale strukturelle Ergebnisse, dafür aber eher ungünstige funktionelle Ergebnisse. Die dritte Gruppe zeigt umgekehrt zur zweiten Gruppe gute funktionelle Ergebnisse, dafür aber schlechtere strukturelle Ergebnisse. Bei einzelnen Patienten sind die Ergebnisse beider Parametergruppen ungünstig. Dies betrifft die beidseits verletzten Patienten P01 und P22, sowie die beiden Extremfälle P12 und P31, bei denen ein Seitenvergleich nicht möglich ist (vgl. Kap. 3.10, S. 76), und die deshalb im Diagramm Abb. 68, S.112 nicht vertreten sind. Abb. 74, S. 140 zeigt diese entsprechende Gruppierung bei Berücksichtigung aller struktureller und aller funktioneller Parameter in den beiden entsprechenden Scores.

In die zweite Gruppe fallen allerdings drei Patienten mit schlechtem Funktionsscore, bei denen vom Patienten geäußerte Schmerzen im Bereich Fuß oder Sprunggelenk (P07, P32, P33) die Funktionseinschränkung möglicherweise nur vortäuschen. Für die sichere Aussagekraft der Ganganalyse ist die Schmerzfreiheit des Patienten Voraussetzung.

Die Definition eines einzelnen globalen Scoringwertes erscheint deshalb nur bedingt sinnvoll. Als Langzeitfolge der Calcaneusfraktur können eben strukturelle Veränderungen und funktionelle Beeinträchtigungen gemeinsam auftreten, bei vielen Patienten offenbar aber auch getrennt. Funktionelle Beeinträchtigungen können sekundär durch eine anhaltende Schmerzproblematik verursacht sein und könnten damit gegebenenfalls durch eine geeignete Schmerztherapie noch beseitigt werden.

Diese **Unabhängigkeit von strukturellen und funktionellen Veränderungen** wird von anderen Autoren so nicht vermutet: Wu [83] schrieb, dass der Knöchel-Gelenk-Komplex seine Stabilität und Fähigkeit zum Energie-Austausch beim Gehen infolge der Calcaneusfraktur verliert. Anhand der komplexen Geometrie der artikulierenden Flächen und der Vielzahl der Bänder um die Gelenke, wären die Kinematik und Kinetik von Sprunggelenk und aller Fußgelenke aber voneinander abhängig.

5.3.4 Korrelationen der Scores

Die Korrelationen zwischen den Scores deuten mehr oder weniger ausgeprägte Zusammenhänge an, sie sind allerdings nicht so signifikant, dass im Einzelfall prospektive Erwartungsaussagen getroffen werden könnten.

Die Struktur- und Funktionsscores stellen primär eine Beschreibung des Zustands des Bewegungsapparats dar, aber noch keine definitive Vorhersage von gesundheitlichen Folgerisiken. Ob die Absenkung des Mittelfußes und seine Mehrbelastung im normalen Leben in einer städtischen Umgebung und beim überwiegenden Gehen mit Schuhen tatsächlich eine einschränkende Bedeutung haben oder langfristig, teilweise über Jahrzehnte gesundheitliche Folgen haben kann, sei dahingestellt. Rabl beispielsweise geht davon aus, dass die Absenkung der Längswölbung, der sogenannten posttraumatischer Plattfuß, keine Beschwerden zur Folge hat, die nicht durch eine einfache Stützeinlage im Schuh vermieden werden könnten (RABL [55], S. 151).

Gleichermaßen ist schwer vorherzusehen, ob die gefundenen funktionellen Einschränkungen, wie die Schwäche der Plantarflexoren, bei jemandem, der nicht bis an die Grenzen der körperlichen Leistungsfähigkeit geht, eine wesentliche Rolle spielen können. Bei beruflich stark körperlich geforderten Patienten wären gewisse Einschränkungen hier aber nicht auszuschließen, beispielsweise beim Anheben von schweren Lasten aus gebückter Stellung, was idealerweise aus der Flexion der Beingelenke heraus geschehen sollte und nicht aus der Wirbelsäule. Dies setzt aber die volle Funktion auch im Sprunggelenk voraus.

Bedenklich sind vermutlich dauerhaft unphysiologische Winkelbewegungen in den Gelenken, insbesondere eine Überstreckung (Recurvation) im Kniegelenk, die bei einzelnen Patienten gefunden wurden (P01, P12, usw.), und die deshalb in der Score-Bewertung besonders stark gewertet wurden.

Verschiedene Autoren geben z.T. sehr unterschiedliche Bewertungen ihrer Erfolgsquoten an. Gute und sehr gute Ergebnisse werden beispielsweise von WESTPHAL [79] bei einfachen Frakturtypen in großen Reihenuntersuchungen mit einer Häufigkeit von 73-82% angegeben. Nach Westphal ist im Mittel über alle Calcaneusfrakturen mit etwa 61% guten Resultaten zu rechnen. Bei intraartikulären Calcaneusfrakturen können in 85% der Fälle sehr gute und gute funktionelle Ergebnisse durch offene Reposition und interne Stabilisation erreicht werden. Ähnliche gute klinische Ergebnisse

findet bei nicht operativer Behandlung der geschlossenen, nicht dislozierten intraartikulären Frakturen (SIEBERT [68]).

Im Gegensatz dazu beschreibt PROKOP [54] die Ergebnisse als unbefriedigend, in 75% der Fälle kommt es zum Dauerschaden, häufiger als bei jeder anderen Fraktur.

Die unterschiedlichen Wertungen können, außer einem tatsächlich besseren Ergebnis, was hier aber nicht angenommen wird, vor allem drei Gründe haben:

1. Die Definition, bis zu welcher Veränderung ein Ergebnis noch als gut zu werten ist, ist natürlich relativ willkürlich. Die Kriterien in dieser Studie wurden dafür sehr streng gewählt. In dieser Studie wurde immer versucht, die 6-gradige Score-Abstufung so zu definieren, dass die 103 gesunden Normalprobanden überwiegend in die Bewertungsgruppe 0 fallen, ein kleiner Anteil (< 5-10%) in Gruppe 1 und nur einzelne Probanden in Gruppe 2. (Bei einigen dieser letzten Probanden liegt - auch aus anderen Gründen - die Vermutung nahe, dass sie möglicherweise doch eine - nichtangegebene - Vorschädigung hatten, insbesondere bei einzelnen sportlich sehr aktiven Probanden.)
2. Anders als bei anderen Autoren wurden in dieser Studie keine Einzelergebnisse gemittelt, sondern es wurde immer das Maximum, das ungünstigste, der Einzelergebnisse bewertet. Damit kann dann z.B. kein schlechtes funktionelles Ergebnis durch eine andere gute (beispielsweise strukturelle) Messgröße ausgeglichen werden. Mit diesem „defensiven“ Vorgehen kann aber auch kein schlechter Risikofaktor für eine mögliche Folge-Verschleißerkrankung übersehen werden und „verloren gehen“.
3. Außerdem wurden anders als in der derzeitigen Literatur (vgl. KITAOKA [33], MITTLMEIER [45], ROSENBAUM [56], SIEGMETH [69]) bei der in dieser Studie durchgeführten Ganganalyse keine Patienten ausgeschlossen, auch wenn damit nur eine inhomogene Patientengruppe bereitstand. Zusätzlich wurden nicht nur einseitig Verletzte, sondern auch beidseitig Verletzte analysiert. Zwar wäre die Auswertung für eine homogene Gruppe von Patienten einfacher gewesen, aber es wurde versucht, eine allgemeingültige Messprozedur auch für beidseits verletzte Patienten zu entwickeln. Bei beidseits verletzten Patienten wurden, soweit möglich, Parameter im Vergleich zu Normwerten von gesunden Probanden untersucht.

5.3.5 Messergebnisse der klinischen Untersuchung

In der klinischen Untersuchung wurden vor allem Beinumfangswerte und Bewegungsumfänge in den Gelenken aufgezeichnet. Die größten Differenzen bestehen im mittleren Wadenbereich (gemessen 15 cm unter dem Knie) und über die Malleolen. Dies entspricht den Literaturangaben bei KITAOKA [32], der im mittleren Wadenbereich beim verletzten Bein eine Umfangsabnahme von 1 cm findet, und eine Umfangszunahme über die Malleolen im Mittel von 10 Millimeter (Wertebereich 0-20 mm).

Beim **Bewegungsumfang der Gelenkwinkelbewegungen** im Bereich Rückfuß und Sprunggelenk ergaben sich die Werte in Tabelle 20a und b. Auch diese Werte entsprechen in etwa den Literaturangaben bei KITAOKA [32].

Tabelle 20a Bewegungsumfang in Dorsalextension und Plantarflexion (klinische Messungen)				
Zahlen in Grad	Verletzter Fuß		Nichtverletzter Fuß	
	Dorsalextension	Plantarflexion	Dorsalextension	Plantarflexion
Norm	20	60	20	60
DEBRUNNER [16]	20 (40) ^{*)}	40 (50)	20 (40)	40 (50)
Diese Studie	16 ± 9	47 ± 19	19 ± 10	54 ± 11
KITAOKA [32]	11 ± 6	48 ± 9	16 ± 4	57 ± 4

^{*)} aktive und passive Beweglichkeit

Tabelle 20b Bewegungsumfang in Inversion und Eversion (klinische Messungen)				
Zahlen in Grad	Verletzter Fuß		Nichtverletzter Fuß	
	Inversion	Eversion	Inversion	Eversion
Norm	30	15	30	15
DEBRUNNER [16]	50 ^{*)}	40 ^{*)}	50	40
Diese Studie	21 ± 11	10 ± 6	26 ± 8	13 ± 4
KITAOKA [32]	14 ± 8	1 ± 8	24 ± 7	8 ± 6

^{*)} hier ist die Beweglichkeit bzgl. der USG-Achse gemeint

Die Studie von KITAOKA [32] zeigte mit den in Tabelle 20a und b wiedergegebenen Ergebnissen einer klinischen Messung eine Reduktion des aktiven Bewegungsumfangs im Sprunggelenk auf der verletzten Seite. In einer 3-dimensionalen Bewegungsanalyse findet er ebenfalls eine Reduktion in allen drei Ebenen - sagittale, koronare und transverse Ebene. Diese Bewegungsminderungen waren insbesondere beim Laufen auf geraden Ebenen, geneigten Ebenen und beim Treppensteigen bemerkbar. Obwohl diese Ergebnisse signifikant waren, war eine klinische Bedeutung nicht festzustellen. In der vorliegenden Studie waren die klinischen Untersuchungsergebnisse mit denen von Kitaoka vergleichbar. Der Bewegungsumfang ist im Vergleich zu normalen Werten vermindert und bringt, laut Kitaoka, eine veränderte Funktion des Sprunggelenks und Rückfußes zum Ausdruck.

Tabelle 21 Ergebnisbewertung durch die Autoren selbst, Hauptaussagen						
Autor		Patienten		Wertung des Ergebnisses		
	Publikationsdatum	Patienten n =	Kontrollgruppe n =	sehr schlecht schlecht	mäßig mittel	gut sehr gut
BESCH [4]	2008	55	+	Keine Therapiepräferenz, alle Patienten behalten Gangasymmetrie		
BOZKURT [8]	2004	21	21	Risiko der Sprunggelenk- und Knieinstabilität, Gastrocnemiuschwäche		
CATANI [13]	1999	14	-	Präferenz für operatives Vorgehen		
DAVIES [15]	2003	12	-	Laterale Abweichung des plantaren Druckverteilung und erhöhte Druckwerte unter der 5. Metatarsale. Trotz operativer Therapie kommen von Fuß-Veränderungen vor.		
DUDKIEWICZ [17]	2002	22	-	Gute Korrelation zwischen Fußdruckanalyse und den Parametern des American Orthopedic Foot and Ankle Society hindfoot scores.		
KINNER [30]	2002	20	-	Trotz guter klinischer Ergebnisse waren bleibende Veränderungen in der plantaren Druckverteilung nach der operativen Therapie erkennbar.		
KITAOKA [32]	1994	16	26	Gangstörungen bei den meisten konservativ behandelten Patienten		
POZO [53]	1984	21	-	Bei ⅓ der Patienten dauert die Besserung 2-3 Jahre, bei 24% bis 6 Jahre nach konservativer Therapie	76% nach konservativer Therapie	
PROKOP [54] ¹⁾	2007	42	-	75% Dauerschäden, 25% Erwerbsminderung	6% (schmerzfrei)	
ROSENBAUM [56]	1995	14	10	Alle Patienten behalten funktionelle Defizite, kein Zusammenhang zwischen Böhler-Winkel und Lastverteilung am Fuß		
SCHEPERS [62]	2008	21	-	Befriedigende Ergebnisse nach perkutaner Therapie nach Forgon und Zadavec. Keine Korrelation zwischen den meisten Plantardruck- und Fuß-Struktur-Variablen und den krankheitsspezifischen Fragebögen.		
SIEGMETH [69]	1996	20	20	Eingeschränkte Beweglichkeit im USG, erhöhte Belastung des Rück- und Mittelfußes		
TÓTH [78]	1997	171	-	Im Vergleich zwischen operativen und konservativen Therapien ist die operative Therapie überlegen.		
Eigene Studie	2008	33	103	30%	34%	36%

¹⁾ retrospektive Aktenanalyse, keine Ganganalyse

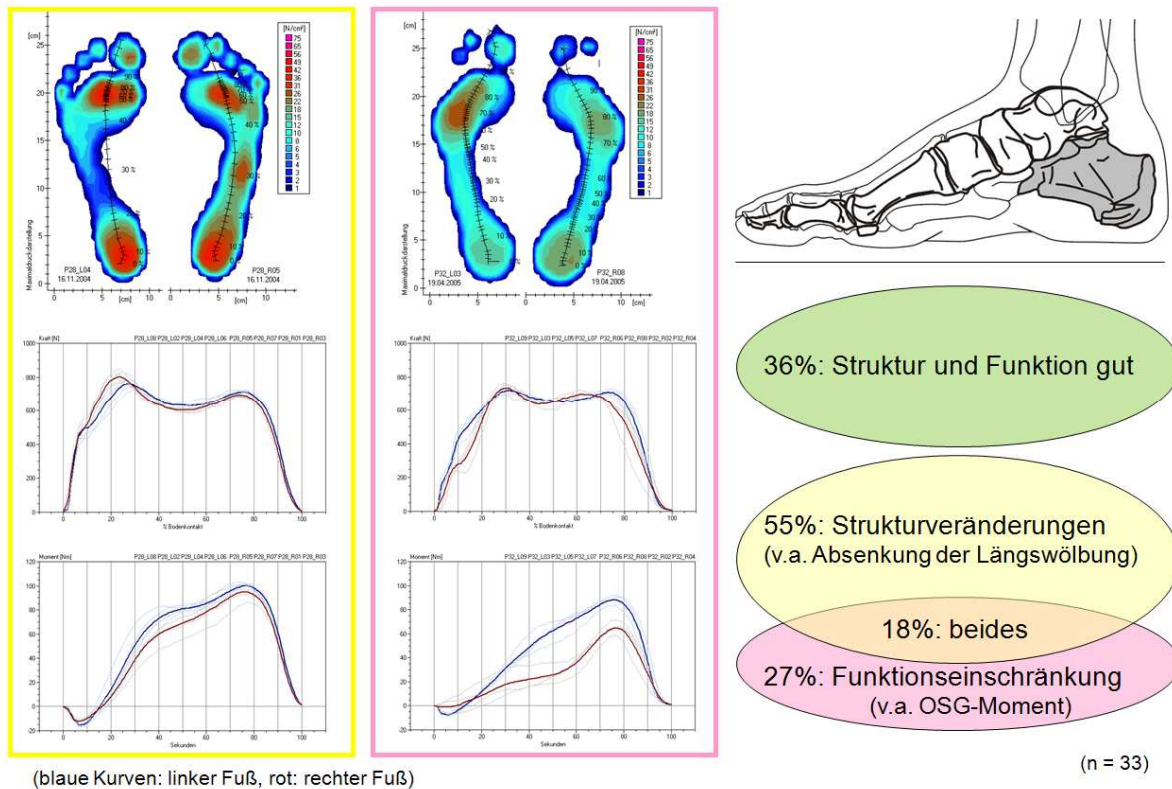


Abb. 74 Rechts: Outcome nach Calcaneusfraktur hinsichtlich struktureller und funktioneller Rehabilitation in dieser Studie. Links zwei Beispiele zu singulären strukturellen bzw. funktionellen Einschränkungen.

5.4 Relevanz dieser Studie

Intraartikuläre Frakturen der Calcaneus können oft in dauerhaften Problemen und infolge dessen in einem sehr großen Verlust an Lebensqualität resultieren. **Gelenkinkongruität** und die Heilung in (begrenzter) Fehlstellung sind oft Folge diese Frakturen. Es wird postuliert, dass die Wiederherstellung der prätraumatischen Anatomie wichtig für gute Resultate ist. Obwohl diese Meinung großteils akzeptiert ist, gibt es dafür wenig unterstützende, objektive Daten (MITTLMEIER [45], ROSENBAUM [56]).

Die meisten klinischen Auswertungen sind an quantitative oder semi-quantitative Evaluationen der **Fußfunktion**, wie visuelle Inspektion des Gangs, oder Feststellung der anatomischen Veränderungen, wie sie im Röntgenbild dargestellt sind, gebunden. In manchen Studien werden die Patienten selber um ihre **subjektive Meinung** nach dem Behandlungsergebnis gefragt (z.B. Maryland Foot Score). Im letzteren Fall könnte die Auswertung aber leicht von den individuellen Erwartungen und der Interaktion zwischen Patient und Arzt überlagert werden und damit zu keiner objektiven Evaluation mehr führen. Auch in den Fällen, in denen die Funktion nach einer ausreichenden Heilungsfrist relativ normal erscheint, könnte der Lasttransfer des beteiligten Gelenkes verändert sein. Eine pathologische Gelenklast stellt eine präarthrotische Deformität dar. Dieser Effekt wird als ein **sekundäres Defizit im Sprunggelenk nach Calcaneusfrakturen** definiert und nach konservativer und ope-

rativer Behandlungen im Sprunggelenk, im talonavicularen und im Calcaneocuboidgelenk festgestellt (ROSENBAUM [56]).

Die Struktur und die Funktion des Fußes stehen nicht immer in definierter Korrelation zueinander und deswegen ist zur ausführlichen Bewertung eine Ganganalyse erforderlich. PROKOP [54] beschreibt unbefriedigende Kurz- und Langzeitergebnisse, trotz ausgefeilter funktioneller Therapie und aufwändiger operativer Rekonstruktionen. Nach der Statistik der Berufsgenossenschaften weisen die Calcaneusfrakturen am häufigsten verbleibende Restschäden auf, in 75% der Fälle kommt es zu einem Dauerschaden. Die durchschnittliche Minderung der Erwerbsfähigkeit im 1. Rentengutachten beträgt in der Literatur 25,5% (PROKOP [54]).

PROKOP [54] beschreibt nur 6,3% der Patienten als schmerzfrei. Es ist anzunehmen, dass die funktionellen Einschränkungen nach Calcaneusfrakturen aus fortbestehenden Schmerzen resultieren können und dass persistierende Schmerzen die Funktion erheblich verschlechtern. Diese Schmerzen können mit der Ganganalyse funktionell und unabhängig von der Struktur nachgewiesen und quantifiziert werden. Dazu ist aber unbedingt die getrennte Aufnahme und Unterscheidung zwischen struktureller und funktioneller Messgrößen Voraussetzung, über die in einer Bewertung nicht „gemittelt“ werden darf.

Die subjektive Bewertung des Ergebnisses durch die Patienten selbst gibt das erreichte Ergebnis nur sehr bedingt verlässlich wieder. In die Bewertung durch den Patienten können andere, hier nicht bekannte Lebensumstände und Persönlichkeitsmerkmale des Patienten einfließen. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass diejenigen Patienten, die bereit waren eine Ganganalyse mitzumachen im Fragebogen im Durchschnitt eine etwas höhere Allgemeinzufriedenheit angaben, was ihre höhere Motivation zur aktiven Teilnahme an den Labormessungen der Studie erklären würde. Ihre gesundheitliche Situation bewerteten sie gleich wie der Durchschnitt aller Patienten der Studie. Sehr gute Korrelationen ($R^2 > 0.7$) und gute Korrelationen ($R^2 > 0.5$) zwischen subjektiven Scores der Patienten und Messgrößen sind deshalb grundsätzlich nicht zu erwarten.

Wie von manchen Autoren herausgestellt, benötigt die Calcaneusfraktur zur endgültigen Ausheilung und Schmerzfreiheit offenbar länger als andere Frakturen (PROKOP [54]). Viele Studien führen deswegen einen Follow-Up erst nach mindestens 2 Jahren durch (BOZKURT [8], CATANI [13], ROSENBAUM [56]) und manche erst im Mittel nach 6 bis 7 Jahren (BESCH [4], KITAOKA [32]). Die „Schmerzpatienten“ der vorliegenden Studie waren ebenfalls diejenigen, die den geringsten zeitlichen Abstand ($\frac{1}{2}$ Jahr bis 1 Jahr) zwischen Fraktur und der Follow-Up Studie hatten.

Mit der Etablierung höchstsignifikanter Parameter nach Calcaneusfraktur, unabhängig von Frakturtyp, Patientenalter und -Geschlecht sowie der Therapieform, gelingt es in dieser Arbeit, unzweifelhaft pathologische Parameter zu identifizieren. Falls ein Patient zu einem postoperativen Zeitpunkt X diese pathologischen Messwerte in diesen Parametern aufweist - Mittelfußbreite ($p \leq 0.00024$), Mittelfußbelastung ($p \leq 0.000007$) und/oder OSG-Moment ($p \leq 0.000092$), lässt sich erstmals objektiv und mit höchster Sicherheit ein bleibender Schaden im Sinne einer präarthrotischen Deformität konstituieren. Die Kombination pathologischer Befunde in allen drei Parametern definiert immer ein schlechteres, im Sinne der Berufsgenossenschaft oder Rentenversicherung ein entschädigungspflichtiges, Ergebnis. Im Umkehrschluss sind ein **subjektives schlechtes Ergebnis** in den Fragebögen wie Maryland Foot Score oder Schmerzangaben des Patienten bei der Untersuchung zum Rentengutachten **bei normalen Meßparametern miteinander unvereinbar**. Die subjektive Beeinträchtigung des Patienten ist dann nicht unfallabhängig oder entspricht einer Aggra-

vation. Mit den Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich eine verbesserte Beurteilung der Folgeschäden nach Calcaneusfrakturen erreichen. Die Objektivität bei gutachterlicher Betrachtung ist massiv erhöht.

Die Wertigkeit der Parameter in der täglichen klinischen Routine ist allerdings ungeklärt und bedarf einer prospektiven Validierungsstudie: Zwischen dem subjektiven „Standard-score“ Maryland-Footscore und den Parametern Mittelfußbreite, Mittelfußlast und OSG Moment besteht im untersuchten Krankengut durchschnittlich 3,75 Jahre nach dem Unfall **keine eindeutige** Korrelation. Die beste Korrelation zwischen Messparametern und Scores besteht zwischen funktionellen Parametern und Maryland Footscore ($R^2 = 0.42$).

6 Literatur

- [1] Atkins R. M., Allen P. E., Livingstone J. A.:
Demographic features of intra-articular fractures of the calcaneum.
J Foot & Ankle Surgery, 2001, 7:77-84
- [2] Banks A. S., Downey M. S., Martin D. E., Miller S. J.:
McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery.
Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2001, Third Edition, Volume 2
- [3] Barnard L., Odegard J. K.:
Conservative Approach in the Treatment of Fractures of the Calcaneus.
J Bone & Joint Surgery, 1955, 37-A(6):1231-1236
- [4] Besch L., Radke B., Müller M., Daniels-Wredenhagen M., Varoga D., Hilgert R. -E.,
Mathiak G., Öhlert K., Seekamp A.:
Dynamic and Functional Gait Analysis of Severely Displaced Intra-Articular Calcaneus
Fractures Treated with a Hinged External Fixator or Internal Stabilization.
J Foot & Ankle Surgery, 2008, 47(1):19-25
- [5] Bézes H., Massart P., Delvaux D., Fourquet J. P., Tazi F.:
The Operative Treatment of Intraarticular Calcaneal Fractures. Indications, Techniques,
and Results in 257 Cases.
Clin Ortho and Rel Research, 1993, 290:55-59
- [6] Boack D. -H., Wichelhaus A., Mittlmeier T., Hoffmann R., Haas N. P.:
Therapie der dislozierten Calcaneusgelenkfraktur mit der AO-Calcaneusplatte.
Chirurg, 1998, 69:1214-1223
- [7] Böhler L.:
Die Technik der Knochenbruchbehandlung.
Maudrich, Wien, 1954, Teil 2, Band 2, S.2148-2150
- [8] Bozkurt M., Kentel B. B., Yavuzer G., Öcgüder A., Heycan C., Tonuk E.:
Functional Evaluation of Intraarticular Severely Comminuted Fractures of the Calcaneus
With Gait Analysis.
J Foot & Ankle Surgery, 2004, 43(6):374-379
- [9] Brunner U., Schweiberer L.:
Verletzungen des Talus und des Kalkaneus.
Unfallchirurg, 1996, 99:136-151
- [10] Brauer C. A., Manns B. J., Ko M., Donaldson C., Buckley R.:
An Economic Evaluation of Operative Compared with Nonoperative Management of
Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures.
J Bone & Joint Surgery, 2005, 87(12):2741-2749
- [11] Buckley R., Tough S., McCormack R., Pate G., Leighton R., Petrie D., Galpin R.:
Operative Compared with Nonoperative Treatment of Displaced Intra-Articular Calcaneal
Fractures.
A Prospective, Randomized, Controlled Multicenter Trial.
J Bone & Joint Surgery, 2002, 84-A(10):1733-1744
- [12] Carr J. B.:
Mechanism and pathoanatomy of the intraarticular calcaneal fracture.
Clin Orthop, 1993, 290:36-40
- [13] Catani F., Benedetti M. G., Simoncini L., Leardini A., Giannini S.:
Analysis of Function After Intra-articular Fracture of the Os Calcis.
Foot & Ankle Int, 1999, 20(7):417-421
- [14] Clare M. P., Lee W. E., Sanders R.:
Intermediate to Long-Term Results of a Treatment Protocol for Calcaneal Fracture Malunions.
J Bone & Joint Surgery, 2005, 87-A(5):963-973

- [15] Davies M. B., Betts R. P., Scott I. R.:
Optical plantar pressure analysis following internal fixation for displaced intra-articular os calcis fractures.
Foot Ankle Int., 2003, 24(11):851-856
- [16] Debrunner H. U.:
Biomechanik des Fußes.
Enke Verlag, Stuttgart, 1985
- [17] Dudkiewicz I., Levi R., Blankstein A., Chechick A., Salai M.:
Dynamic Footprints: Adjuvant Method for Postoperative Assessment of Patients after Calcaneal Fractures.
IMAJ, 2002; 4:349-352
- [18] Durst J.:
Traumatologische Praxis.
Schattauer Verlag, Stuttgart, New York, 1997, S.608-611
- [19] Engelhardt G. H.:
Unfallheilkunde für die Praxis.
Walter de Gruyter, Berlin, 1984.
- [20] Essex-Lopresti The Late P.:
The Mechanism, Reduction Technique, and Results in Fractures Of The Os Calcis.
Br J Surg, 1952, 39:395-419
- [21] Follak N., Merk H.:
The benefit of gait analysis in functional diagnostics in the rehabilitation of patients after operative treatment of calcaneal fractures.
Foot and Ankle Surgery, 2003, 9(4):209-214
- [22] Gage J.:
Gaitanalysis.
Clin Orthop, 1993, 288:126
- [23] Gavlik J. M., Rammelt S., Zwipp H.:
The use of subtalar arthroscopy in open reduction and internal fixation of intra-articular calcaneal fractures.
Injury, Int J Care Injured, 2002, 33:63-71
- [24] Hefti F.:
Die Stellung des Fußes bei Arthrodesen des oberen Sprunggelenks.
Band 28 aus der Reihe: Bücherei des Orthopäden.
Enke Verlag, Stuttgart, 1981.
- [25] Henrich G., Herschbach P.:
Fragen zur Lebenszufriedenheit (FLZM). In: Ravens-Sieberer U., Cieza A. (Hrsg.):
Lebensqualitätsforschung und Gesundheitsökonomien der Medizin.
ecomed, Landsberg, 2000, S.98-110
- [26] Hoffmann H.:
Eine experimentelle Studie zur Systematik der Nutzung von Rumpfschwingungen beim menschlichen Gehen.
Dissertation an der Ruhr-Universität Bochum, 2001
- [27] Huang P. J., Huang H. T., Chen T. B., Chen J. C., Lin Y. K., Cheng Y. M., Lin S. Y.:
Open Reduction and Internal Fixation of Displaced Intra-articular Fractures of the Calcaneus.
J Trauma, 2002, 52:946-950
- [28] IFA services:
Institute of Phonetic Sciences, Faculty of Humanities, University of Amsterdam,
<http://www.fon.hum.uva.nl/Service/Statistics.html>
- [29] Kapanji I. A.:
Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 2: Untere Extremität.
Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1999, 3. Auflage
- [30] Kinner B. J., Best R., Falk K., Thon K. -P.:
Is There a Reliable Outcome Measurement for Displaced Intra-articular Calcaneal Fractures?
Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care, 2002, 53(6):1094-1102

- [31] Kinzl L., Arand M., Einsiedel T.:
Erfahrungen mit winkelstabilen Implantaten am Fersenbein.
Trauma Berufkrankh, 2004, 6(Suppl 1):S32-S34
- [32] Kitaoka H. B., Schaap E. J., Chao E. Y., An K. N.:
Displaced intra-articular fractures of the calcaneus treated non-operatively. Clinical results and analysis of motion and ground-reaction and temporal forces.
J Bone Joint Surg, 1994, 76-A:1531-1540
- [33] Kitaoka H. B., Alexander I. J., Adelaar R. S., Nunley J. A., Myerson M. S., Sanders M.:
Clinical Rating Systems for the Ankle-Hindfoot, Midfoot, Hallux, and Lesser Toes.
Foot & Ankle Int, 1994, 15(7):349-353
- [34] Koval K. J., Sanders R.:
The radiologic evaluation of calcaneal fractures.
Clin Orthop, 1993, 290:41-46
- [35] Lampe R., Mitternacht J., Steinhauser E., Gerdesmeyer L., Gradingner R.:
Ermittlung von Hallux Biegemomenten aus der plantaren Druckverteilungsmessung.
Z Orthop, 2003, 141:1-7
- [36] Lampe R., Mitternacht J., Schrödl S., Gerdesmeyer L., Gradingner R.:
Einsatz des Ganglabors bei klinisch- orthopädischen Fragestellungen in der Kinderorthopädie.
Klinische Pädiatrie, 2004, 216:72-78
- [37] von Lanz T., Wachsmuth W.:
Bein und Statik. 1. Band, 4. Teil aus der Reihe: Klassiker der Medizin - praktische Anatomie.
Springer Verlag, Berlin, zweite Auflage, 1972 (Sonderausgabe 2003)
- [38] Leung K, Yuen K. M., Chan W. S.:
Operative treatment of displaced intraarticular fractures of the calcaneum.
J Bone Joint Surg, 1993, 73-B:196-201
- [39] Maxfield J. E., McDermont F. J.:
Experiences With The Palmar Open Reduction Of Fractures Of The Calcaneus.
J Bone Joint Surg, 1955, 37-A(1):99-106
- [40] Melcher G., Degonda F., Leutenegger A., Rüedi T.:
Ten-Year Follow-up after Operative Treatment for Intra-articular Fractures of the Calcaneus.
J Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, 1995, 38(5):713-716
- [41] Mitternacht J.:
Pedographie und ihre alternativen Auswertungsmöglichkeiten.
Orthopädieschuhtechnik, 1998, 11:22-28
- [42] Mitternacht J.:
Ermittlung funktioneller kinetischer Parameter aus der plantaren Druckverteilungsmessung.
Dissertation an der Fakultät für Mathematik und Naturwissenschaften der Universität Koblenz-Landau, 2008
- [43] Mitternacht J., Lampe R.:
Ermittlung funktioneller kinetischer Parameter aus der plantaren Druckverteilung.
Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2006, 144:410-418
- [44] Mittlmeier T., Rosenbaum D.:
Klinische Ganganalyse.
Unfallchirurg, 2005, 108:614-629
- [45] Mittlmeier T., Morlock M. M., Hertlein H., Fässler M., Mutschler W., Bauer G., Lob G.:
Analysis of Morphology and Gait Funktion After Intraarticular Calcaneal Fracture.
J Orthop Trauma, 1993, 7(4):303-310
- [46] Möller P. P.:
Röntgennormalbefunde.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1996, 2. Auflage

- [47] Munaretto K.:
Retrospektive Untersuchung zur Ergebnisqualität bei Kalkaneusfrakturen unter besonderer Berücksichtigung der Lebensqualität.
Medizinische Dissertationsarbeit, Medizinischen Fakultät der Technischen Universität zu München, 2008
- [48] Mutschler W., Haas N. P. (Hrsg.):
Praxis der Unfallchirurgie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1999, S. 544-549
- [49] Nigg B. M.:
Biomechanics of running shoes.
Human Kinetics Publishers, Inc., Champaign, Illinois, 1986
- [50] Parmar H. V., Triffitt P. D., Gregg P. J.:
Intra-articular fractures of the calcaneum treated operatively or conservatively.
J Bone Joint Surgery, 1993, 75-B:932-937
- [51] Perry, J.:
Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens.
Urban & Fischer, München, 2003, 1. Auflage
- [52] Perry, J., Ireland M. L., Gronley J., Hoffer M. M.:
Predictive value of manual muscle testing and gait analysis in normal ankles by dynamic electromyography.
Foot Ankle Int, 1986, 6:254-259
- [53] Pozo J. L., Kirwan E. O'G., Jackson A. M.:
The Long-Term Results of Conservative Management of Severely Displaced Fractures of the Calcaneus.
J Bone Joint Surgery, 1984, 66-B:386-390
- [54] Prokop A., Müller S., Warnke T., Rehm K. E.:
Problem Fersenbeinfraktur – Nachuntersuchungsergebnisse von 42 isolierten Frakturen.
Trauma und Berufskrankheiten, 2007, 9:315-318
- [55] Rabl C. R. H., Nyga W.:
Orthopädie des Fußes.
Ferdinand Enke, Stuttgart, 1994, 7. Auflage
- [56] Rosenbaum D., Lübke B., Bauer G., Claes L.:
Long-term effects of hindfoot fractures evaluated by means of plantar pressure analyses.
Clin Biomech, 1995, 10(7):345-351
- [57] Sanders R., Fortin P., DiPisquale T., Walling A.:
Operative Treatment in 120 Displaced Intraarticular Calcaneal Fractures – Results Using a Prognostic Computed Tomography Scan Classification.
Clin Orthop & Rel Res, 1993, 290:87-95
- [58] Sanders R., Gregory P.:
Operative treatment of intra-articular fractures of the calcaneus.
Orthop Clin of North Am, 1995, 26:203-214
- [59] Sanders R.:
Current concepts review: Displaced intra-articular fractures of the calcaneus.
J Bone Joint Surg, 2000, 82-A:225-250
- [60] Sarrafian S. K.:
Biomechanics of the Subtalar Joint Complex.
Clin Orthop & Rel Res, 1993, 290:17-26
- [61] Schepers T., Heetveld M., Mulder P., Patka P.:
Clinical Outcome Scoring of Intra-articular Calcaneal Fractures.
Journal of Foot and Ankle Surgery, 2008, 47(3):213-218
- [62] Schepers T., Van der Stoep A., Van der Avert H., Van Lieshout E. M., Patka P.:
Plantar pressure analysis after percutaneous repair of displaced intra-articular calcaneal fractures.
Foot Ankle Int., 2008, 29(2):128-135

- [63] Scherer M. A.:
Arthroskopisch unterstützte Behandlung von Tibiakopffrakturen - Möglichkeiten und Grenzen.
Trauma Berufskrankh, 2002, 4:51-62
- [64] Schneider F., Fink G. R. (Hrsg.):
Funktionelle MRT in Psychiatrie und Neurologie.
Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 2007
- [65] Schoening A.:
Die Radiologische Klassifikation von Calcaneusfrakturen in der Computertomographie als Hilfe zur chirurgischen Therapieentscheidung.
Medizinische Dissertationsarbeit, Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, 2002
- [66] Schofer M., Schoepp C., Rüländer C., Kortmann H. -R.:
Operative und konservative Behandlung der Calcaneusfrakturen.
Trauma Berufskrankh, 2005, 7(Suppl 1):S156-S161
- [67] Seekamp A., Köntopp H., Tscherne H.:
Hannover Fracture Scale '98 – Neuevaluierung und neue Perspektiven eines etablierten Scoresystems.
Unfallchirurg, 2001, 104:601-610
- [68] Siebert C. H., Hansen M., Wolter D.:
Follow-up evaluation of open intra-articular fractures of the calcaneus.
Arch Orthop Trauma Surg, 1998, 117:442-447
- [69] Siegmeth A., Petje G., Mittlmeier T., Vécsei V.:
Ganganalyse nach intraartikulären Fersenbeinfrakturen.
Unfallchirurg, 1996, 99:52-58
- [70] Sijbrandij E., van Gils A., van Hellemond F., Louwerens J. -W., de Lange E.:
Assessing the subtalar joint: The Brodén view revisited.
Foot Ankle Int, 2001, 22(4):329-34
- [71] Sobotta J.:
Atlas der Anatomie des Menschen. Band 2.
Urban & Schwarzenberg, München, 1993, 20. Auflage
- [72] Solomon M. A., Gilula L. A., Oloff L. M., Oloff J., Compton T.:
CT scanning of the foot and ankle: 1. Normal anatomy.
Am J Roentgenol, 1986, 146:1192–1203
- [73] Taylor A. J., Menz H. B., Keenan A. -M.:
Effects of experimentally induced plantar insensitivity on forces and pressures under the foot during normal walking.
Gait & Posture, 2004, 20(3):232-237
- [74] Thermann H., Saltzman C. L.:
Endoprothetischer Ersatz des oberen Sprunggelenks.
Unfallchirurg, 2002, 105:496-510
- [75] Thermann H., Hübner T., Schrott H. -E., Albrecht K., Tscherne H.:
Therapie intraartikulärer Fersenbeinfrakturen bei Erwachsenen – Ein Behandlungsalgorithmus.
Unfallchirurg, 1999, 102:152-166
- [76] Thordarson D. B., Krieger L. E.:
Operative vs. Nonoperative Treatment of Intra-Articular Fractures of the Calcaneus: A Prospective Randomized Trial.
Foot & Ankle Int, 1996, 17(1):2-9
- [77] Tittel K.:
Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen.
Gustav Fischer Verlag, Jena, 1990, 11. Auflage
- [78] Tóth K., Boda K., Kellermann P., Zdravetz G., Korcsmar J.:
Clinical and gait analysis of 171 unilateral calcaneal fractures.
Clin Biomech (Bristol, Avon), 1997, 12(3):S17-18

- [79] Westphal T., Halm J. P., Piatek S., Schubert S., Winckler S.:
Lebensqualität nach Kalkaneusfrakturen – Eine Matched-pairs-Analyse mit bevölkerungsrepräsentativer Kontrollgruppe.
Unfallchirurg, 2003, 106:313-318
- [80] Wilson D. W.:
Functional Capacity following Fractures of the Os Calcis.
Can Med Assoc J, 1966, 95(18):908-911
- [81] Wirth C. J.:
Orthopädie und orthopädische Chirurgie, Fuß.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2002
- [82] Witt A. N., Rettig H., Schlegel K. F., Hackenbroch M., Hupfauer W.:
Orthopädie in Praxis und Klinik, Band I Allgemeine Orthopädie,
Biomechanik - Genetik - Ökologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1980, 2. Auflage
- [83] Wu W. L., Su F. C., Cheng Y. M., Huang P. J., Chou Y. L., Chou C. K.:
Gait analysis after ankle arthrodesis.
Gait and Posture, 2000, 11:54-61
- [84] Zenker W.:
Die Calcaneusfraktur. Eine Analyse an Knochenmodellen aus CT-Daten.
Steinkopff Verlag, Darmstadt, 1999
- [85] Zwipp H.:
Chirurgie des Fußes.
Springer-Verlag Wien, New York, 1994
- [86] Zwipp H., Tscherne H., Wülker N., Grote R.:
Der intraartikuläre Fersenbeinbruch: Klassifikation, Bewertung und Operationstechnik.
Unfallchirurg, 1989, 92:117-129
- [87] Zwipp H., Rammelt S., Gavlik J. M., Grass R.:
Fersenbeinbruch. Bringt die Osteosynthese Vorteile?
Trauma Berufskrankh, 2000, 2(Suppl 1):S129-S132
- [88] Zwipp H., Rammelt S., Barthel S.:
Kalkaneusfraktur.
Unfallchirurg, 2005, 108:737-748

IV Stichwortverzeichnis

A

Abstoßphase · 17, 21
 Arthrodese des Sprunggelenks · 16
 arthroskopische Behandlung · 37
 Auftrittphase · 21
 Außenbandverletzung · 17

B

Behandlungsalgorithmus · 36, 37
Biomechanik · 45
 Bodenkontaktfläche · 60
 Bodenkontaktphase · *Siehe* Standphase
 Bodenkraft · 60
 Bodenkräfte · *Siehe* Bodenreaktionskräfte
 Bodenreaktionskraft · 55
 Bodenreaktionskräfte · 50, 51, 53
 Bodenreaktionskraftmessplatte · 50, 52
 Bodenreaktionskraftmessung · 44
 Böhler-Winkel · 28, 31

C

Calcaneus · 12, 13, 15, 17
 Calcaneusfraktur · 10, 26, 36
 Computertomographie (CT) · 27, 35, 36

D

Dorsalextension · 15
 Drehmoment · 45
 Druck · 46
 Druckmaximabild · 57
Druckverteilungsmessung · 44, 55, 58

E

Entenschnabelfraktur · 27
 Eversion · 17
extraartikuläre Fraktur · 31

F

Fersenbein · *Siehe* Calcaneus, *Siehe* Calcaneus
 Fersenpolster · 20
 Fersensporn · 38
 Fixateur-extern · 38
 Fragebogen nach Lysholm · 23
 Frakturlinie · 31
 Fuß · 12
Fußbreitenindex · 65, 66
 Fußlängsachse · 18

G

Gaitline · *Siehe* Ganglinie

Ganggeschwindigkeit · 52
 Ganglabor · 43
 Ganglinie · 50, 54, 58
Gangphasen · 20
 Gelenkmoment · 61, 63
Gelenkwinkel · 47

H

Hackenfußfehlstellung · 9
 Hebel · 61
 Hebelgesetz · 46
 Hebelverhältnisse · 18
Horizontalkraft · 53

I

Impressionsfraktur · *Siehe* Joint-Depression-Type-Fraktur
 Initialzacke · 53
intraartikuläre Fraktur · 31
 Inversion · 17

J

Joint-Depression-Type-Fraktur · 31, 32

K

Kahnbein · *Siehe* Naviculare
 Kinematik · 45
 Kinetik · 45
 kinetische Parameter · 62
 Kirschner-Draht · 38
 Kniegelenkwinkel · 49
 konservative Behandlung · 37
 Kraftangriffspunkt · 55, 58
 Kraftmessplatte · *Siehe*
 Bodenreaktionskraftmessplatte

L

Längsachse des Fußes · 16, 17
 Längsgewölbe · 14
 Längswölbung · 14

M

Marker · 48
 Maryland-Foot-Score · 23, 40
 Mechanik · 45
 Mittelfußbelastung · 67
 Modellierung · 45

N

Naviculare · 17

Newtonsche Gesetze · 45
Normaldatenbasis · 25
Normierung · 50

O

oberes Sprunggelenk · 13, 15
operative Behandlung · 37
OSG · *Siehe* oberes Sprunggelenk

P

Parsen · 53
Pearsonscher Korrelationskoeffizient · 81, 82
Pedographie · 56
Pronation · 17

Q

Quergewölbe · 14
Querwölbung · 14

S

Scherkraft · 54
schwerer Kollaps des Rückfußes · 32
Schwungphase · 20
Spearman-Rangkorrelationskoeffizient · 81
Sprungbein · *Siehe* Talus

Sprunggelenk · 13
Sprunggelenkwinkel · 49
Standphase · 20, 21
Stoßdämpfung · 20
Student t-test · 80
Supination · 17

T

Talus · 12, 17
Talusrolle · 15, 16
Tongue-Type-Fraktur · 31, 32
Trabekelstruktur · 14

U

unteres Sprunggelenk · 13, 17
USG · *Siehe* unteres Sprunggelenk

V

Vertikalkraft · 53
Video-Bewegungsanalyse · 44, 46
Visuelles Scoring · 71

W

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks-Test · 80
Winkelbewegung · 47

Anhang

A. Fragebogen nach Maryland-Foot-Score

TABLE 1. Maryland Foot Score

1. Pain	
None: including with sports	45
Slight: no change in ADL's or work ability	40
Mild: minimal change in ADL's or work	35
Moderate: significant decrease in ADL's	30
Marked: during minimal ADL's, e.g., bathroom, simple housework. Stronger, more frequent analgesics	10
Disabled: unable to work or shop	5
2. Function	
Gait	
Distance walked	
Unlimited	10
Slight limitation	8
Moderate limitation (2-3 blocks)	5
Severe limitation (1 blocks)	2
Indoors only	0
Stability	
Normal	4
Weak feeling—no true giving way	3
Occasional giving way (1-2 mos)	2
Frequent giving way	1
Orthotic device used	0
Support	
None	4
Cane	3
Crutches	1
Wheelchair	0
Limp	
None	4
Slight	3
Moderate	2
Severe	1
Unable to walk	0
Shoes	
Any type	10
Minor concessions	9
Flat, laced	7
With orthotics	5
Space shoes	2
Unable to wear shoes	0
Stairs	
Normally	4
With bannister	3
Any method	2
Unable	0
Terrain	
No problem with any surface	4
Problems on stones, hills	2
Problems on flat surfaces	0
Cosmesis	
Normal	10
Mild deformity	8
Moderate	6
Severe	0
Multiple deformities	0
Motion (ankle, subtalar, midfoot, metatarsophalangeal)	
Normal	5
Slightly decreased	4
Markedly decreased	2
Ankylosed	0

Excellent, 90-100; good, 75-89; fair, 50-74; failure, <50.

B. Fragebogen zur Lebenszufriedenheit

FLZ^M Fragen zur Lebenszufriedenheit 1. Allgemeiner Teil

Bei den folgenden Fragen geht es darum, wie **zufrieden** Sie mit Ihrem Leben und mit einzelnen Aspekten Ihres Lebens sind. Außerdem sollen Sie angeben, wie **wichtig** einzelne Lebensbereiche (z.B. Beruf oder Freizeit) für Ihre Zufriedenheit und Ihr Wohlbefinden sind.

Bitte beantworten Sie **alle** Fragen, auch diejenigen, die scheinbar nicht auf Sie zutreffen: Wenn Sie z.B. keinen Partner haben, können Sie bei der Frage nach der "Partnerschaft" trotzdem angeben, wie wichtig Ihnen das wäre und wie zufrieden Sie mit der derzeitigen Situation (ohne Partner) sind.

Lassen Sie sich nicht davon beeinflussen, ob Sie sich im Augenblick gut oder schlecht fühlen, sondern versuchen Sie, bei Ihrer Beurteilung **die letzten vier Wochen** zu berücksichtigen.

Bitte kreuzen Sie zunächst an, **wie wichtig** jeder einzelne Lebensbereich für Ihre Zufriedenheit insgesamt ist. Bevor Sie beginnen, schauen Sie bitte erst alle Bereiche an.

Wie wichtig ist (sind) für Sie ...	nicht wichtig	etwas wichtig	ziemlich wichtig	sehr wichtig	extrem wichtig
1. Freunde / Bekannte _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Freizeitgestaltung / Hobbies _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Gesundheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Einkommen / finanzielle Sicherheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Beruf / Arbeit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Wohnsituation _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Familienleben / Kinder _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Partnerschaft / Sexualität _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Bitte kreuzen Sie nun an, wie **zufrieden** Sie in den einzelnen Lebensbereichen sind.

Wie zufrieden sind Sie mit ...	un- zufrieden	eher un- zufrieden	eher zufrieden	ziemlich zufrieden	sehr zufrieden
1. Freunden / Bekannten _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Freizeitgestaltung / Hobbies _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Gesundheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Einkommen / finanzielle Sicherheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Beruf / Arbeit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Wohnsituation _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Familienleben / Kinder _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Partnerschaft / Sexualität _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Wie zufrieden sind Sie mit Ihrem Leben insgesamt , wenn Sie alle Aspekte zusammennehmen? _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

© HeHe München 1990

FLZ^M Fragen zur Lebenszufriedenheit 2. Gesundheit

Im folgenden ist der Bereich "Gesundheit" in verschiedene Aspekte unterteilt. Sie sollen auch hier wieder angeben, wie **wichtig** Ihnen einzelne Aspekte sind, und wie **zufrieden** Sie damit sind.

Bitte beantworten Sie **alle** Fragen. Lassen Sie sich nicht davon beeinflussen, ob Sie sich im Augenblick gut oder schlecht fühlen, sondern versuchen Sie, bei Ihrer Beurteilung die **letzten vier Wochen** zu berücksichtigen.

Bitte kreuzen Sie zunächst an, wie **wichtig** jeder einzelne Aspekt für Ihre Gesundheit ist. Bevor Sie beginnen, schauen Sie bitte erst alle Aspekte an.

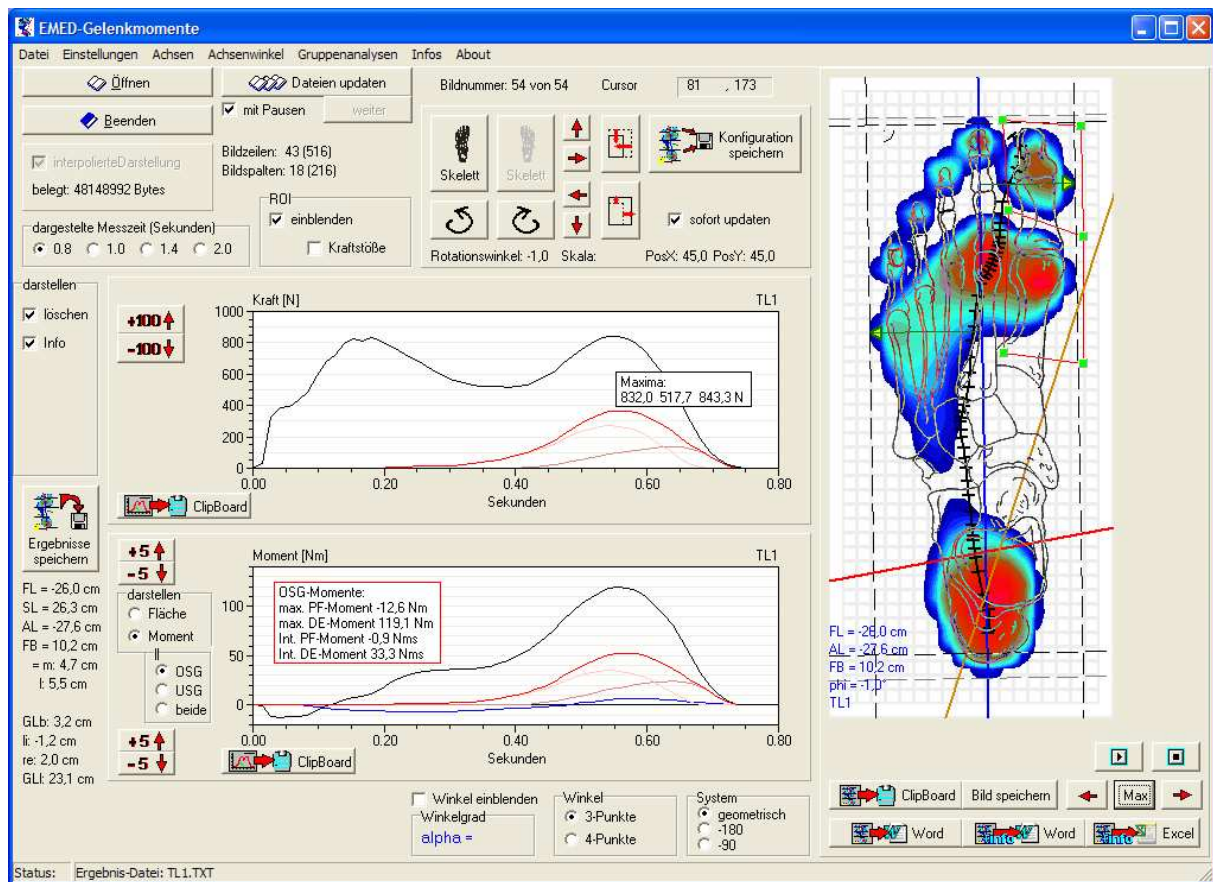
Wie wichtig ist (sind) für Sie ...	nicht wichtig	etwas wichtig	ziemlich wichtig	sehr wichtig	extrem wichtig
1. Körperliche Leistungsfähigkeit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Entspannungsfähigkeit / Ausgeglichenheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Energie / Lebensfreude _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Fortbewegungsfähigkeit (z.B. gehen, Auto fahren)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Seh- und Hörvermögen _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Angstfreiheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Beschwerde- und Schmerzfürfreiheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Unabhängigkeit von Hilfe / Pflege _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Bitte kreuzen Sie nun an, wie **zufrieden** Sie mit den einzelnen Aspekten sind.

Wie zufrieden sind Sie mit Ihrer (Ihrem) ...	un-zufrieden	eher un-zufrieden	eher zufrieden	ziemlich zufrieden	sehr zufrieden
1. Körperlichen Leistungsfähigkeit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Entspannungsfähigkeit / Ausgeglichenheit _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Energie / Lebensfreude _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Fortbewegungsfähigkeit (z.B. gehen, Auto fahren)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Seh- und Hörvermögen _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Ausmaß von Angst _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Ausmaß von Beschwerden und Schmerzen _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Unabhängigkeit von Hilfe / Pflege _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

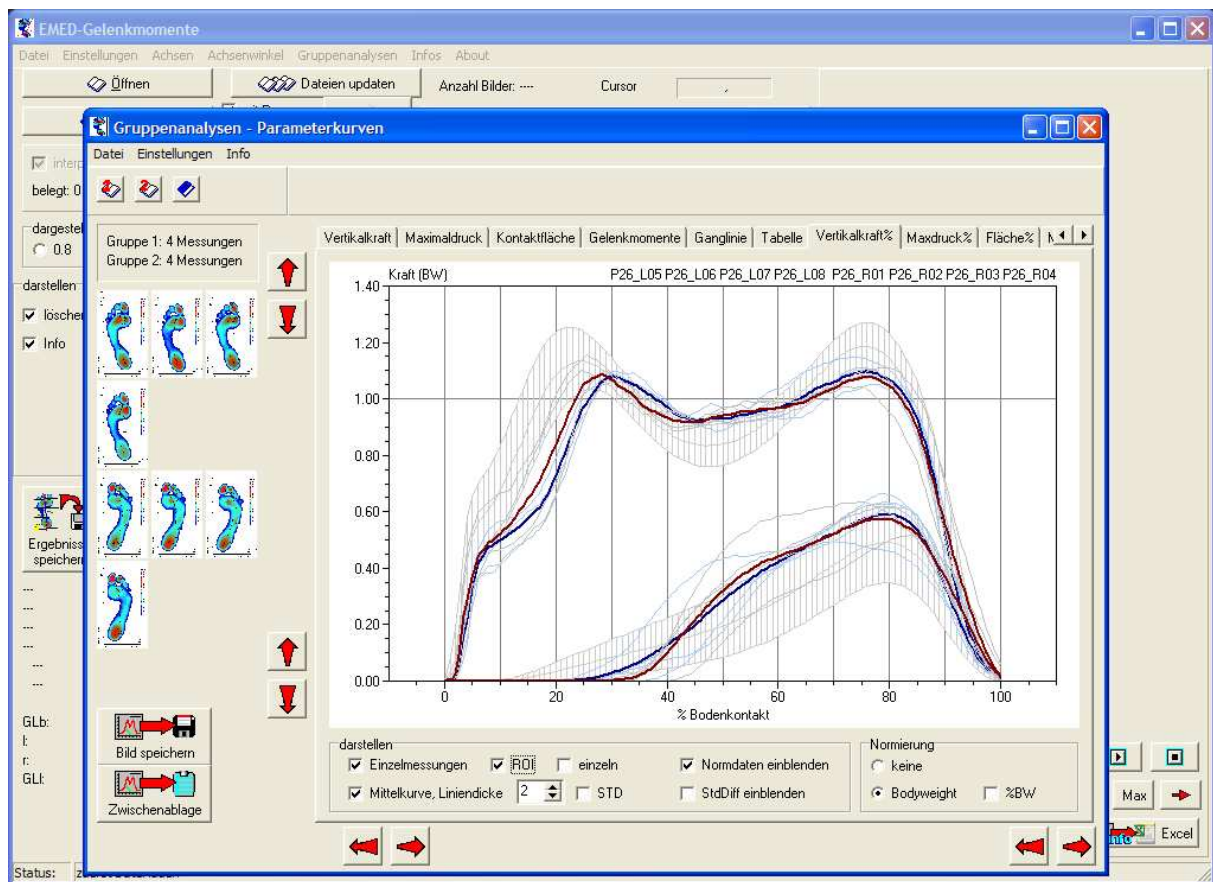
© HeHe München 1990

C. Programm zur Berechnung der Gelenkmomente aus den Pedographie-Messdaten

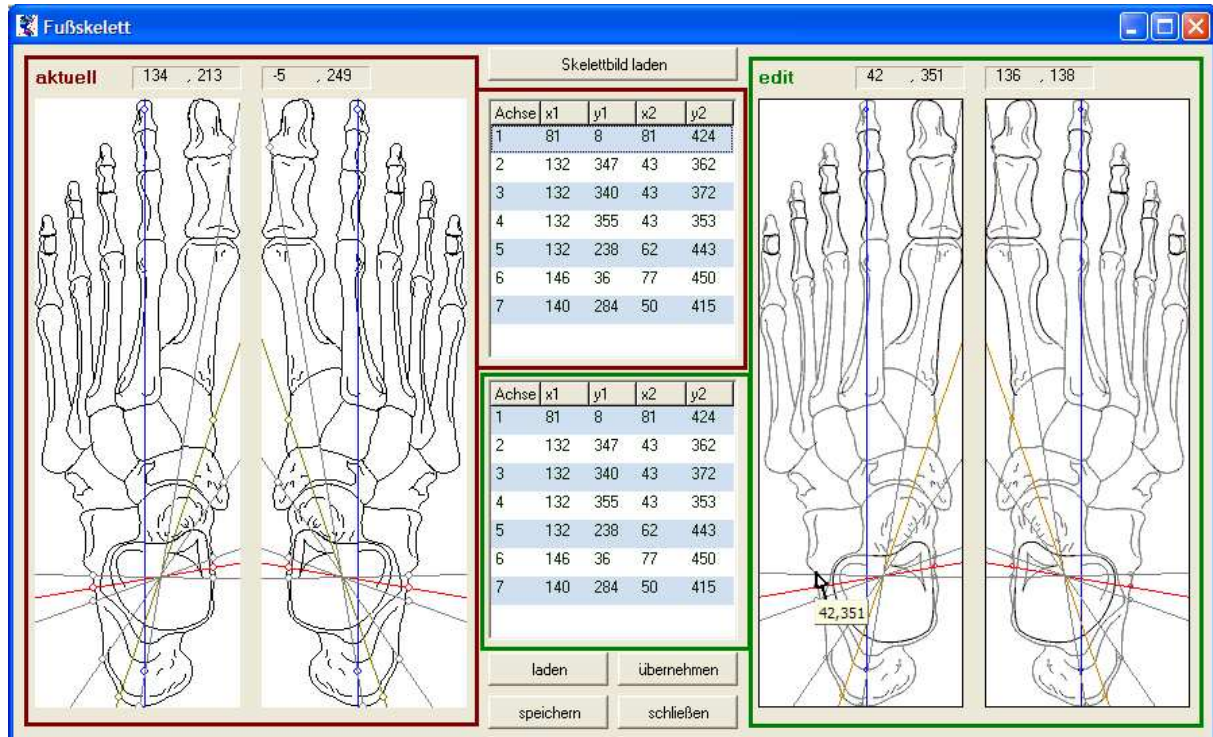


Screendump des Auswerteprogramms, links oben die Programmschalter zum Laden einer einzelnen oder einer Reihe von Pedogramm-Dateien, Mitte oben Schalter zum Anpassen von Größe und Orientierung des Skelettbildes auf dem Pedogramm, rechts unten verschiedene Schalter zur Speicherung von Abbildungen und ausgewerteter Daten in einer Word-Datei oder einer EXCEL-Tabelle. Die Knotenpunkte der Region of Interest lassen sich direkt im Bild mit dem Maus-Cursor bewegen.

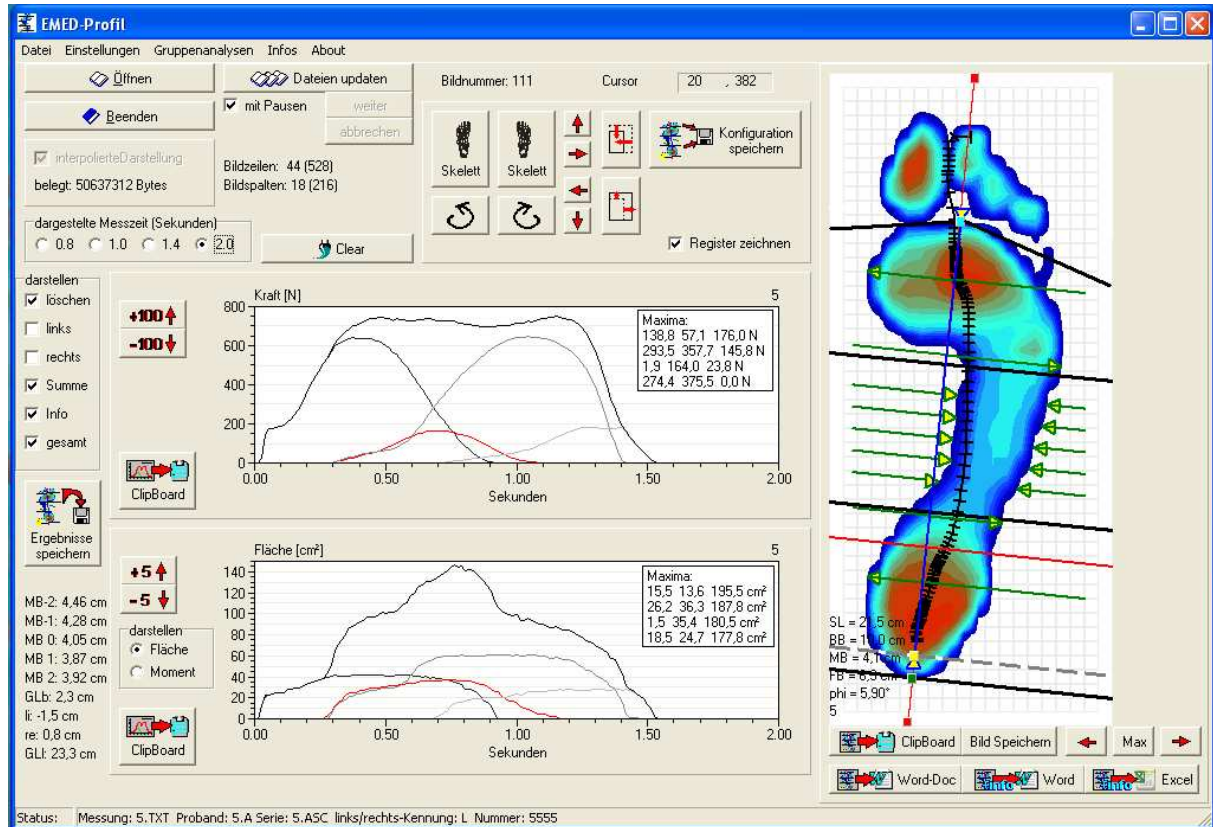
In den Hauptmenüpunkten können Interpolationsalgorithmus des Pedogrammbildes, auszuwertende Achsen, Skelettbild, Optionen zur statistischen Auswertung etc. eingestellt werden. Ein Algorithmus zur vollautomatischen Konturerkennung des Fußabdrucks, zur Achsendefinition, Hallux-Konturerkennung ist zwar implementiert, hat sich aber besonders bei abweichenden Fußformen und von der Norm abweichenden Belastungsbildern des Fußes nicht bewährt.



Im Untermenüpunkt *Gruppenanalysen* werden die im Hauptteil der Arbeit gezeigten Diagramme erstellt. Optional ist der Vergleich mit den Normaldaten, die Einblendung der ROI, Normierungsoptionen, etc. Eine Seite enthält die statistische Auswertung.



Menü zur Wahl von Skelettbild und Einstellung der Achsenlage und Orientierung. Linke Seite und obere Tabelle: aktuelle verwendete Skelettkontur und Achsenlagen, Längsachse blau, OSG-Achse rot und USG-Achse ocker, zu OSG- und USG-Achse lassen sich Streubereiche einstellen. rechte Seite und untere Tabelle: Editierbereich. Es lassen sich andere Skelettkonturbilder laden (das linke Skelett wird dann in das rechte gespiegelt, die Länge des Fußes sollte aber mit der Vorgabe übereinstimmen), die Knotenpunkte der Achsen und damit die Achsen selbst lassen sich in der Graphik mit der Maus verschieben oder die Koordinaten in der unteren Tabelle von Hand eintragen. Außerdem lassen sich die Datensätze der Achsenkoordinaten speichern bzw. laden.

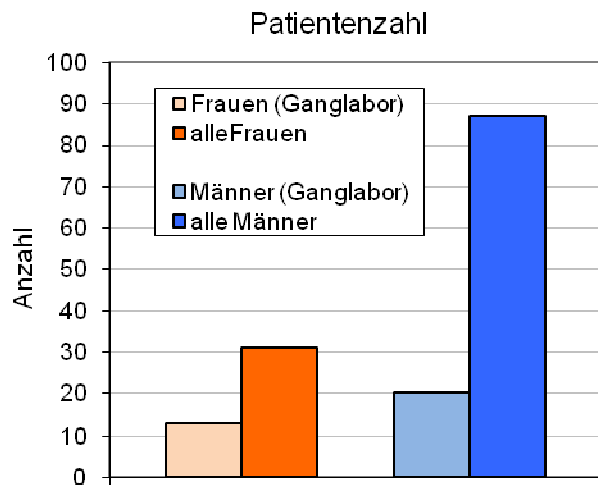


Screendump des Auswerteprogramms im Modus ‚Maskenfelder nach Debrunner‘. In 8 Regionen werden Maximaldruck, Bodenkraft, Gelenkmoment bzgl. des OSG, Kontaktfläche berechnet, außerdem Fußlänge, Sohlenlänge ohne Zehenbereich und Fußbreiten. Der Mittelfußbreite kommt eine besondere Bedeutung bei Knick- Senk- und Plattfuß zu aber z.B. auch nach Calcaneusfrakturen wie in dieser Studie. Sie wird sie an 5 Stellen gemessen und daraus ein mittlerer Wert gebildet.

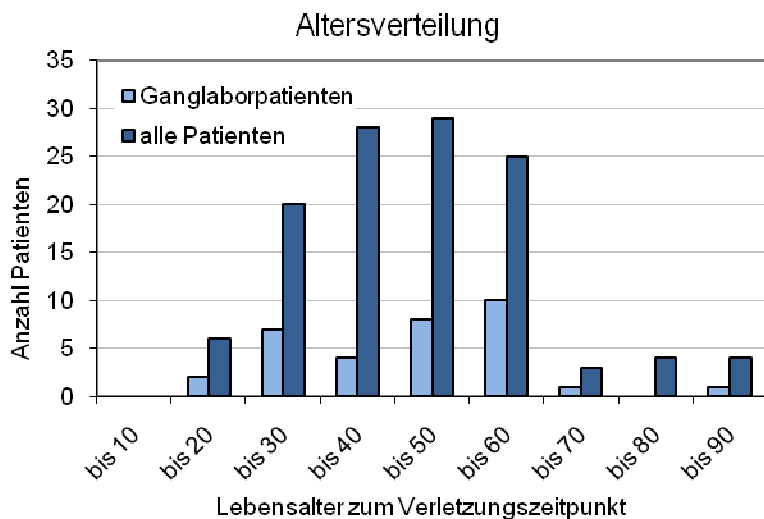
D. Epidemiologie der Patienten mit Calcaneusfraktur

Geschlechtsverteilung der Patienten:
 74% aller Patienten sind Männer, 26% sind Frauen. Diese Zahlen entsprechen in etwa den Angaben von SANDERS [59] (bei Sanders Männer:Frauen = 4:1, in dieser Studie Männer:Frauen = 3:1, bei den Teilnehmern an den Ganguntersuchungen Männer:Frauen = 2:1)

(Die aufgehellten Balken geben den Anteil der Patienten wieder, die an den Ganguntersuchungen teilgenommen haben, diese sind auch in den Gesamtzahlen enthalten)



Altersverteilung der Patienten zum Zeitpunkt der Verletzung.
 (Die aufgehellten Balken geben den Anteil der Patienten wieder, die an den Ganguntersuchungen teilgenommen haben, diese sind auch in den Gesamtzahlen enthalten)



E. Pedogramme der Patienten mit Calcaneusfraktur

In diesem Kapitel werden für alle 33 Patienten, die an den Messungen im Ganglabor teilgenommen haben, 6 Pedogramme (Druckverteilungsbilder) und die entscheidenden daraus abgeleiteten kinetischen Parameterkurven dargestellt.

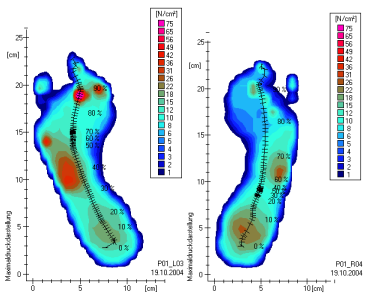
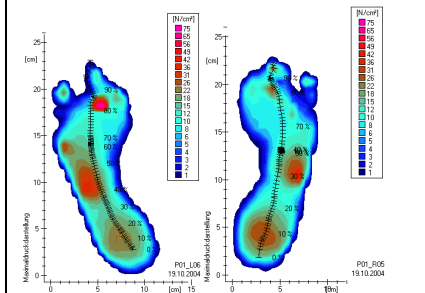
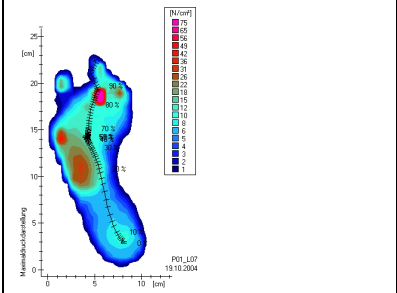
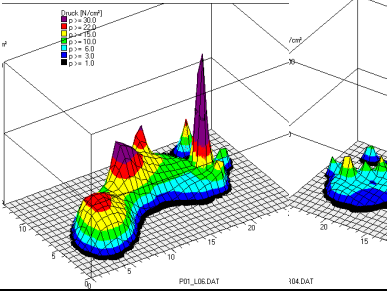
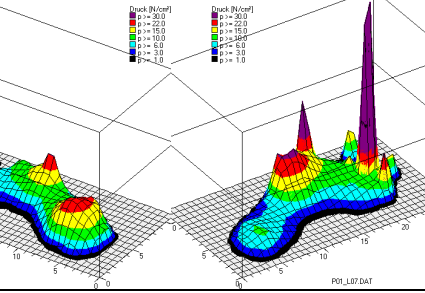
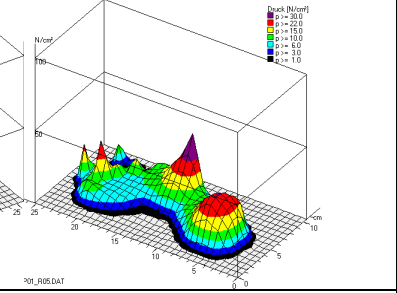
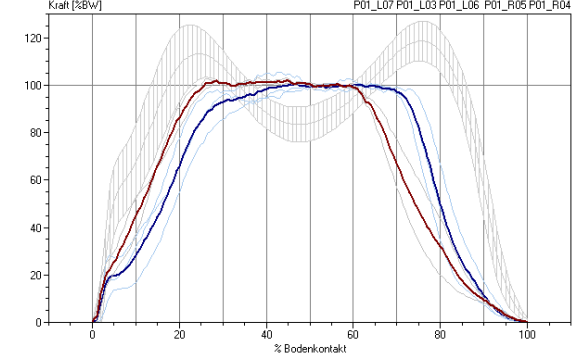
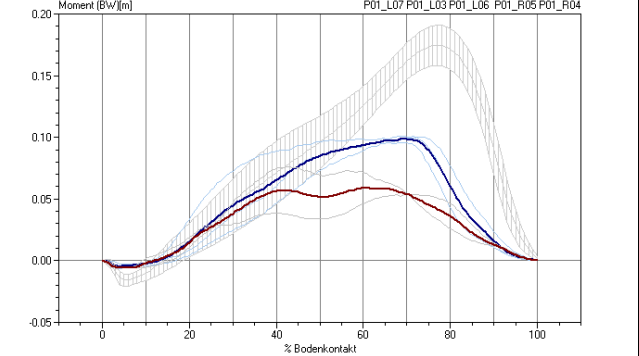
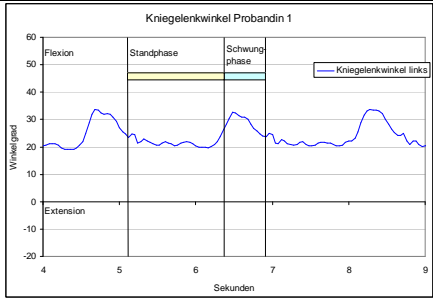
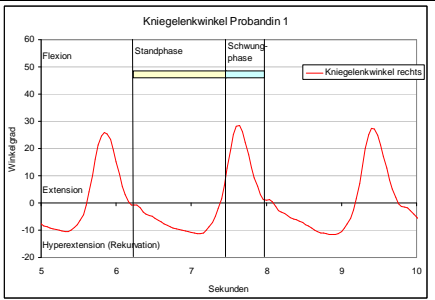

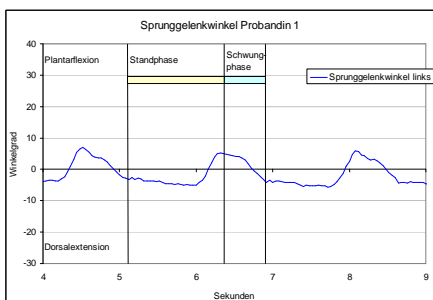
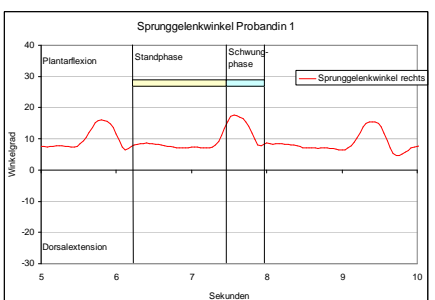
In den Parameterdiagrammen für Bodenkraft und OSG-Moment werden mittlere Kurven von linkem (blaue Linie) und rechtem Bein (rote Linie) dargestellt, die einzelnen Messungen (helle Farbtöne, dünne Linienzüge) und zum Vergleich die Standardverteilung von 103 Normalprobanden. Die Messkurven sind in der vertikalen Achse auf das Körpergewicht des Patienten normiert, in der horizontalen Achse auf 0% (erster Bodenkontakt mit dem Fuß beim Auftreten) bis 100% Bodenkontakt (am Ende des Abstoßens).

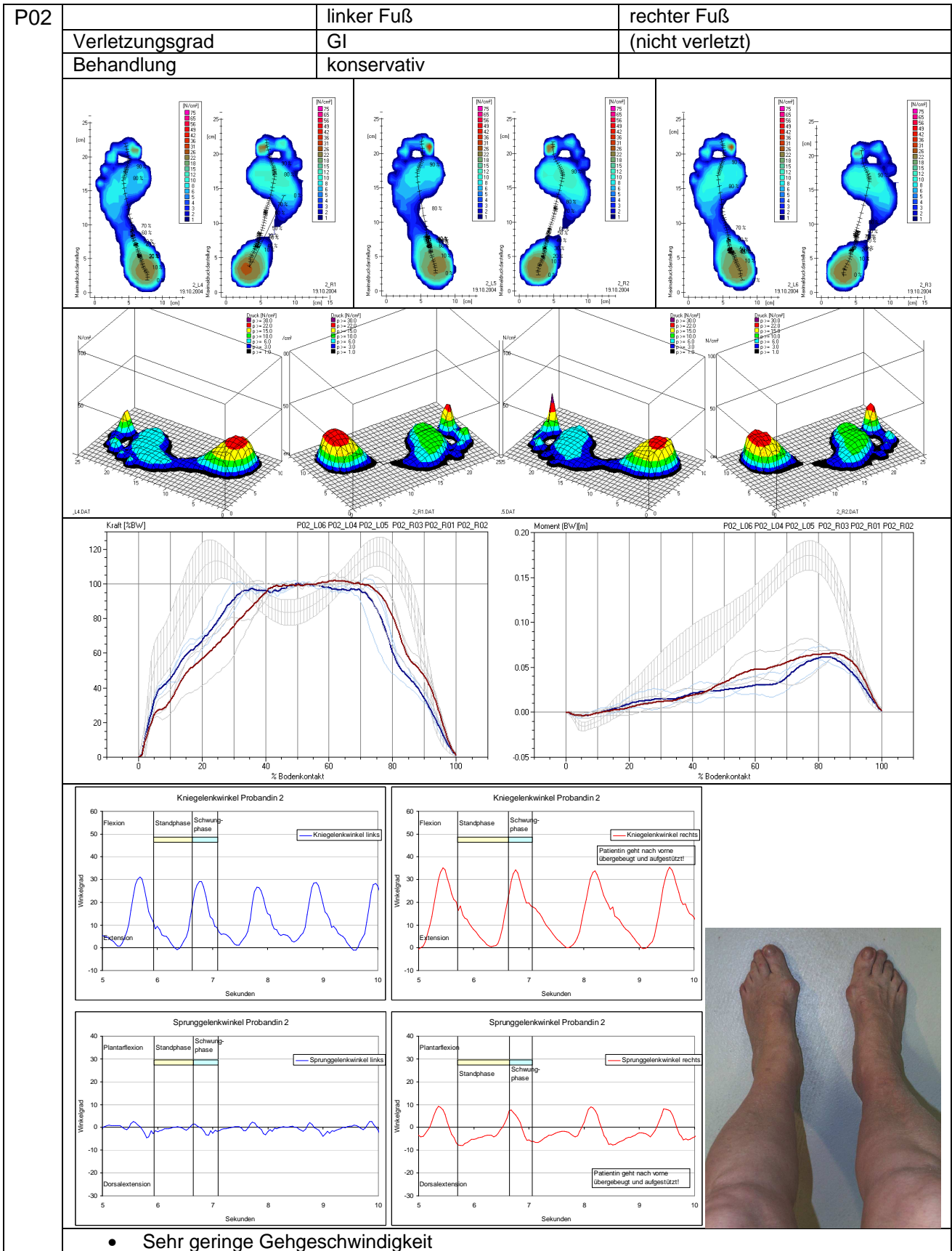
In allen Parameterdiagrammen gilt:

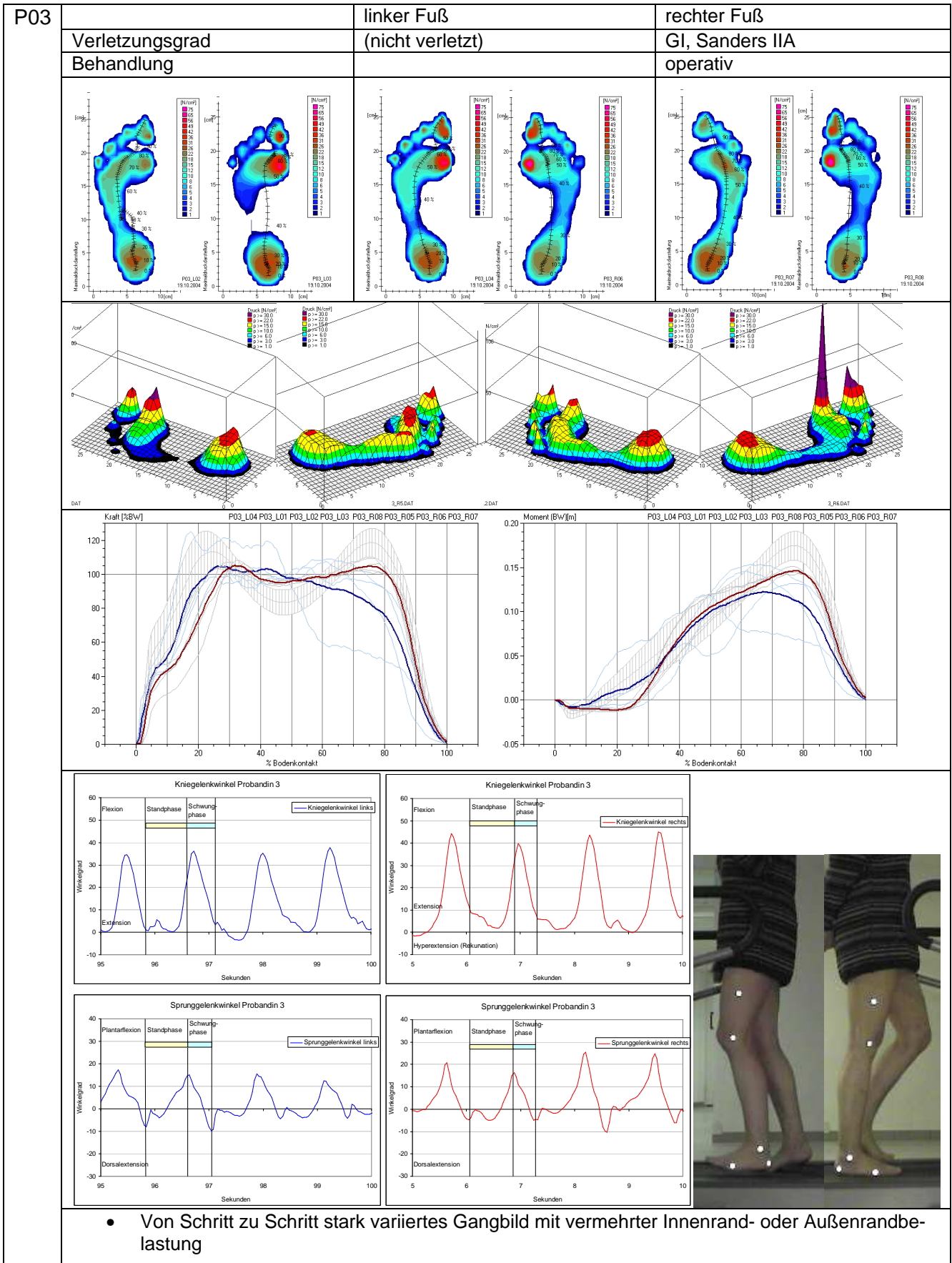
Blaue Linien beziehen sich auf **linken Fuß** und Gelenkwinkel am **linken Bein**, die **roten Linien** auf den **rechten Fuß** bzw. **rechtes Bein**

Für die Pedogramme gilt:

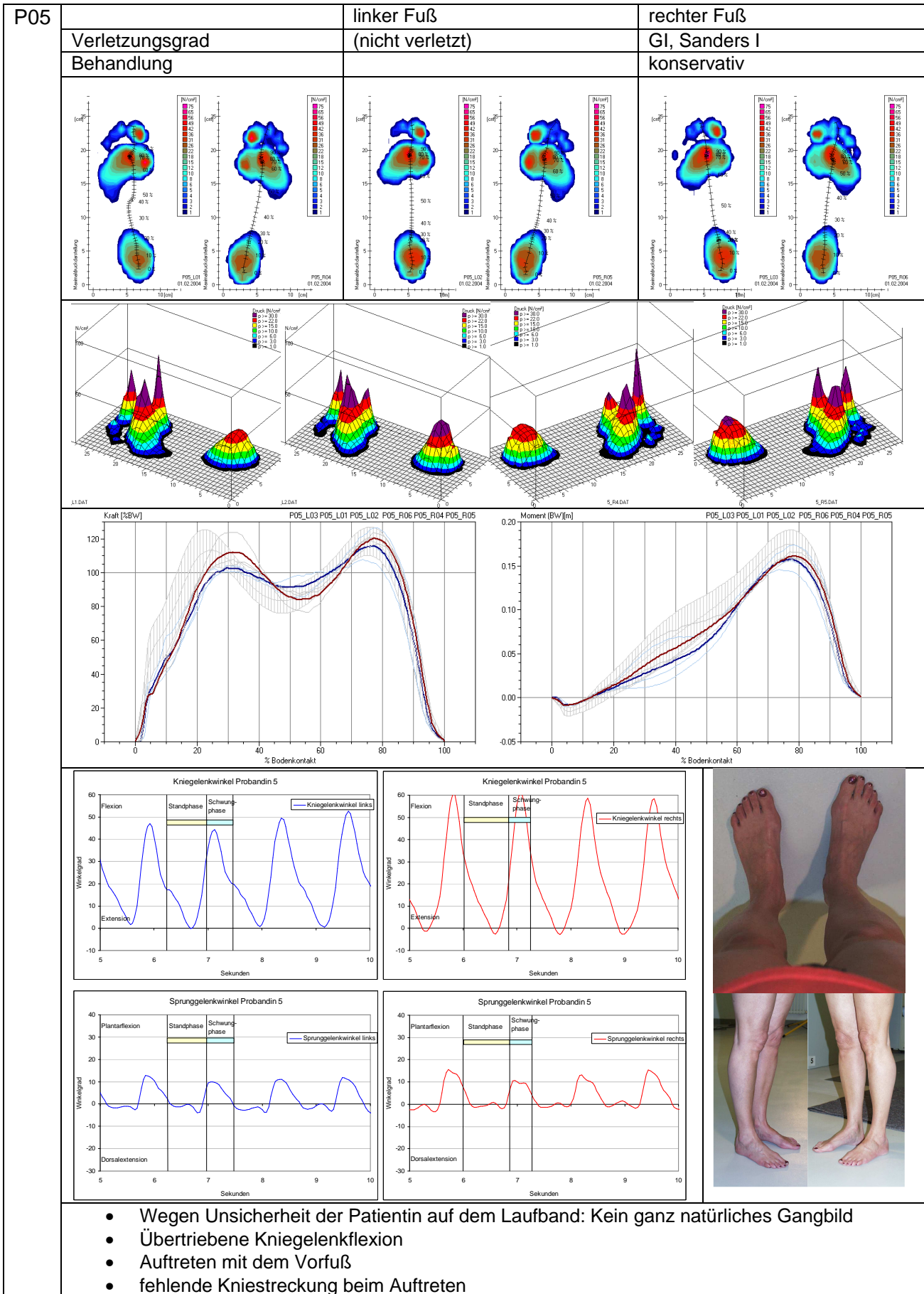
Das Pedogramm des linken Fußes ist links, das des rechten Fußes rechts abgebildet. Das Bild beschreibt die Druckverteilung beim Blick von oben auf den Boden (wie beim Abdruck eines nassen Fußes am Boden), **nicht** beim Blick des Arztes von unten auf die Fußsohlen des Patienten.

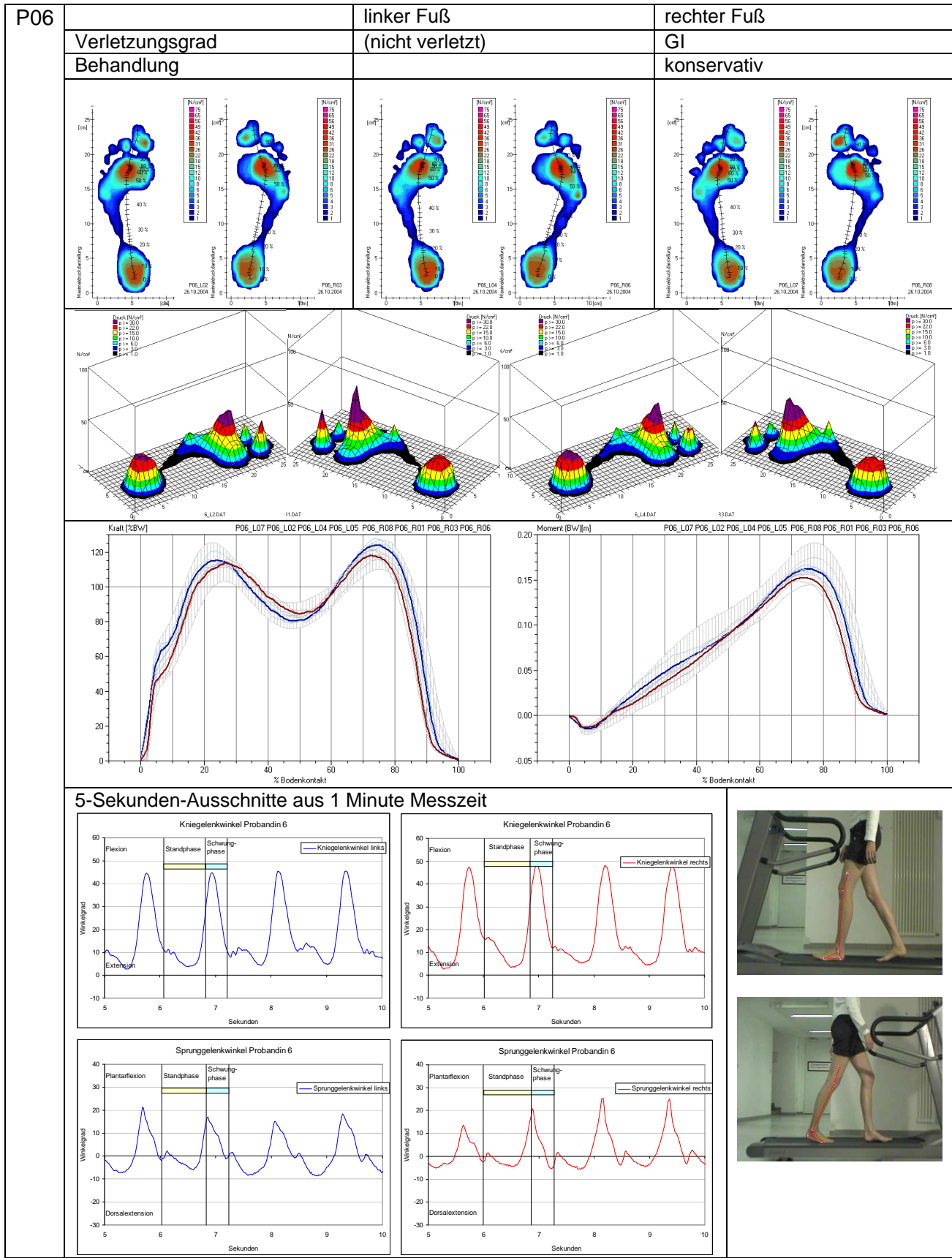
P01	linker Fuß	rechter Fuß
Verletzungsgrad	GII, Sanders III	GIII, Sanders III
Behandlung	operativ	operativ
		
		
		
		
		
<ul style="list-style-type: none"> • Sehr geringe Gehgeschwindigkeit, Barfußgehen nur mit Unterstützung möglich • Polyneuropathie • Patientin trägt orthopädische Schuhe 		

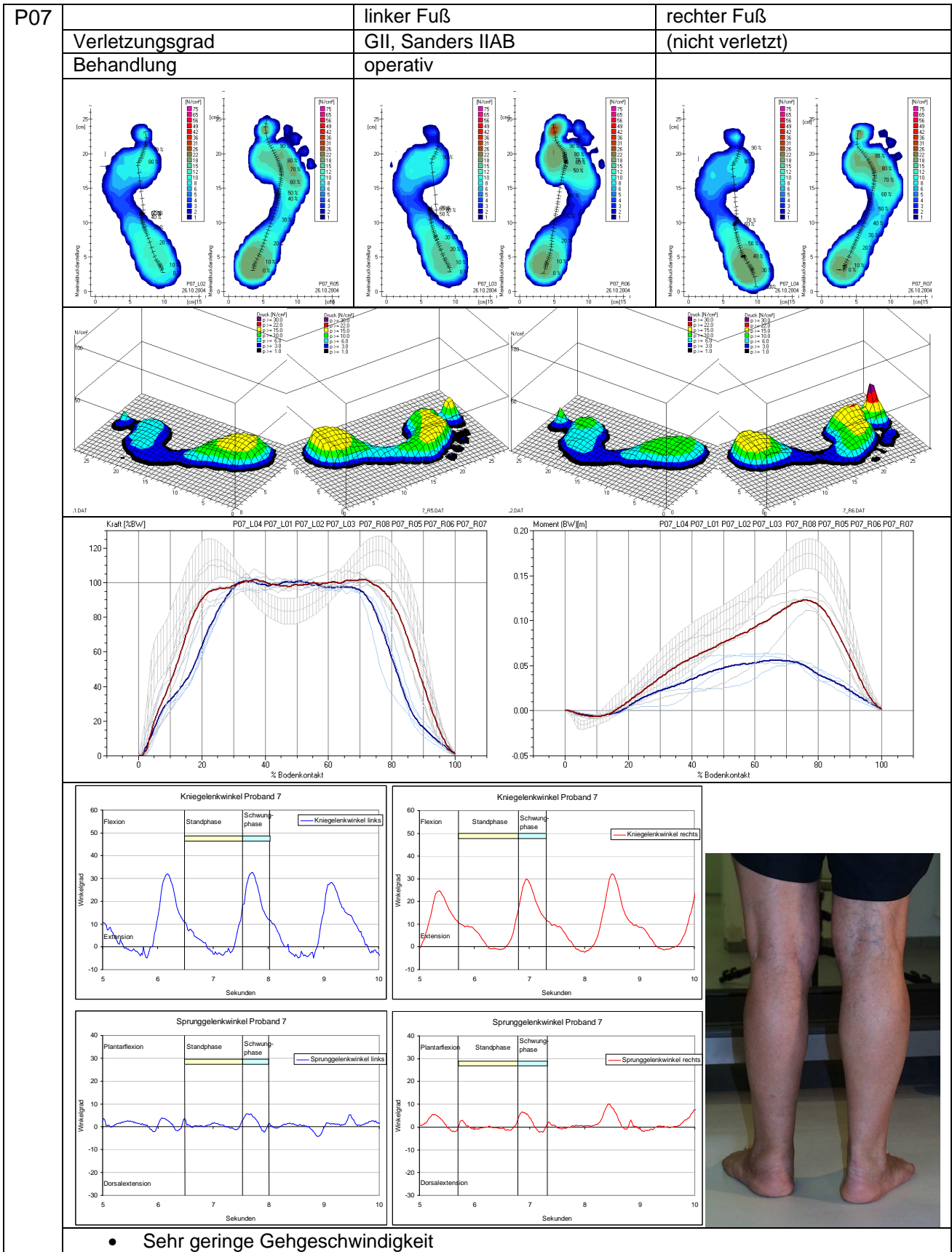


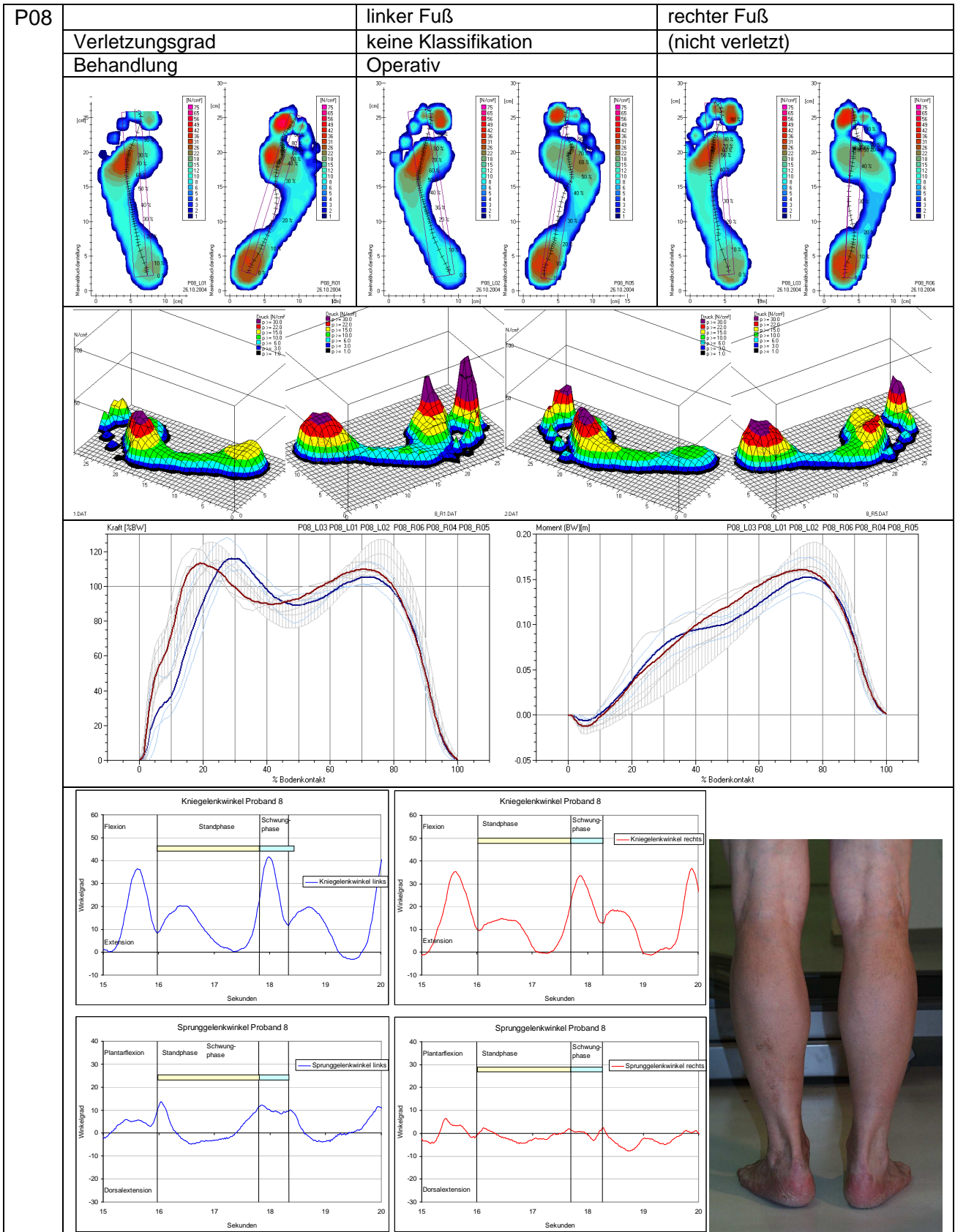


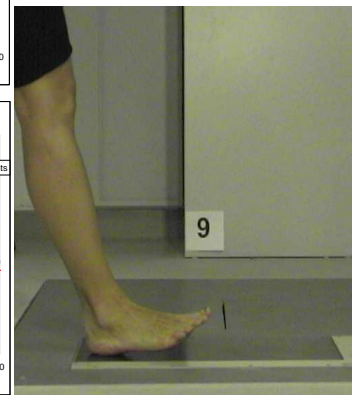
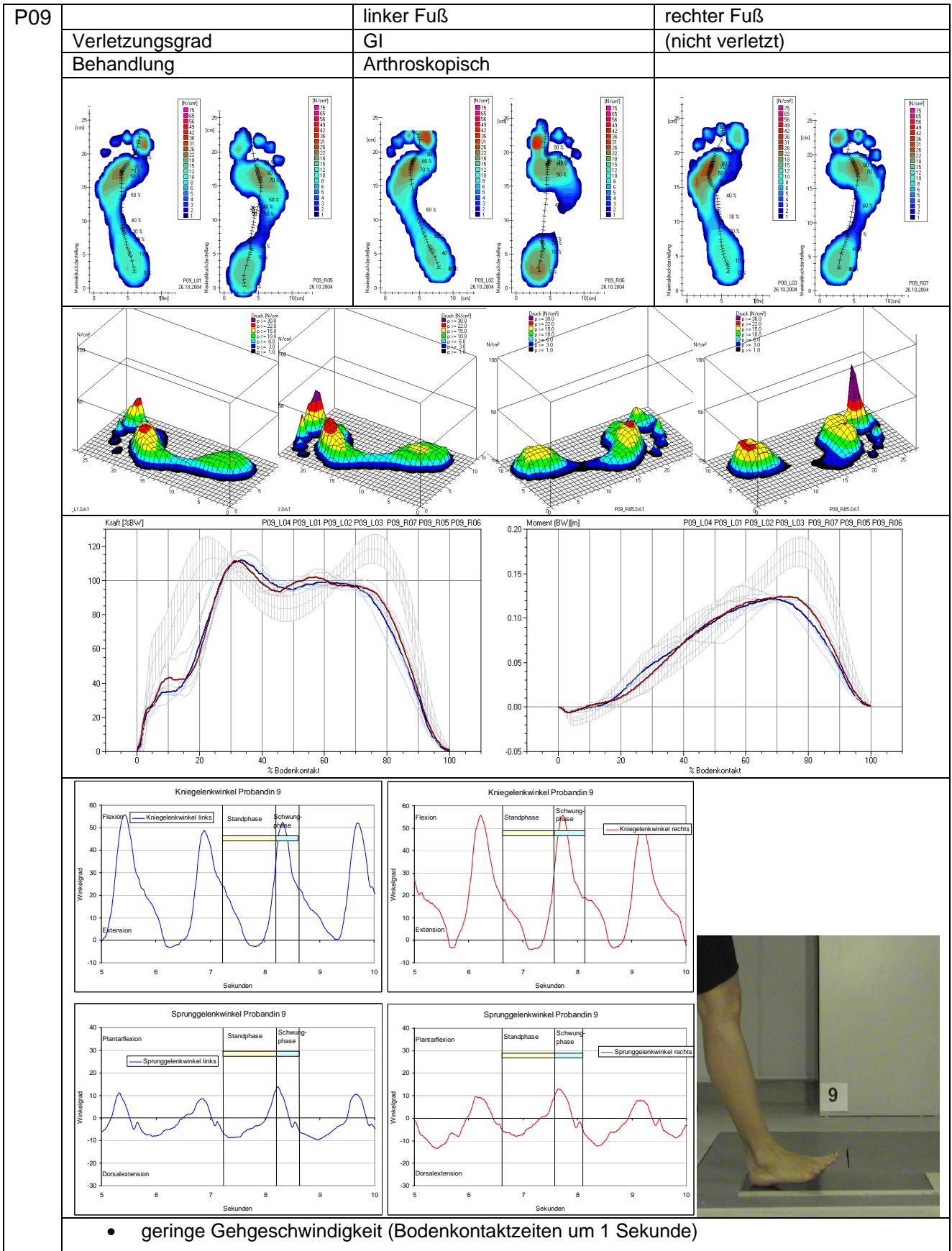
P04	linker Fuß	rechter Fuß
Verletzungsgrad	(nicht verletzt)	GI, Sanders I
Behandlung		konservativ
<ul style="list-style-type: none"> • Analyse der Laufband-Videoaufnahmen nicht sinnvoll, da der Patient nur aufgestützt und damit entlastet geht • langsames Gehen • leichte Koordinationsprobleme 		

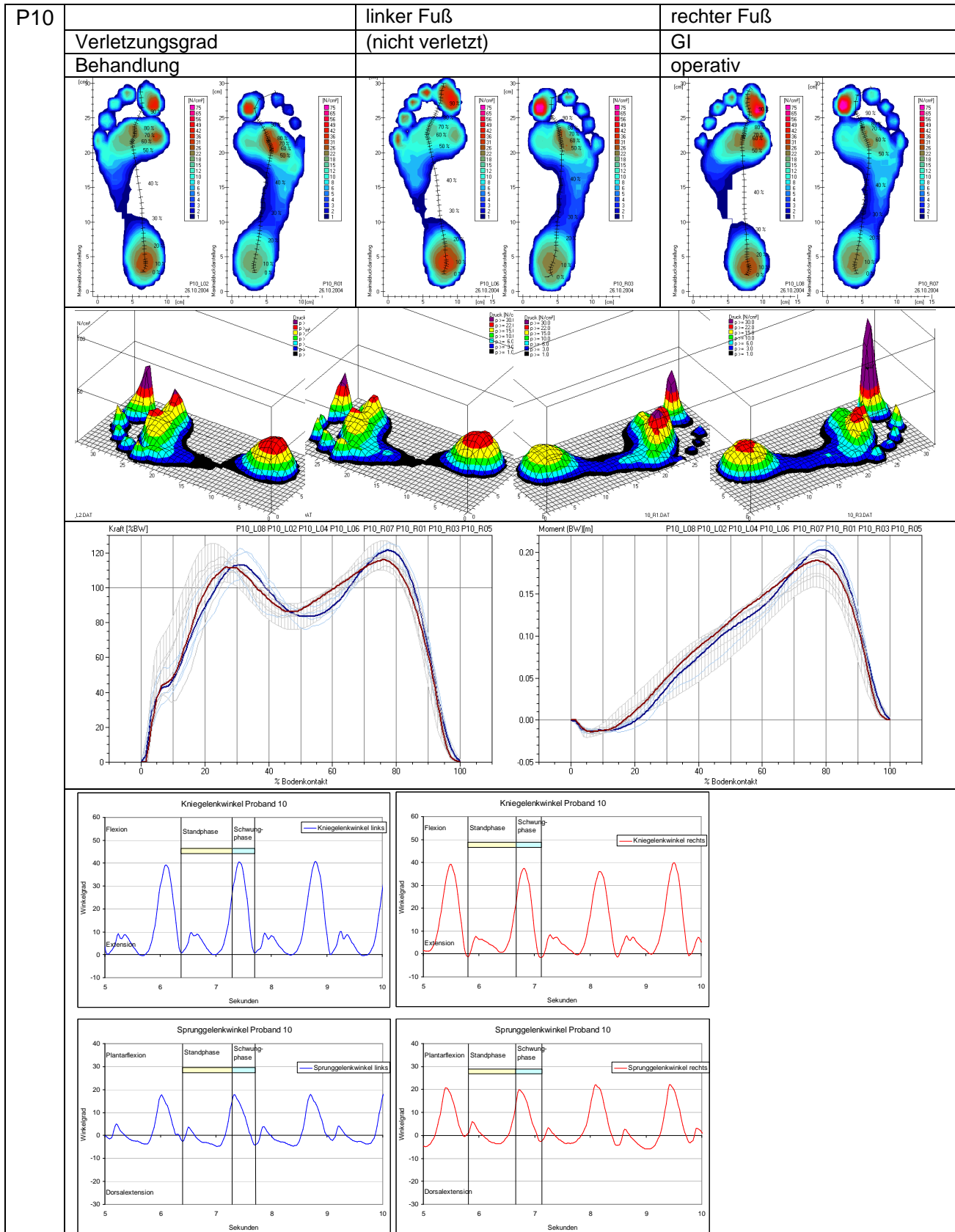


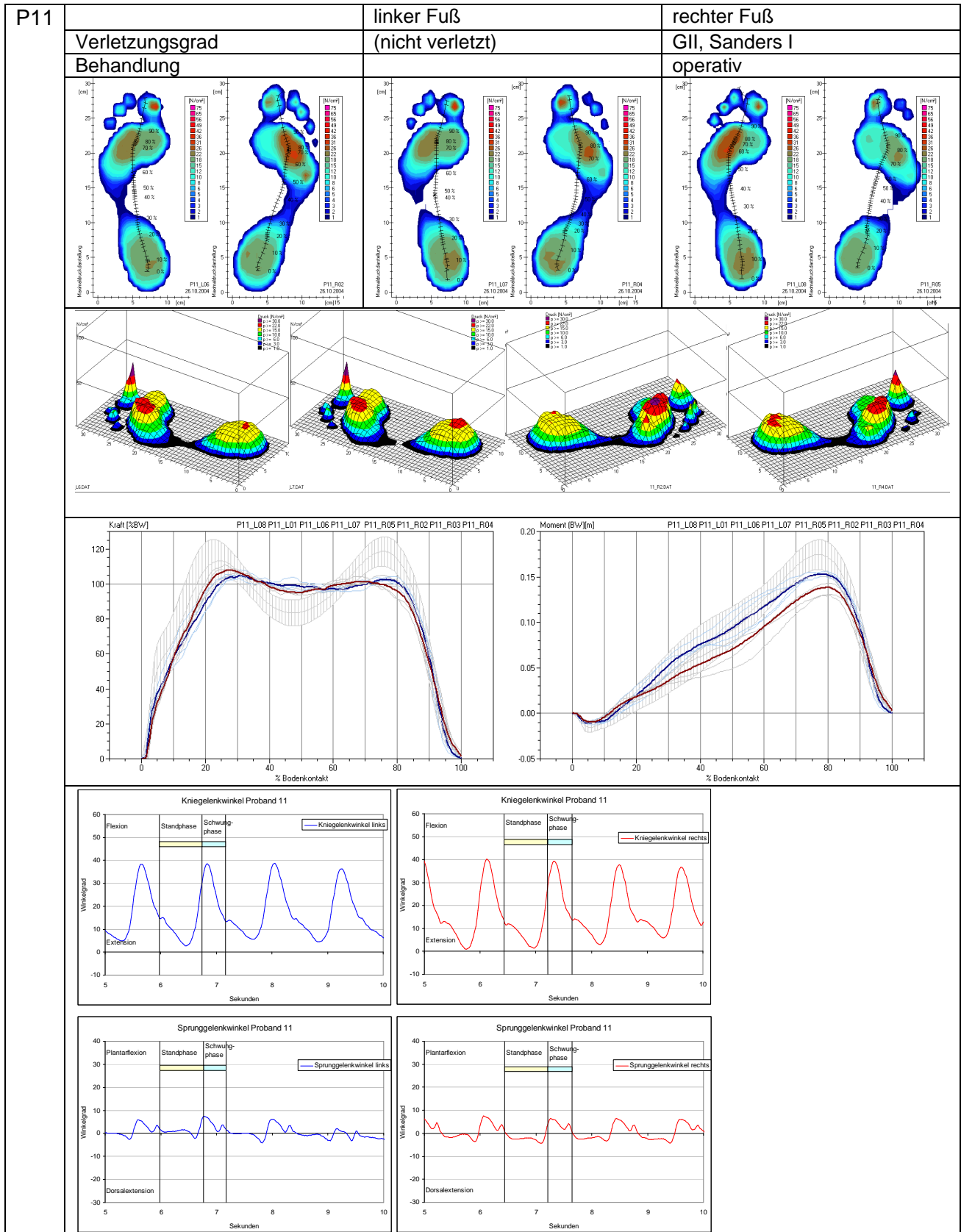


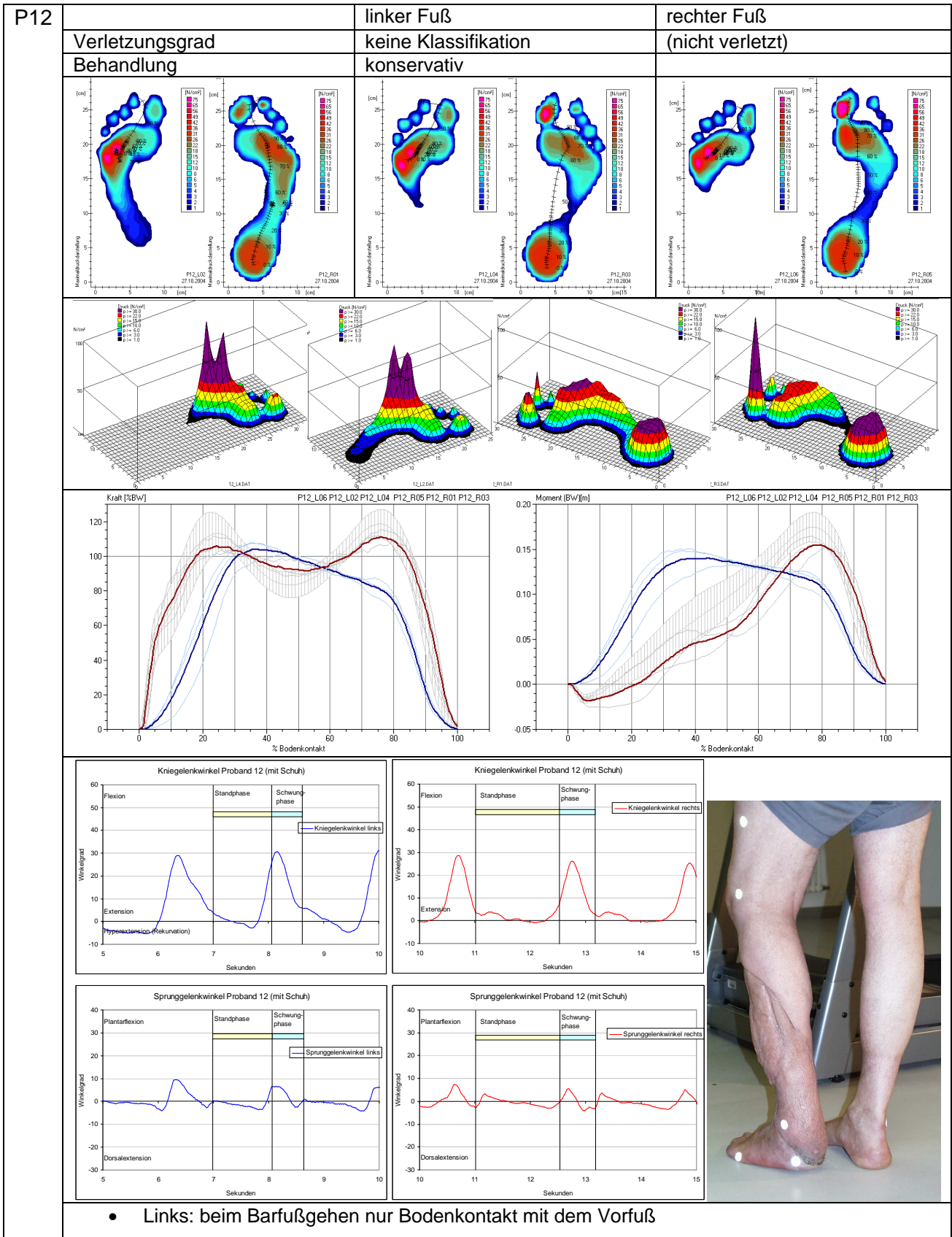


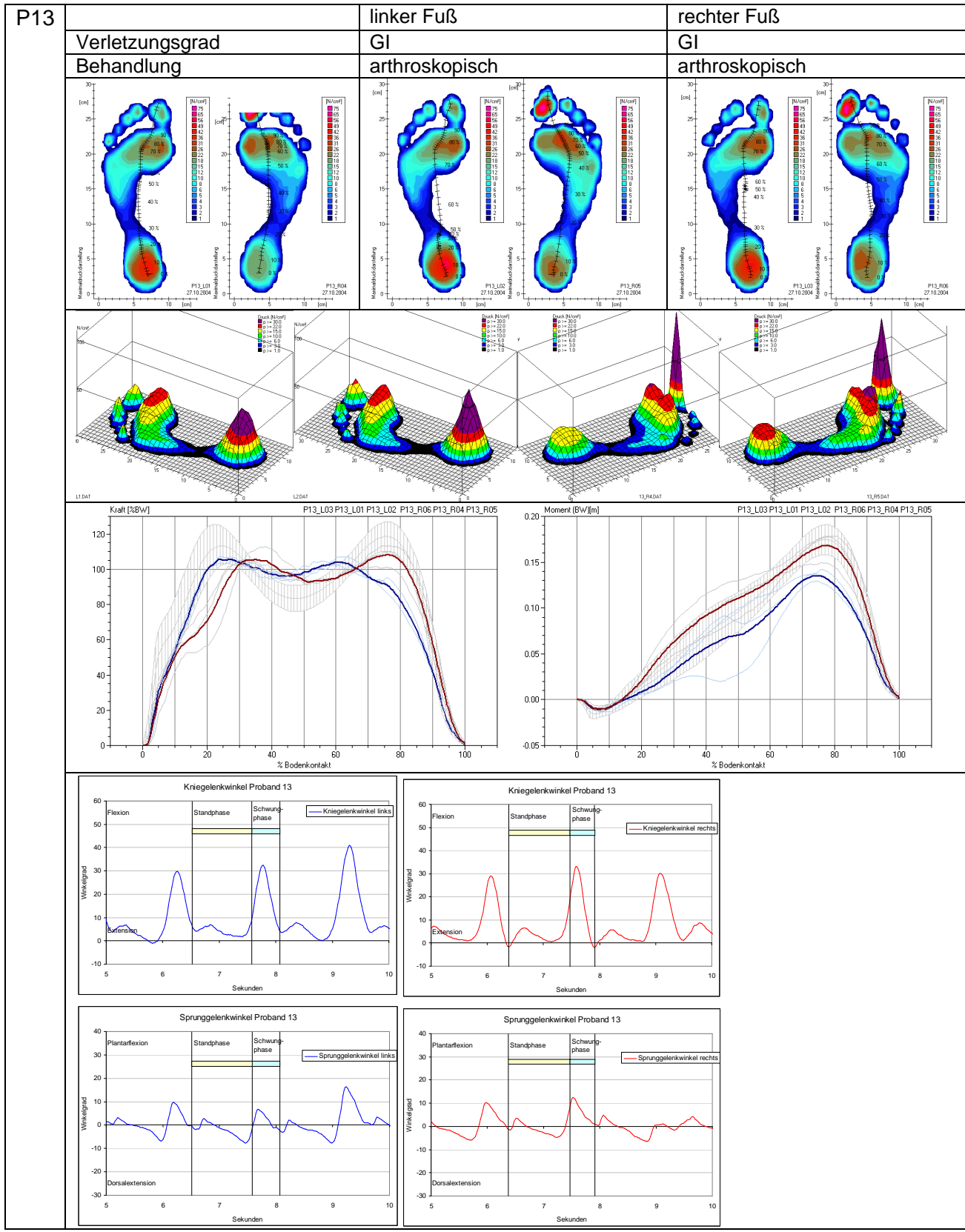


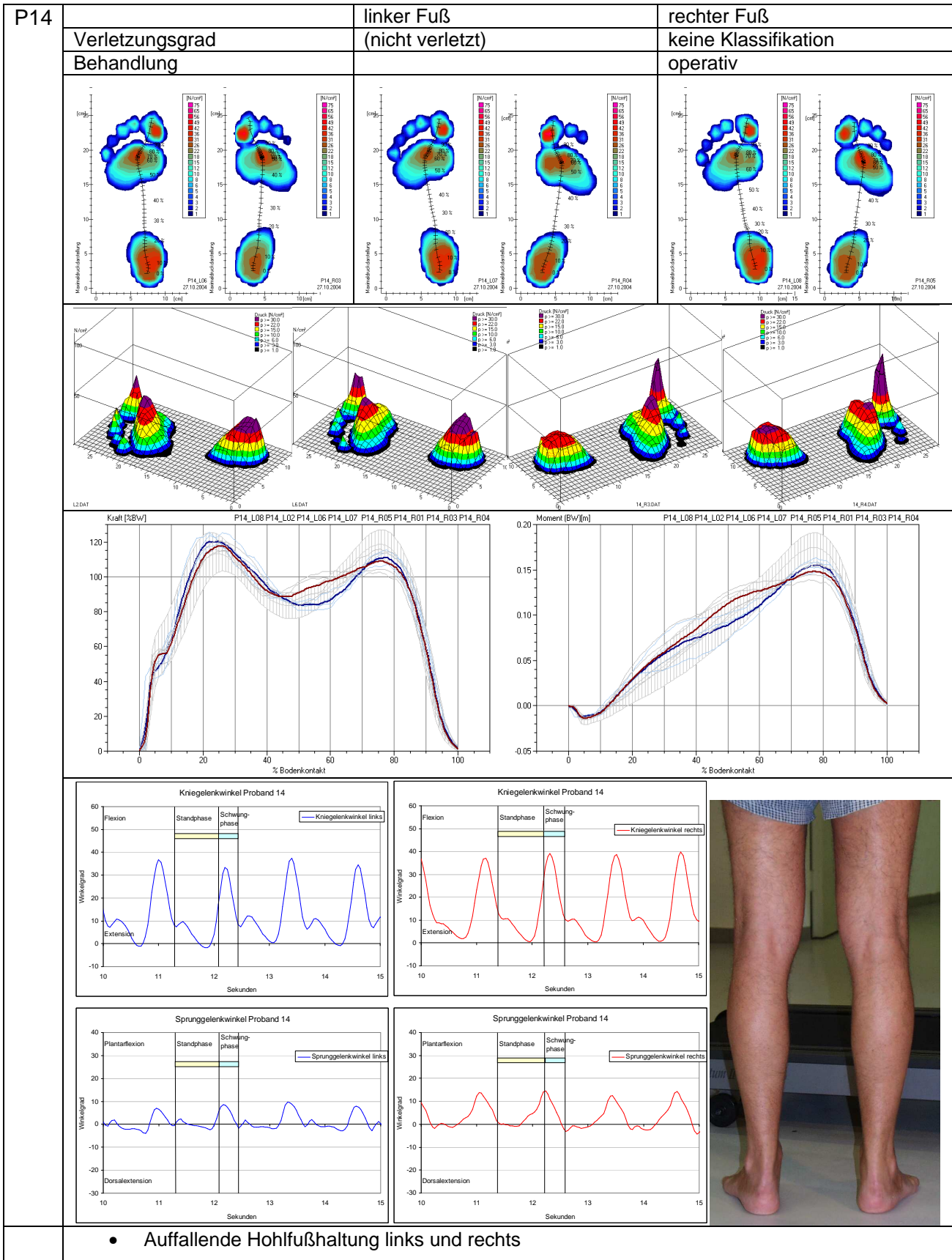


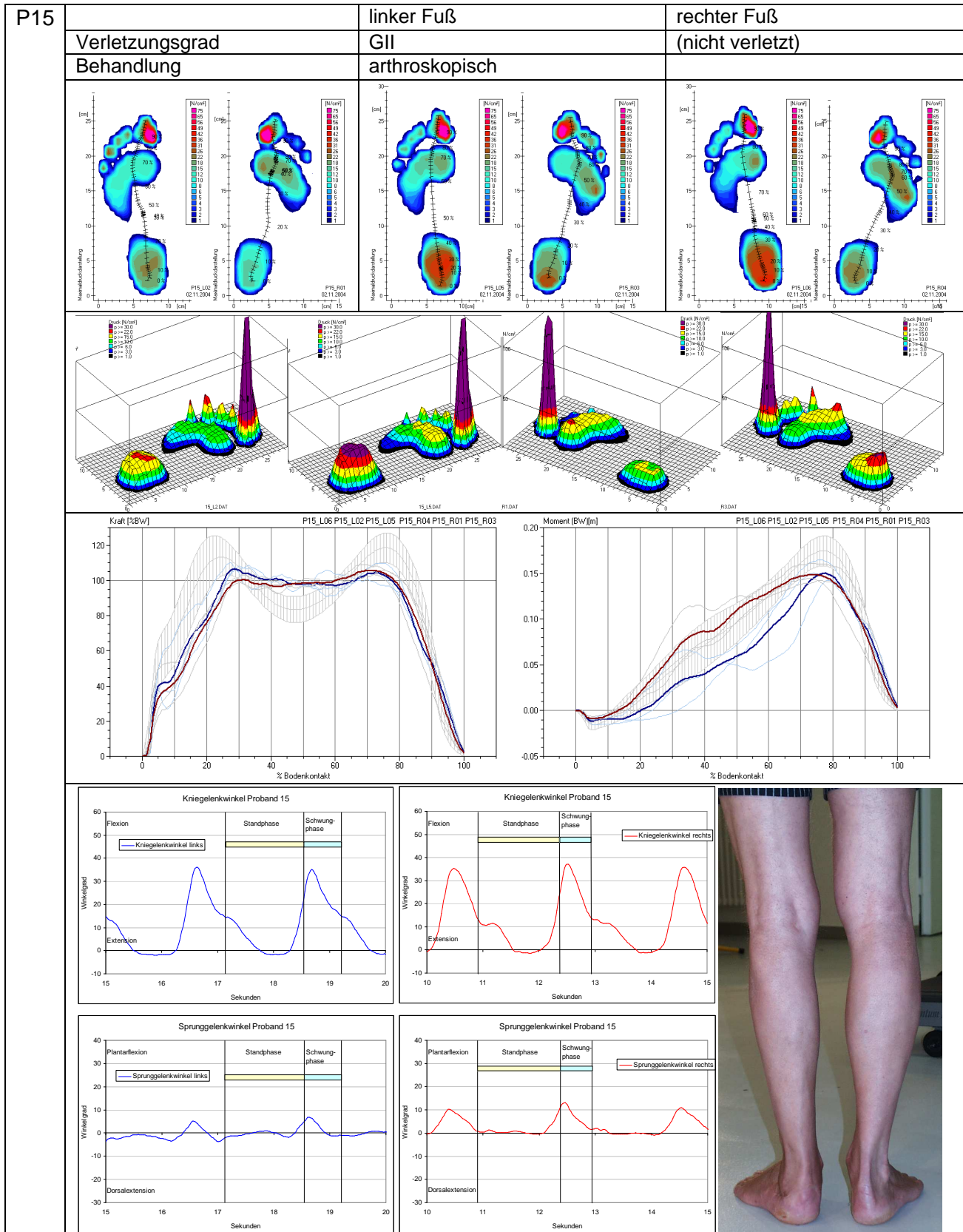


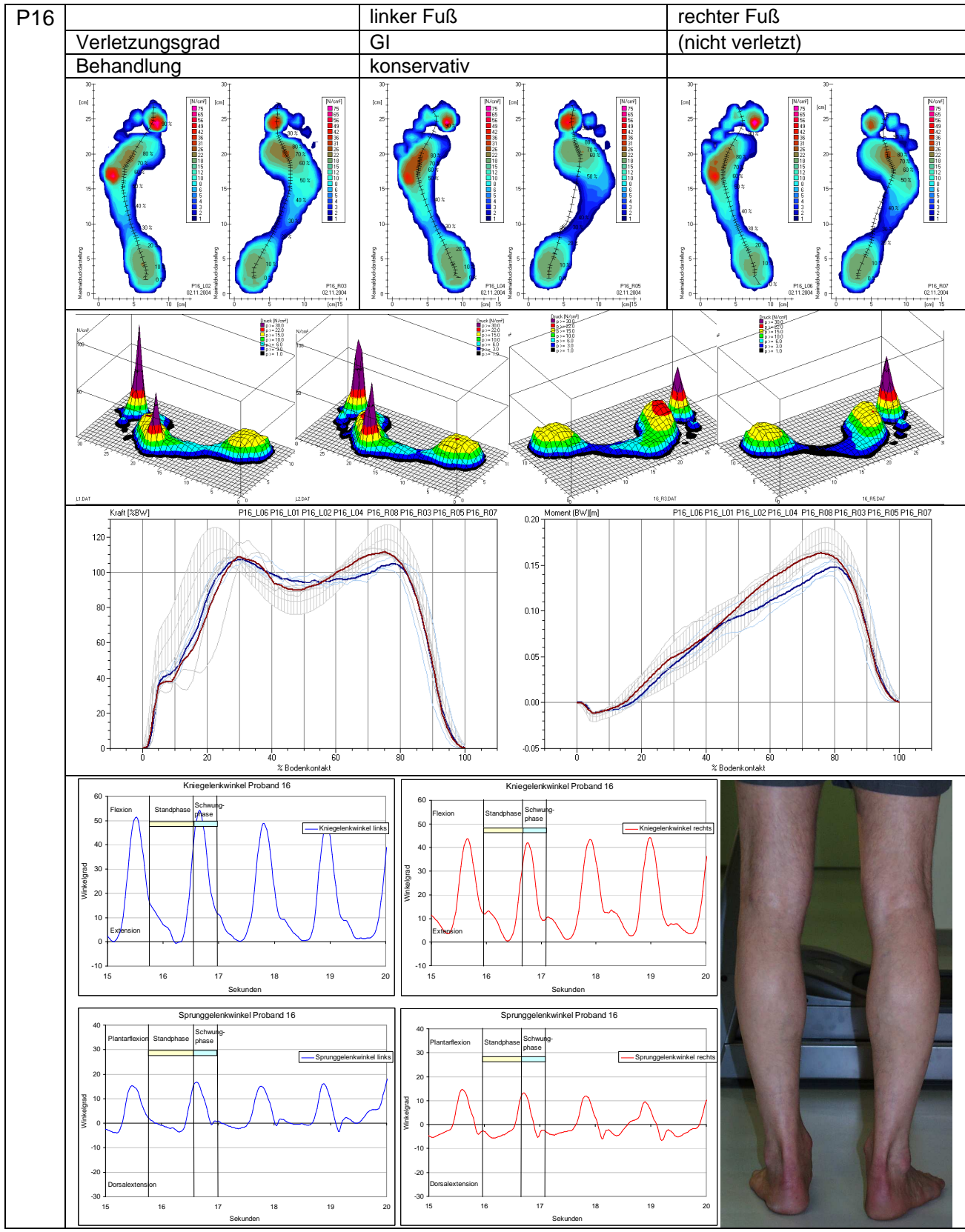


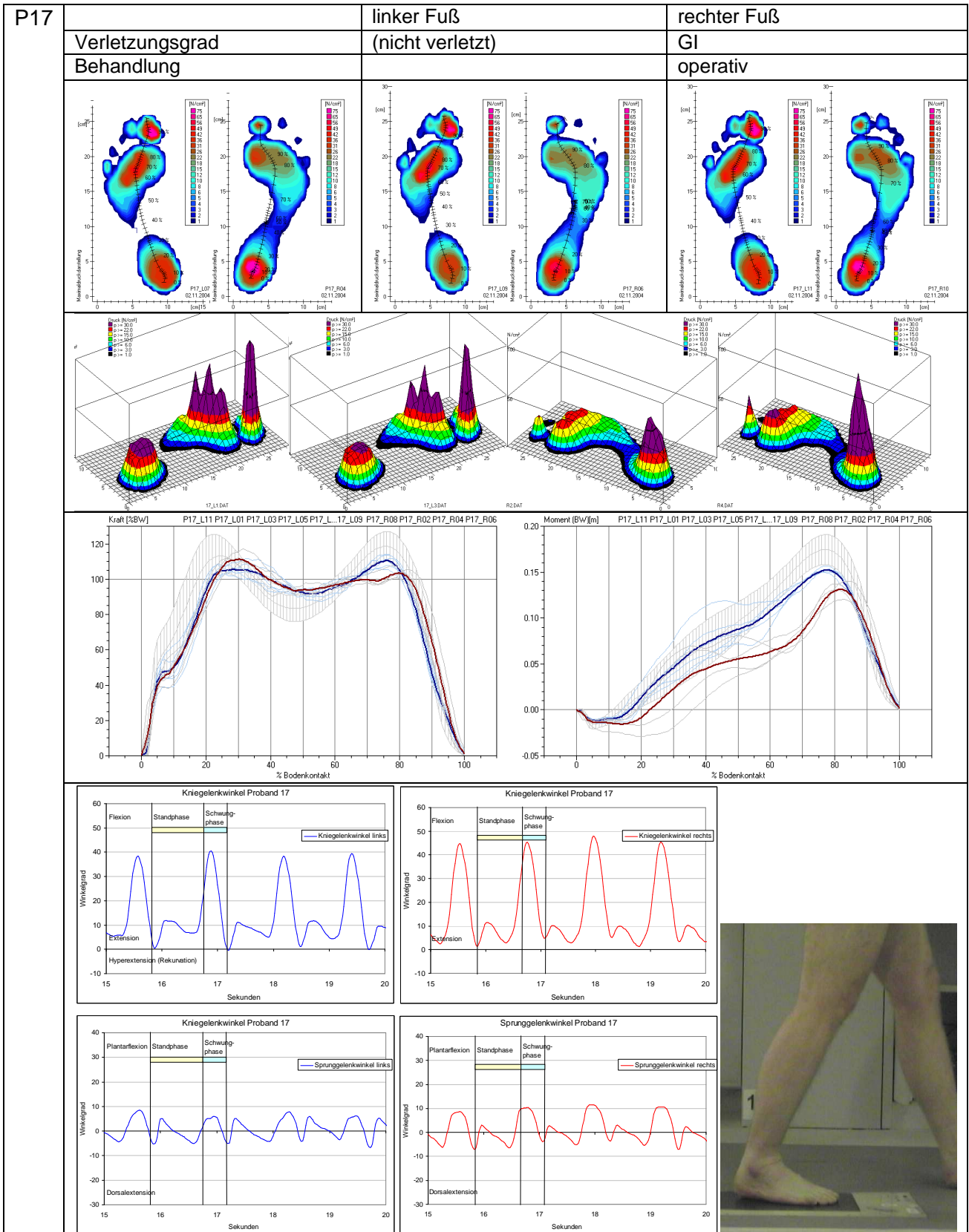


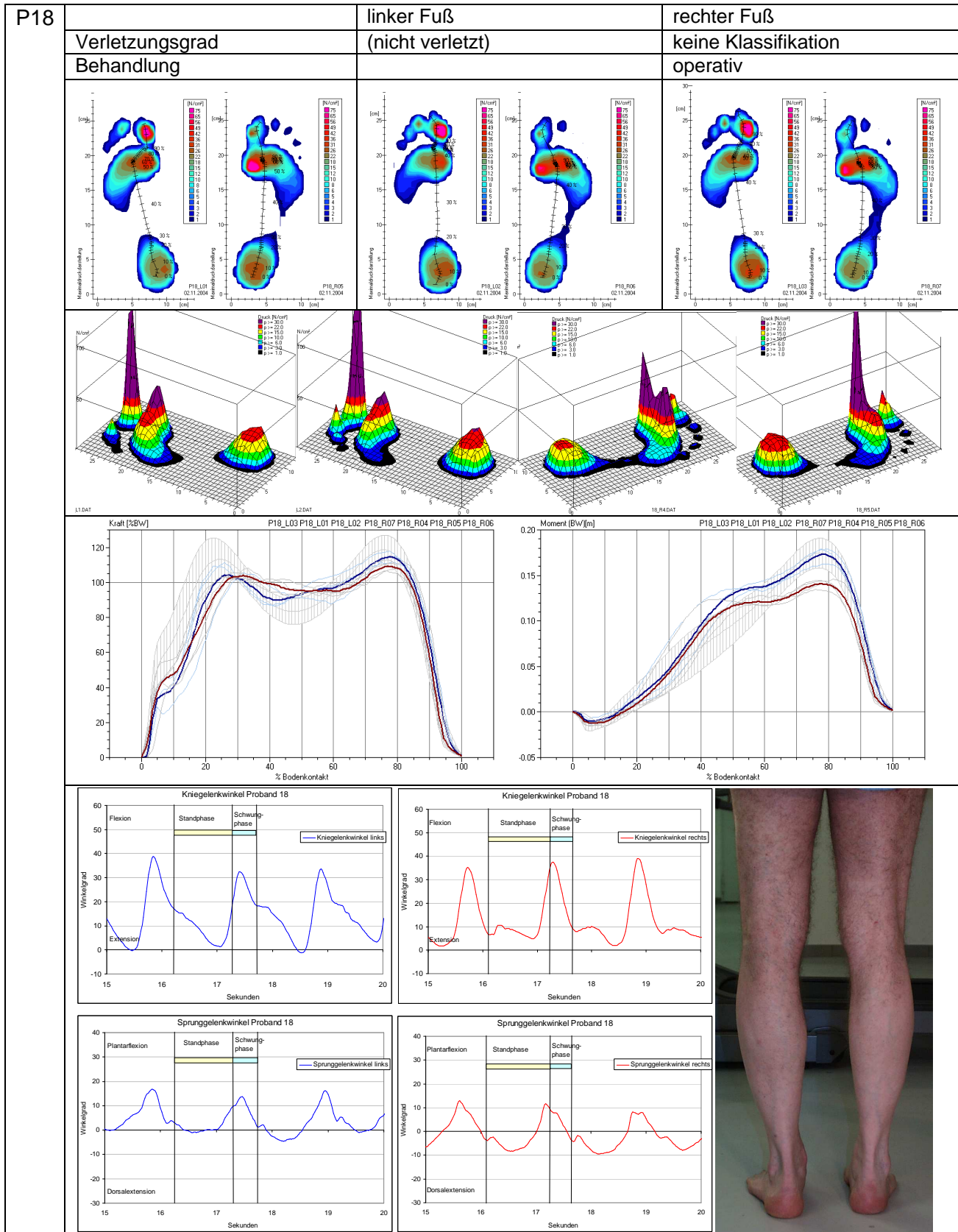


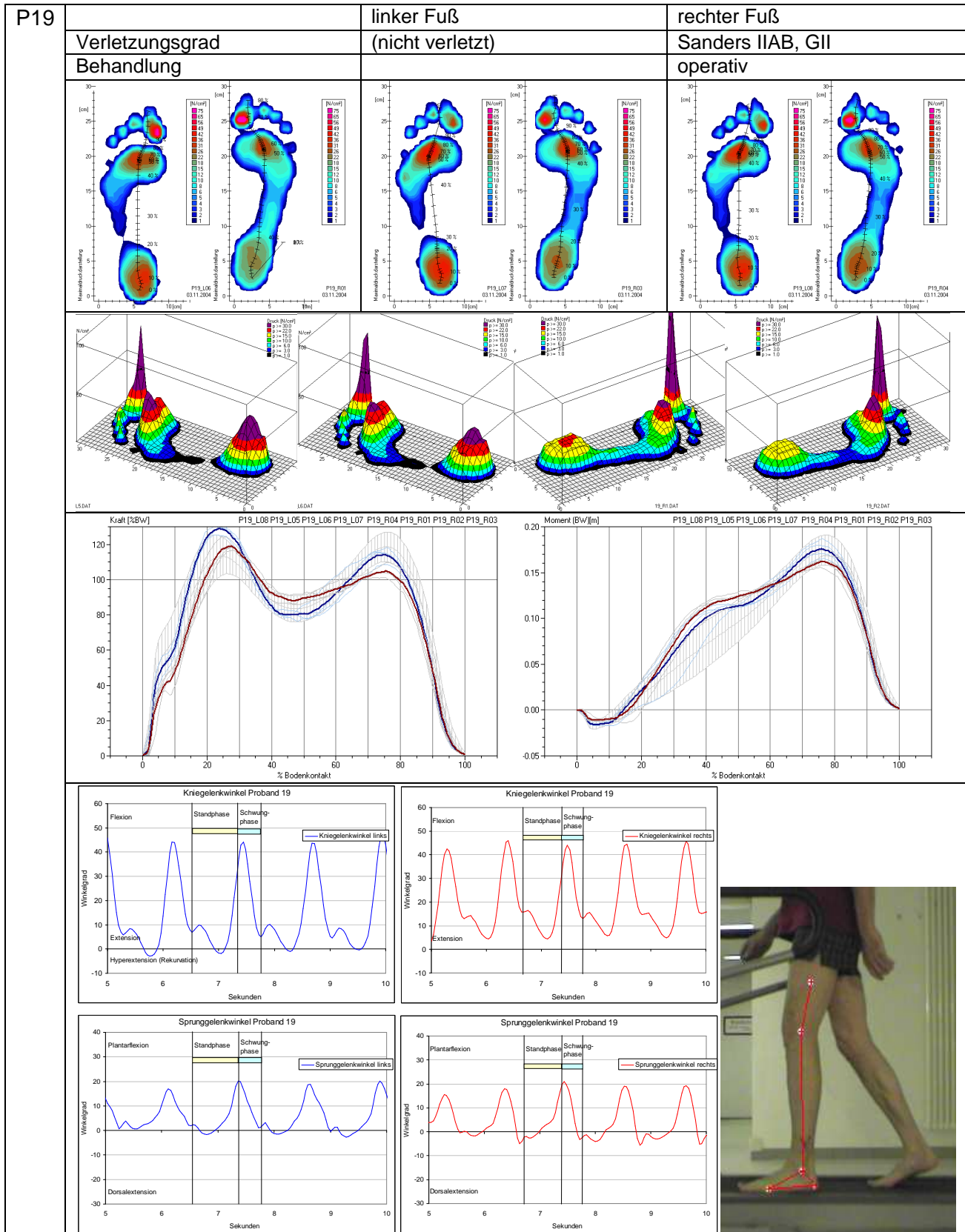


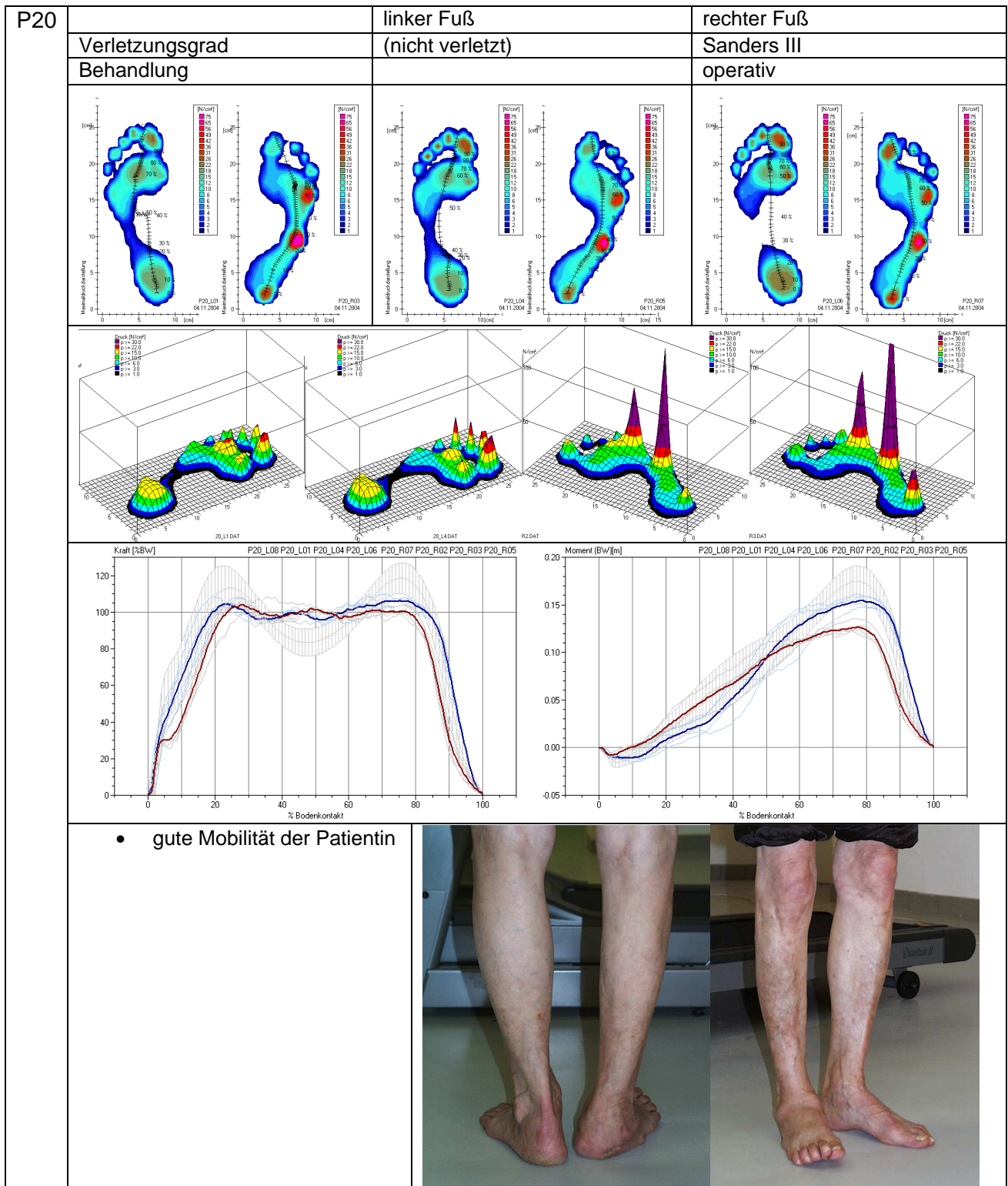




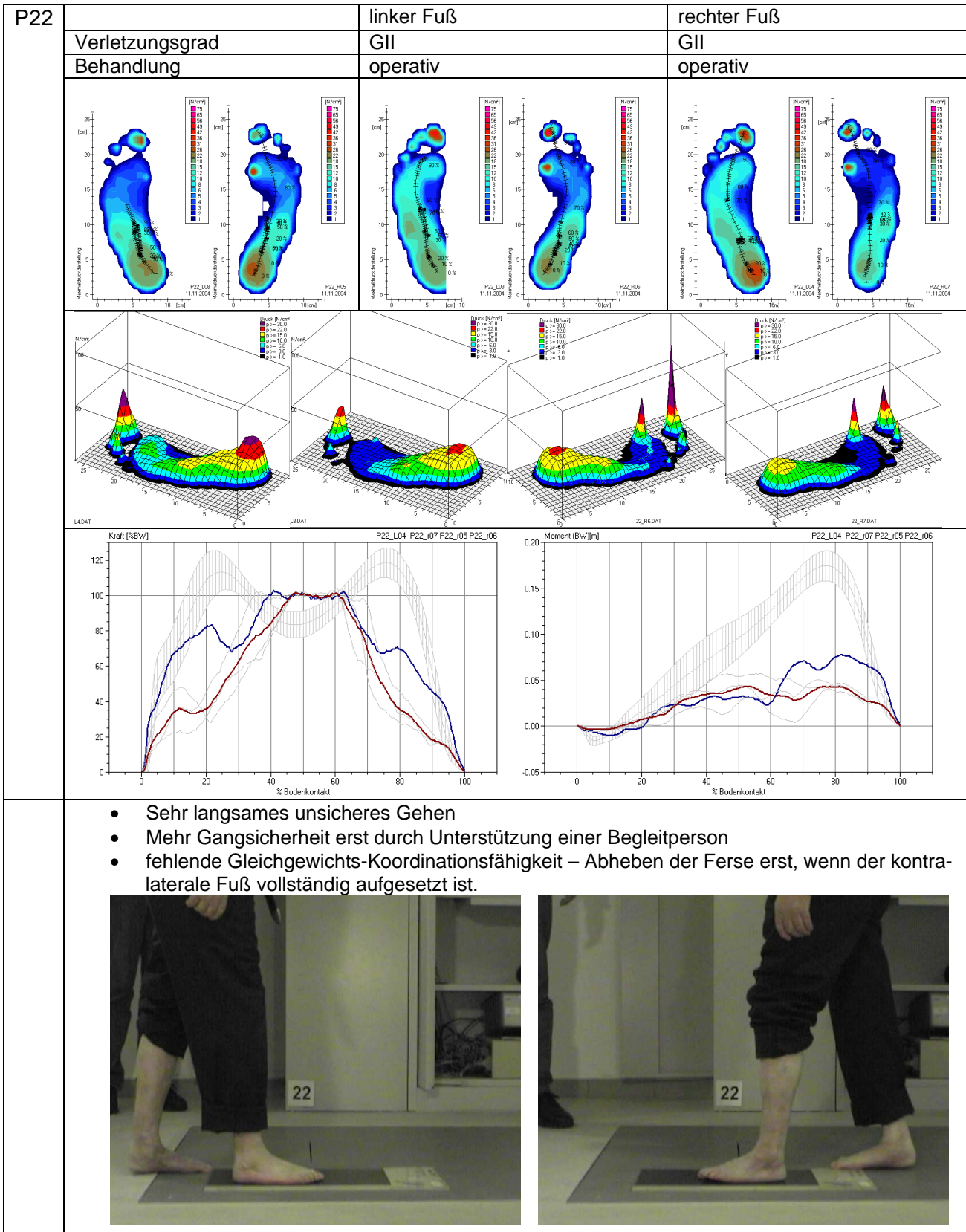


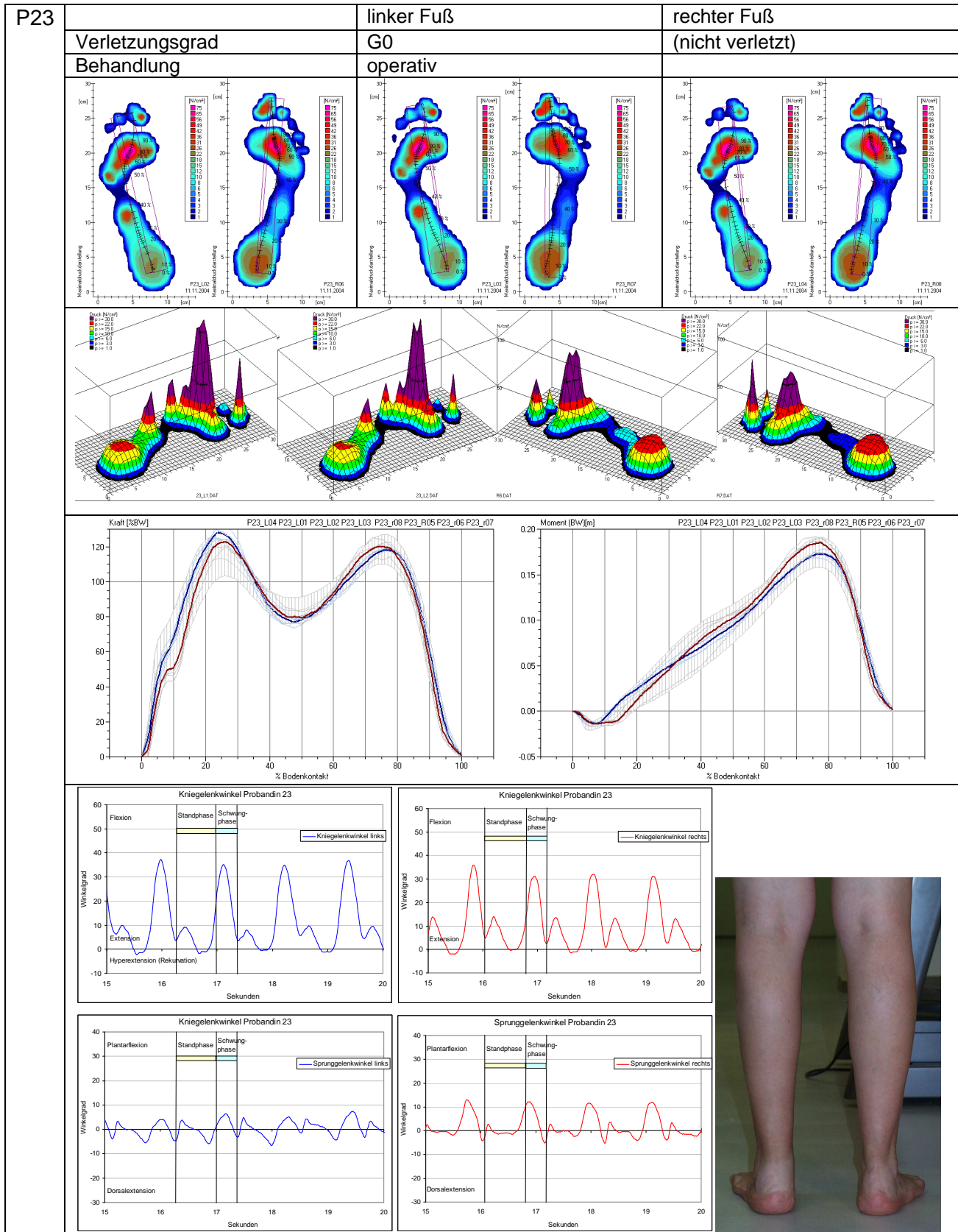


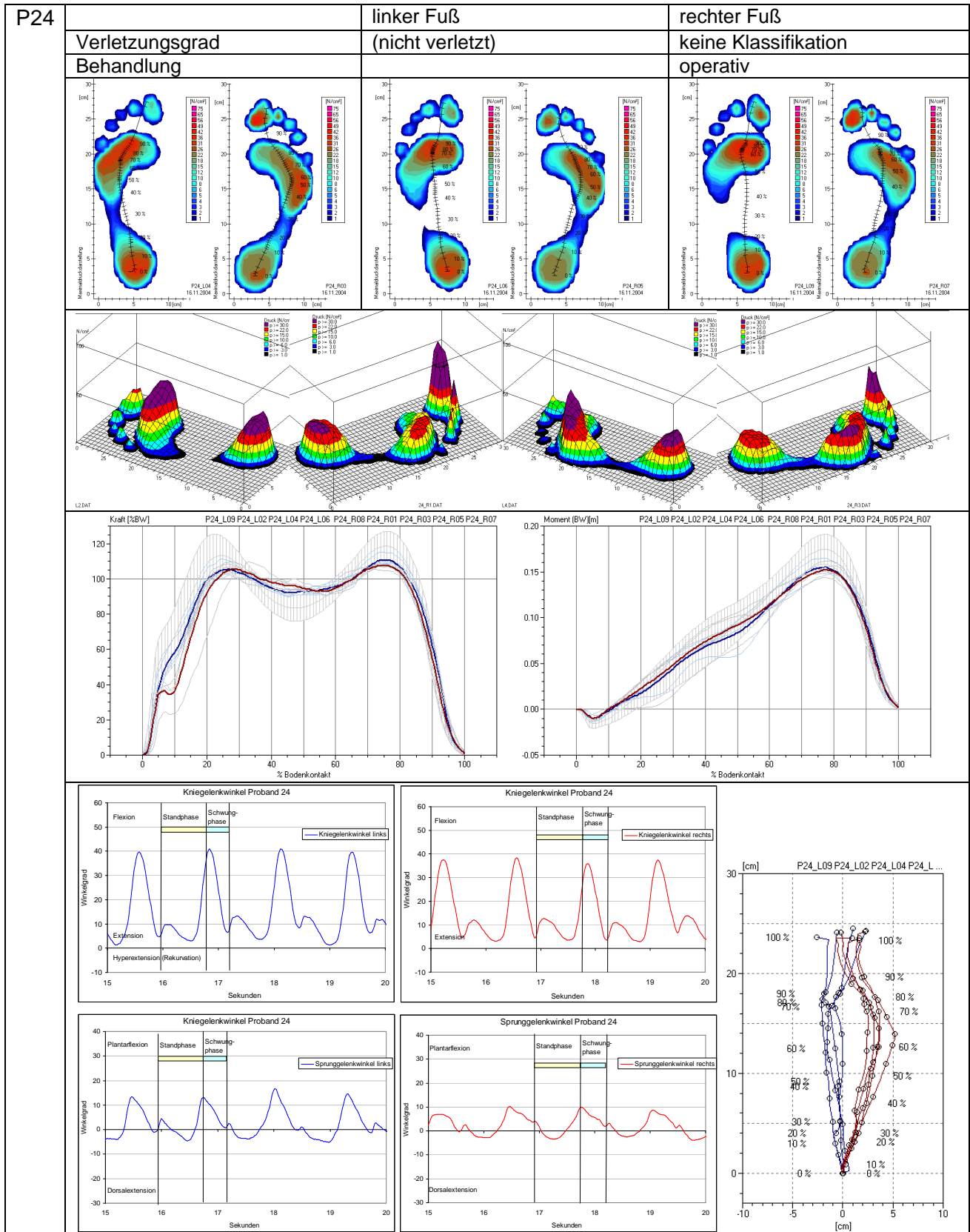


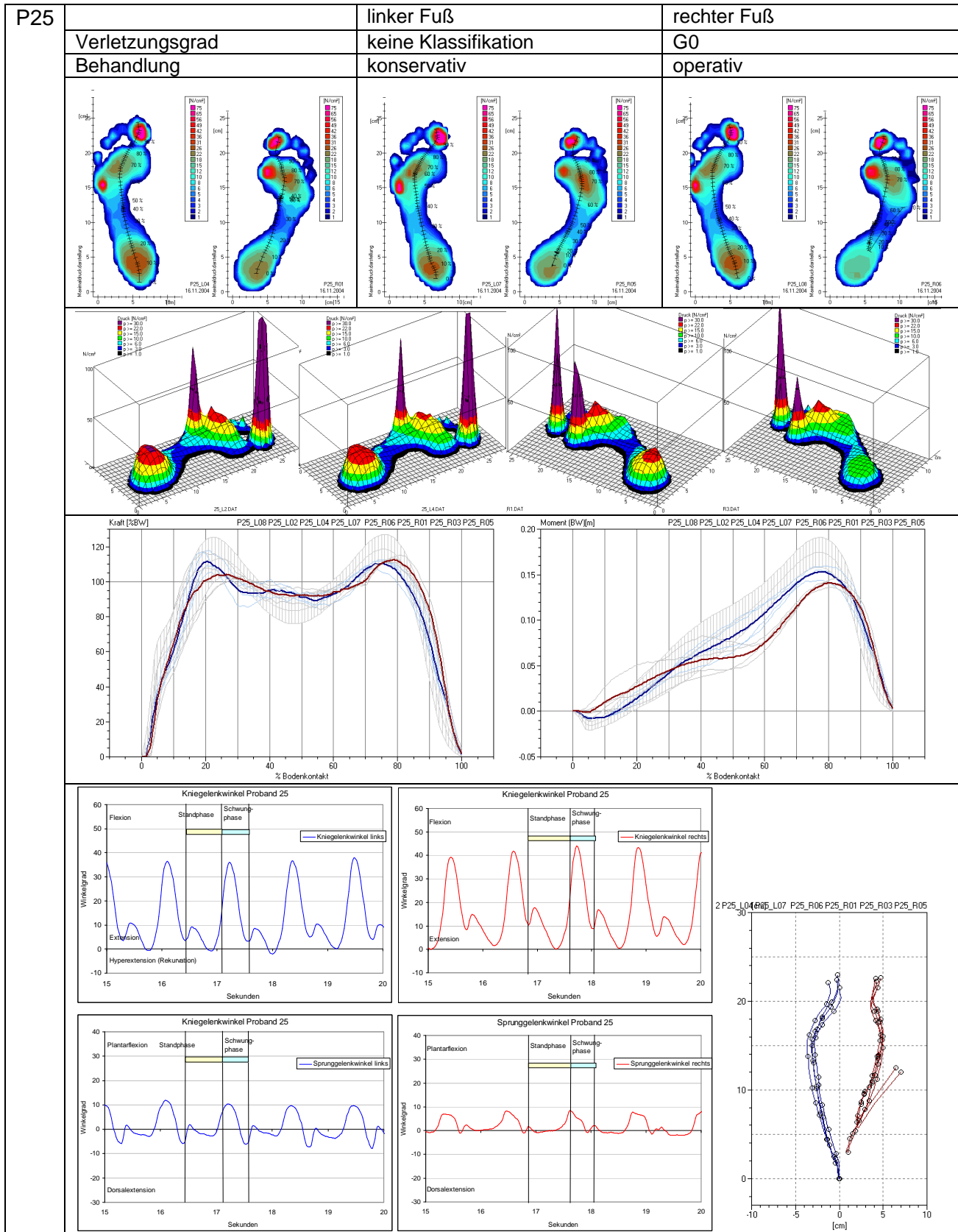


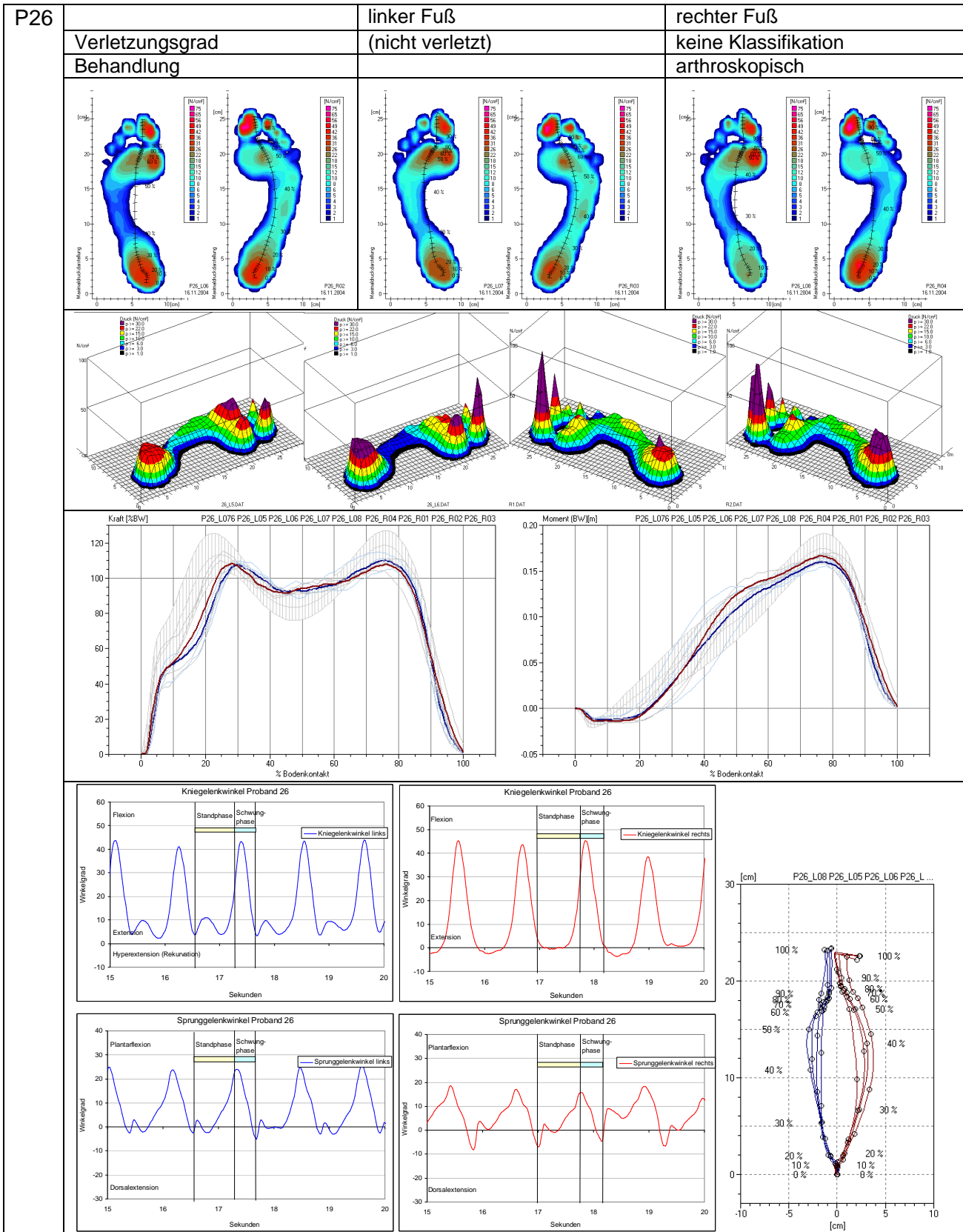
P21	linker Fuß	rechter Fuß
	keine Klassifikation	(nicht verletzt)
Verletzungsgrad	keine Klassifikation	(nicht verletzt)
Behandlung	operativ	
<p>Klinisch:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Beidseits Hallux valgus und Spreizfuß mit stark erhöhtem Druck in der Mitte des Vorfußes 		

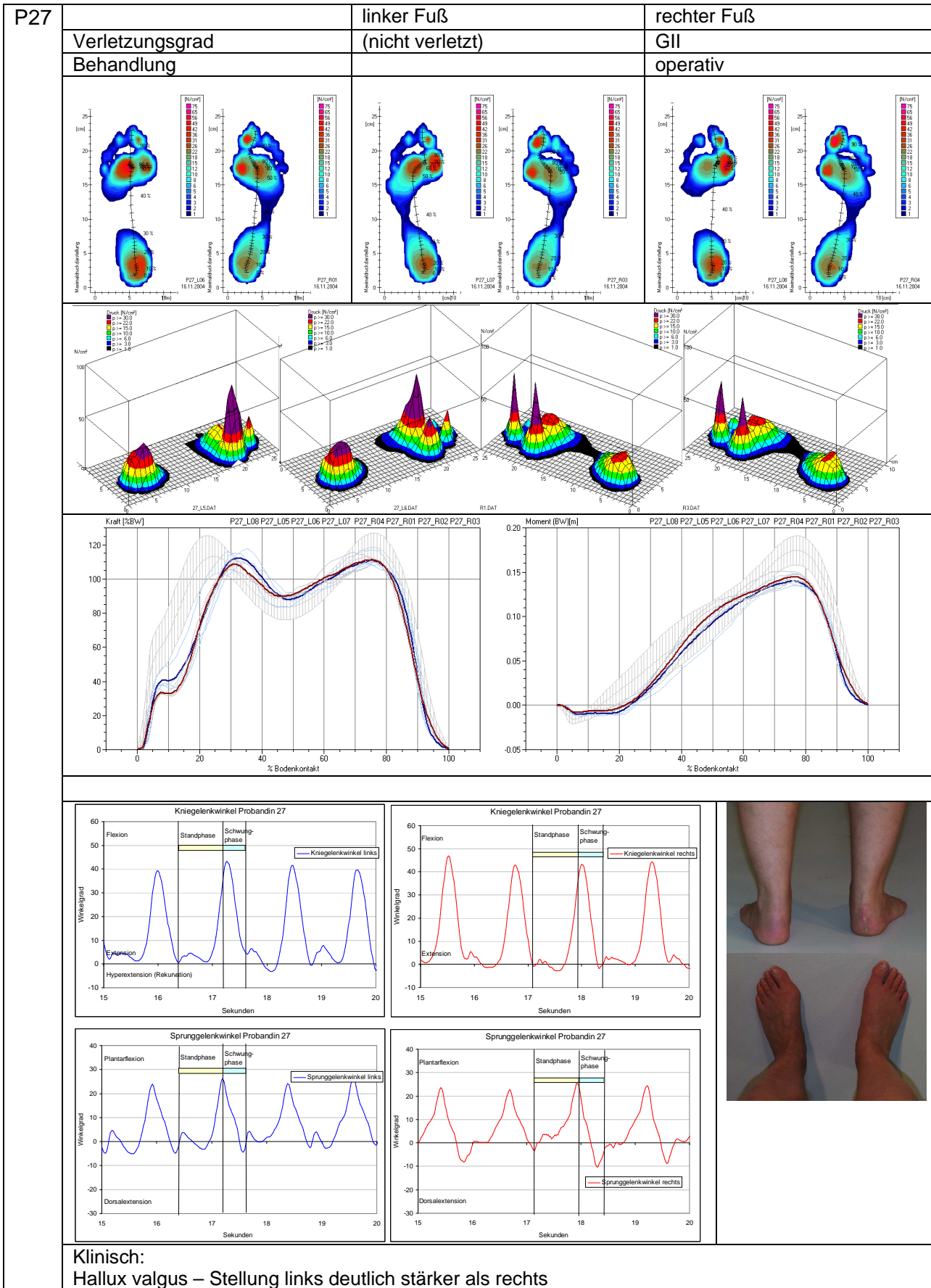


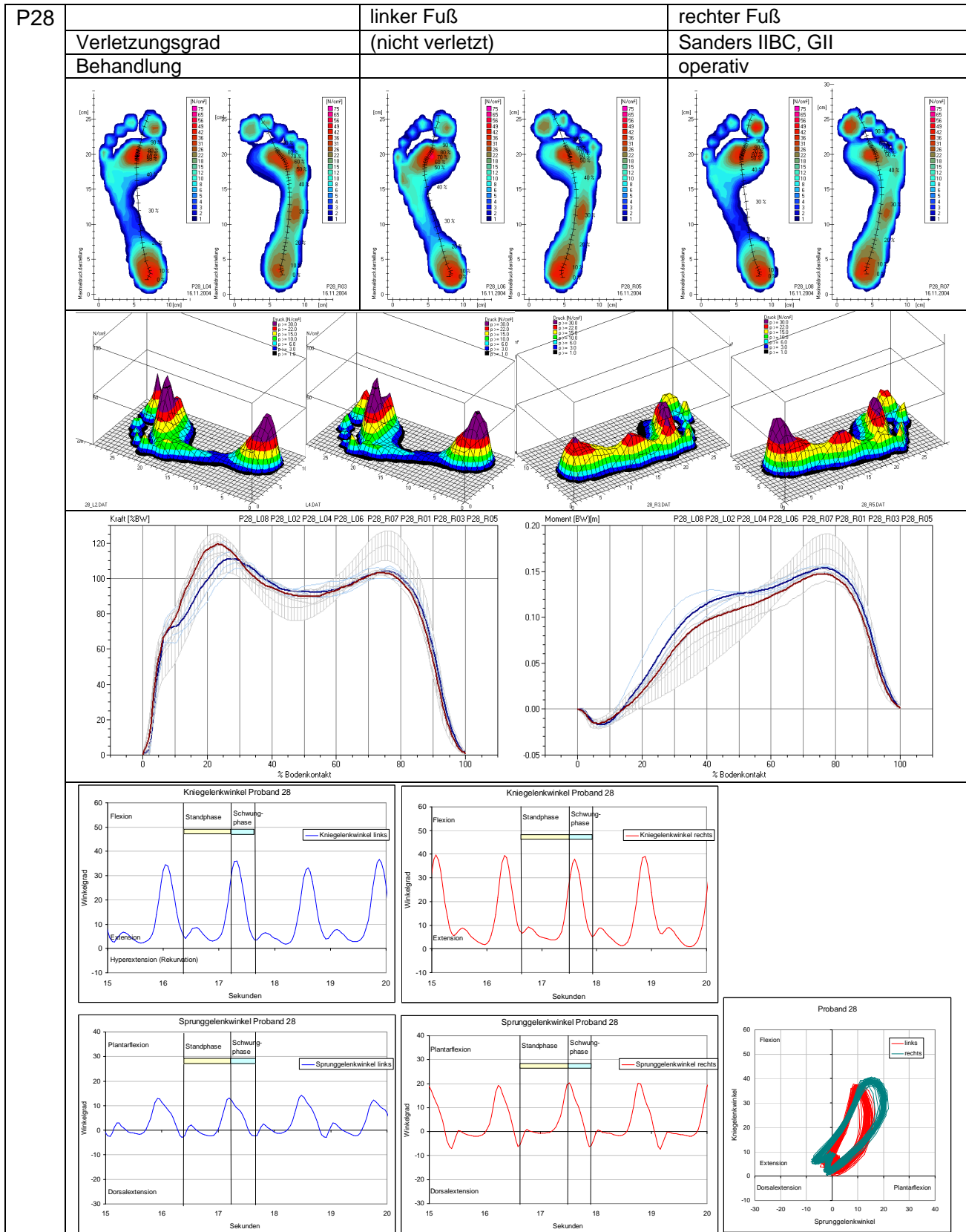


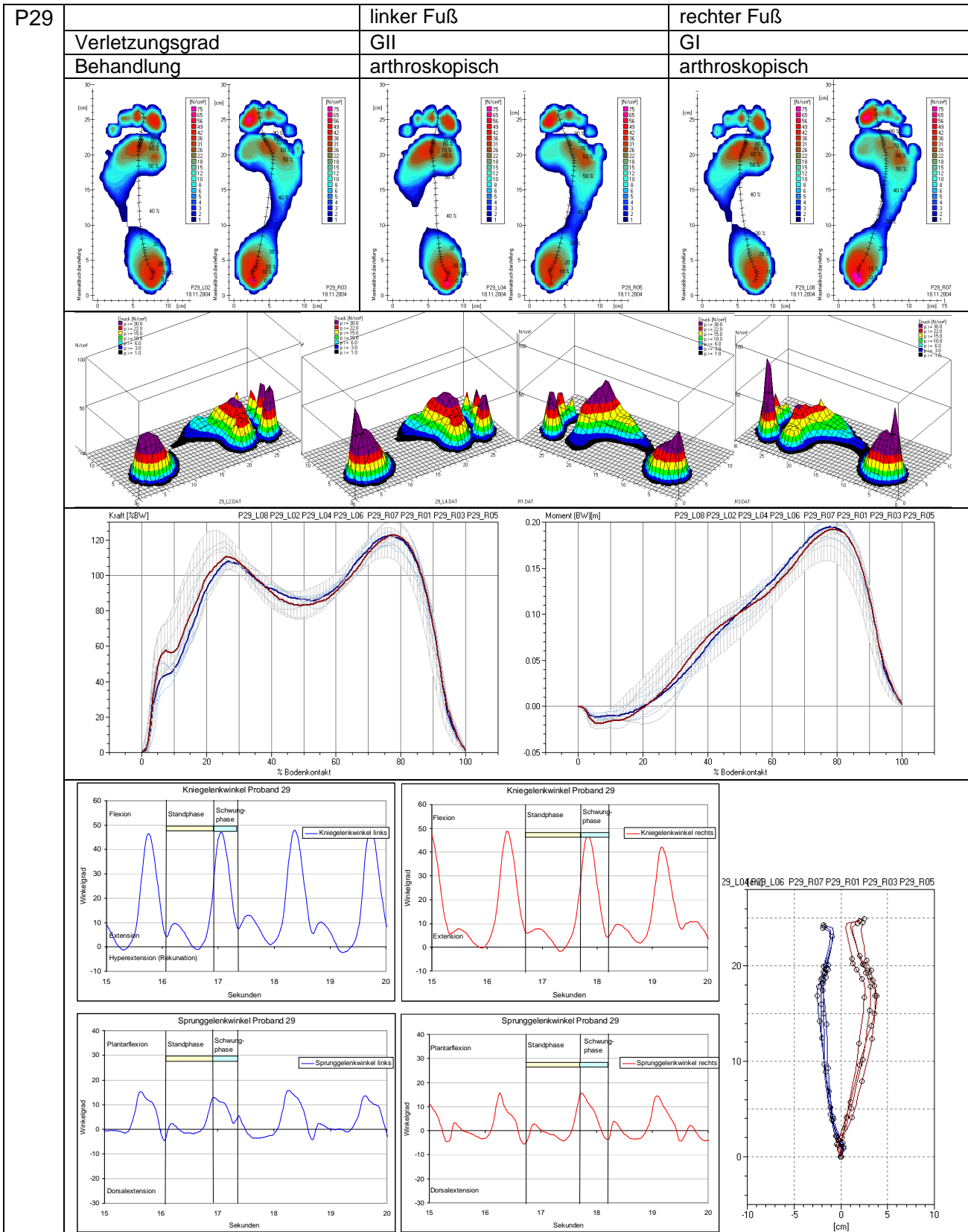


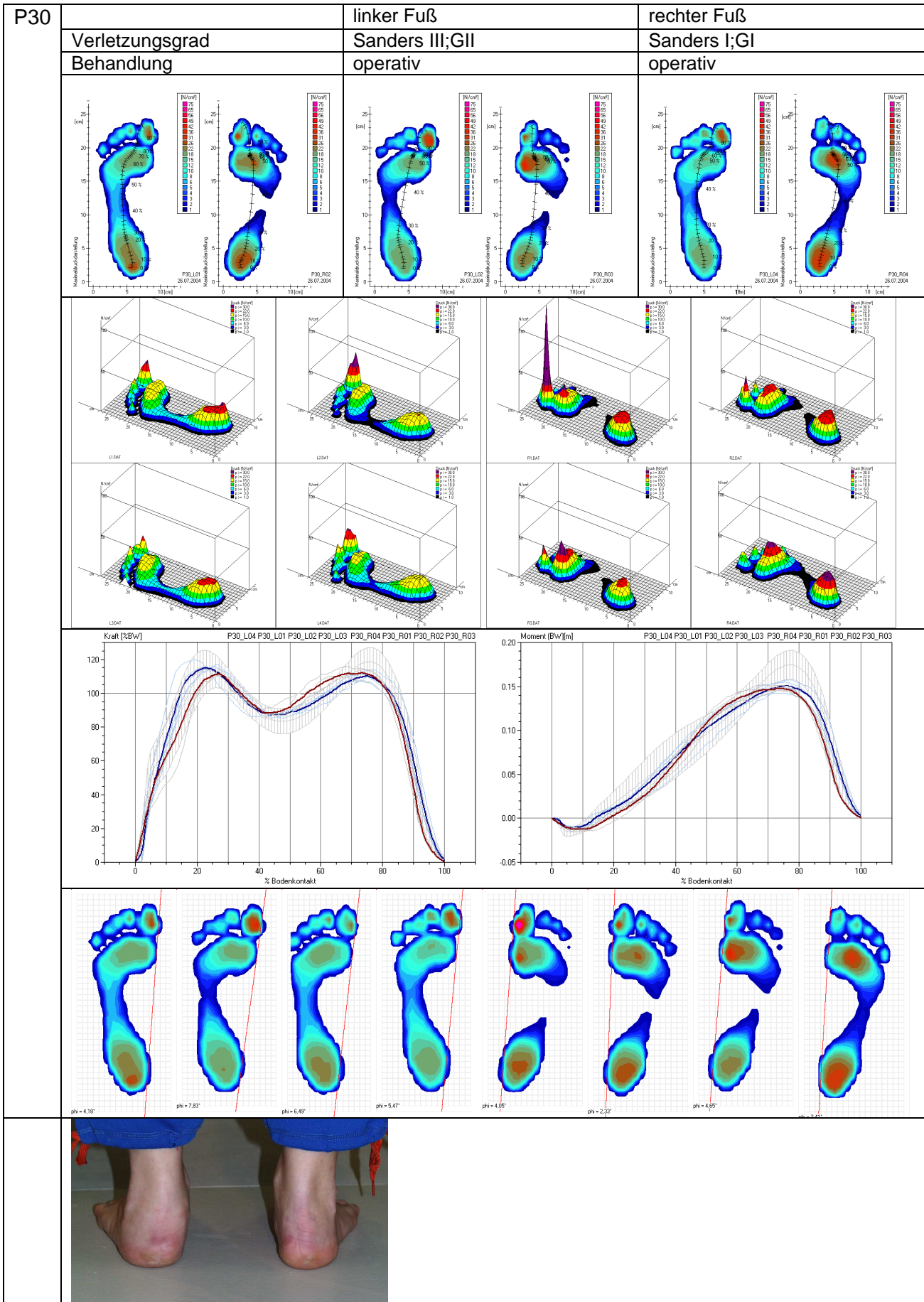


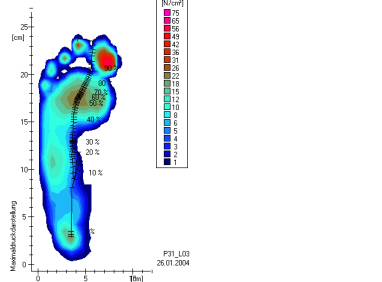
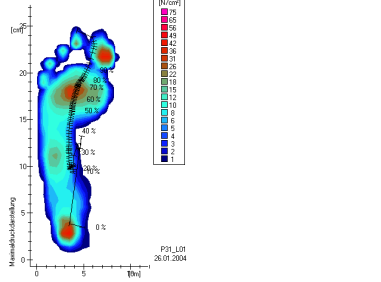
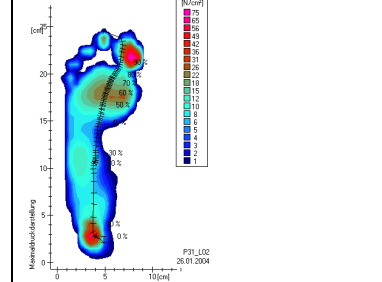
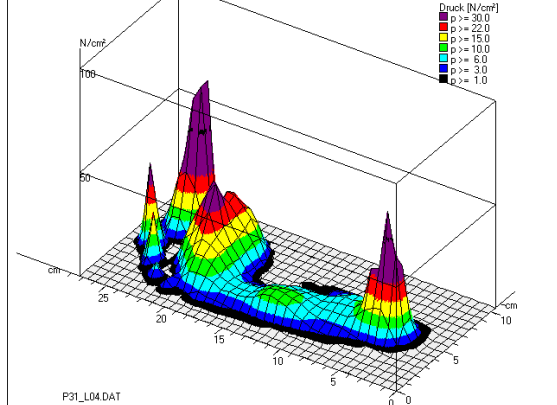
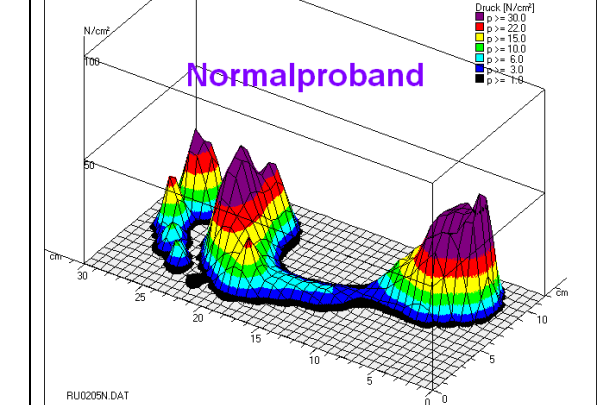
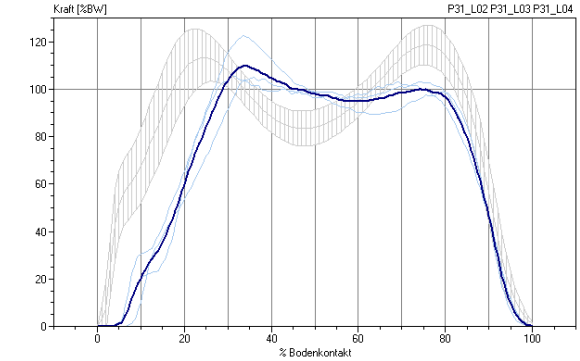
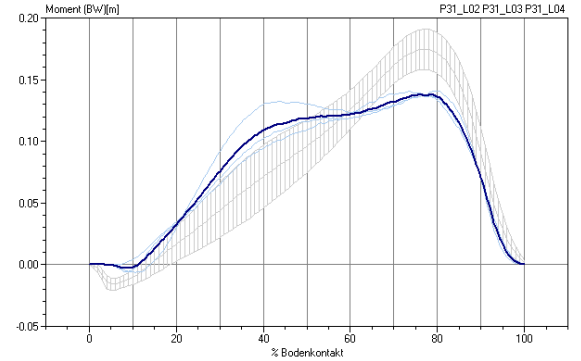



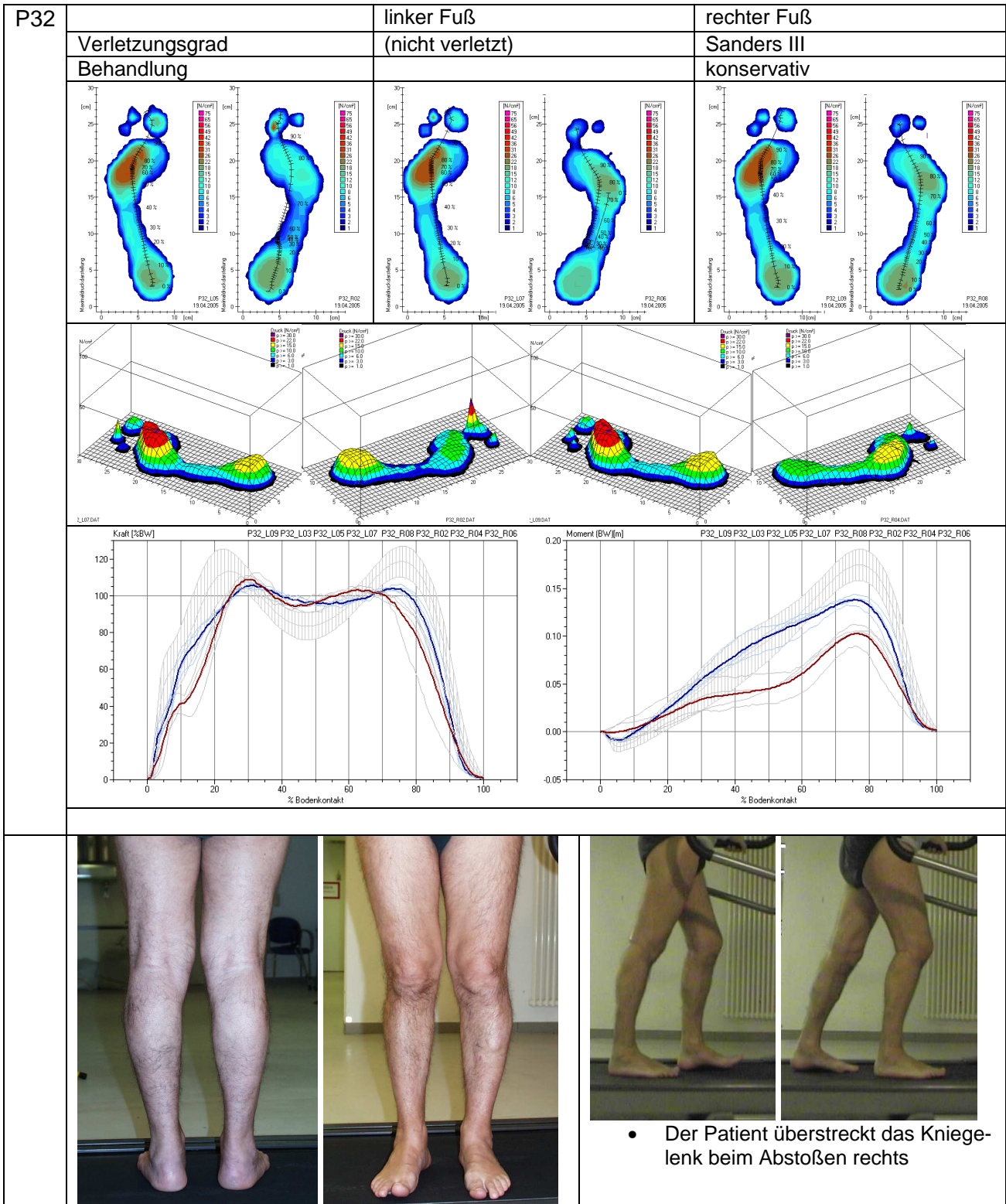


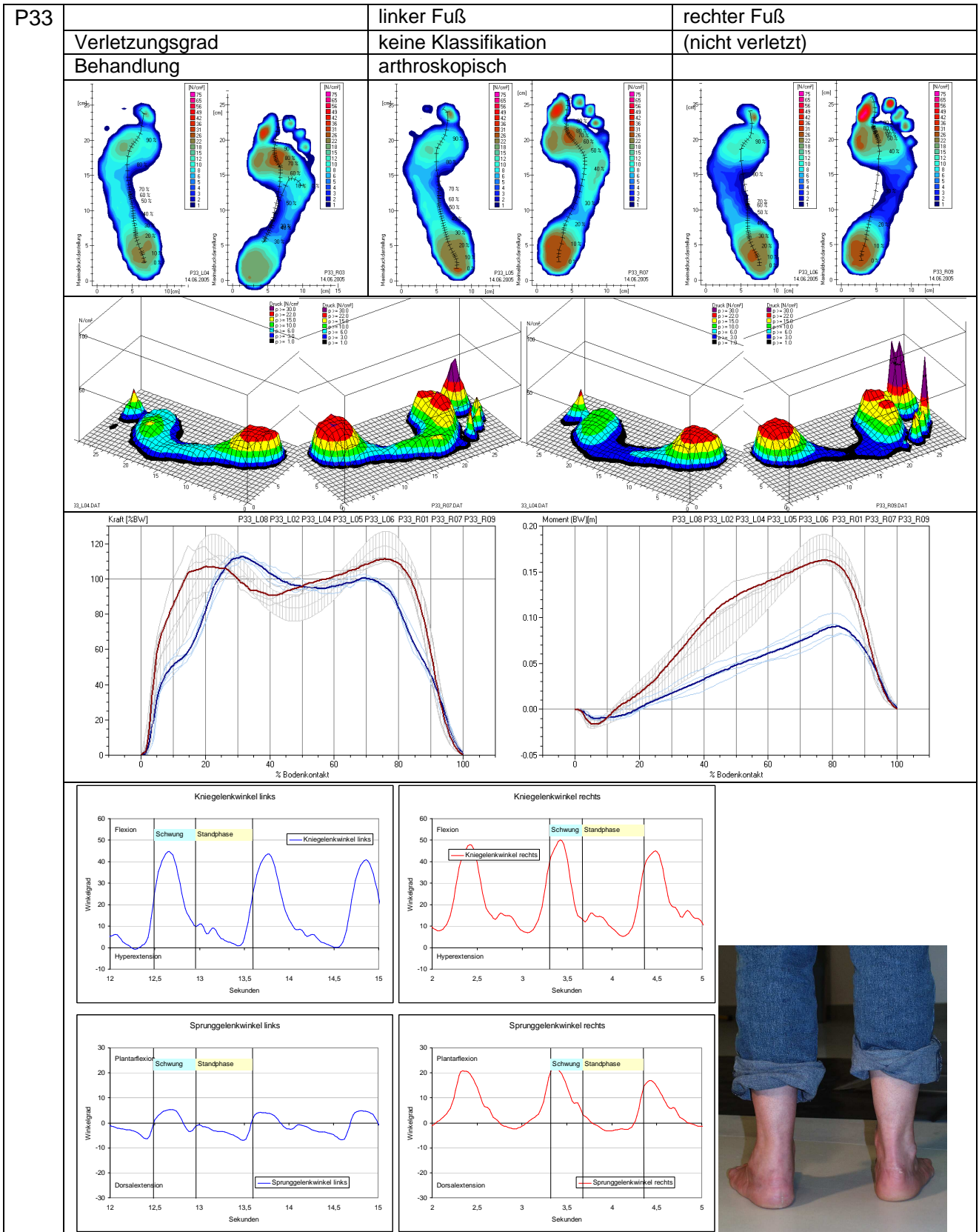






P31	linker Fuß	rechter Fuß	
	Verletzungsgrad	keine Klassifikation	amputiert
	Behandlung	konservativ	
			
 <p>Druck im Bereich der Ferse stark lokalisiert</p>	 <p>zum Vergleich: Druckverteilung eines Normalprobanden</p>		
			
			





F. Visuelle Bewertung von Pedographie-Messungen

Alle Auswertungen der Pedogramme im Hauptteil dieser Arbeit erfolgten Software-gesteuert. Im Folgenden wird eine rein visuelle Auswertung der Pedogramme durch den Arzt beschrieben werden, die keinerlei Weiterverarbeitung der Pedogrammdaten mehr erfordert.

Zum visuellen Scoring werden zwei Darstellungen des Pedogramms betrachtet: die Druckmaximadarstellung (vgl. Abb. 34, S. 58) und die 3D-Darstellung (vgl. Abb. 36, S. 60). Wichtig ist dabei, mehrere Messungen pro Fuß einzubeziehen, da von Schritt zu Schritt leichte Variationen auftreten. Auch bei den rechnerischen Auswertungen im Hauptteil dieser Studie wurden alle Messungen berücksichtigt und gemittelt.

Abb. F-1 beschreibt das Vorgehen beim visuellen Scoring schematisch. Dieses Schema ist zunächst für einseitig verletzte Patienten gedacht, oder für beidseits Verletzte, bei denen der Schweregrad der Verletzung zwischen linkem und rechtem Fuß sehr unterschiedlich ist. Bei beidseits gleichmäßiger verletzten Patienten kann der Algorithmus im Prinzip ebenfalls verwendet werden, allerdings ist der Schwerpunkt bei der Untersuchung nicht mehr auf den Vergleich zwischen beiden Füßen zu legen, sondern auf einen Vergleich zu gesunden Probanden.

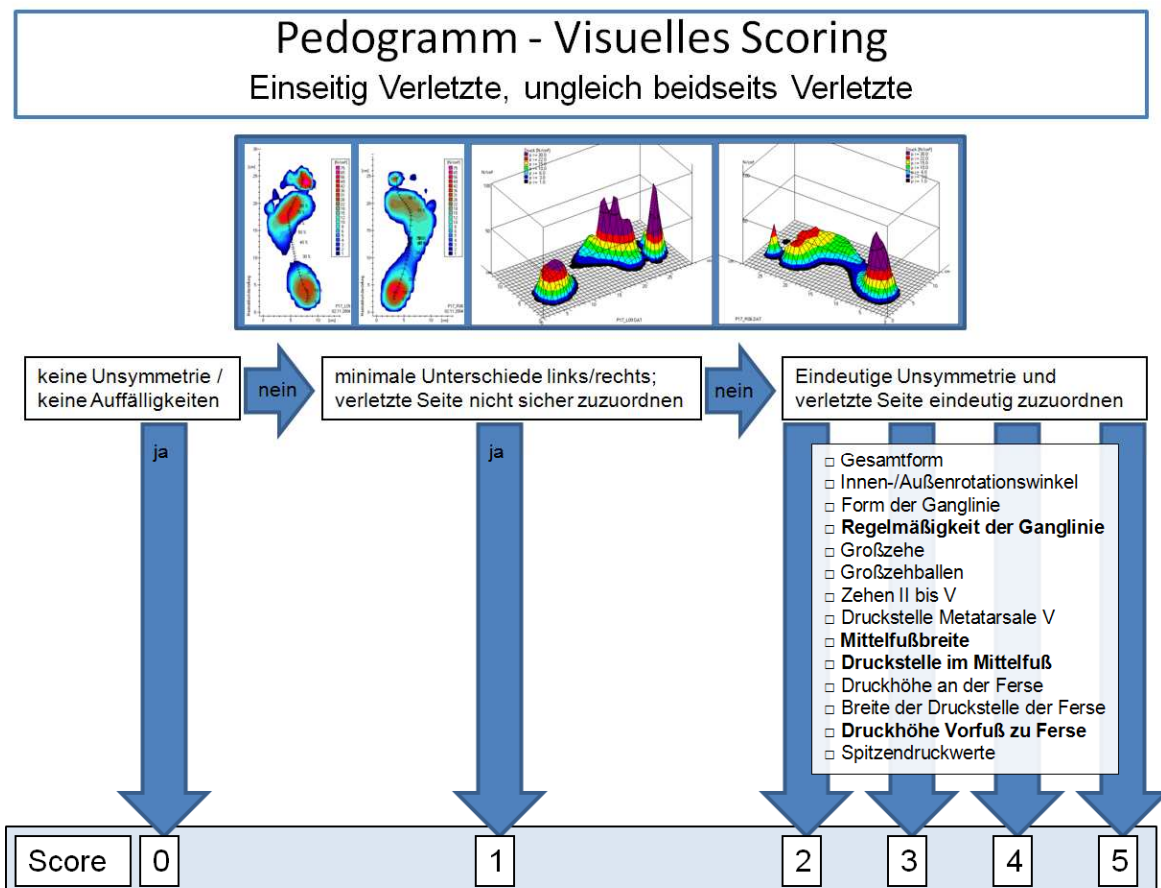
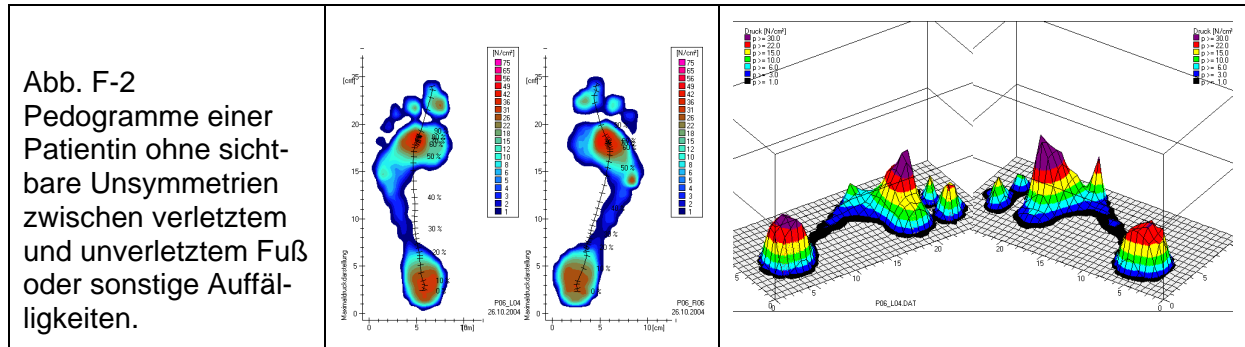


Abb. F-1 Algorithmus zum visuellen Scoring bei einseitig verletzten Patienten und bei beidseits verletzten Patienten, wenn der Schweregrad der Verletzung der beiden Füße sehr unterschiedlich ist. Die Score-Werte 2 bis 5 werden je nach Anzahl zutreffender Punkte in der Tabelle rechts vergeben. Fett geschriebene Kriterien werden wegen ihrer besonderen Bedeutung hinsichtlich der Calcaneusfraktur doppelt gewertet.

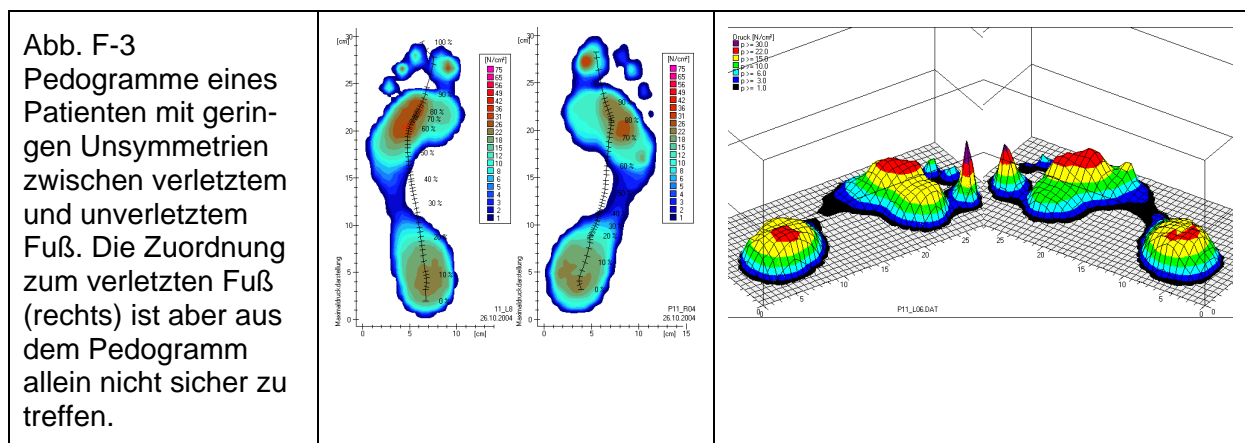
Natürlich könnte dieses Schema bei Bedarf jederzeit beliebig erweitert werden. Es muss auch nicht grundsätzlich so formell wie im Schema Abb. F-1 vorgegangen werden.

Unsymmetrie / Auffälligkeiten

Sind im Pedogramm keine Unsymmetrien zwischen linkem und rechtem Fuß festzustellen wird der Score-Wert 0 vergeben (vgl. Beispiel in Abb. F-2).



Sind kleine Unterschiede im Seitenvergleich zwischen linkem und rechtem Fuß feststellbar, diese Unterschiede aber so gering, dass die Zuordnung zu gesundem bzw. verletztem Fuß nicht eindeutig zu treffen ist, wird der Scorewert 1 vergeben (Beispiel in Abb. F-3).



Eindeutige Unsymmetrie, die verletzte Seite ist eindeutig zuzuordnen

In diesen Fällen sind eindeutige Veränderungen am verletzten Fuß feststellbar. Zu Klassifizierung des Ausprägungsgrades wird der Fuß anhand einer Liste von Kriterien untersucht:

- **Gesamtform**

Formveränderungen des verletzten Fußes können unterschiedliche Ausprägungen und verschiedene Lokalisation am Fuß haben. Abb. F-4a und Abb. F-4b zeigen zwei Beispiele bei denen sich die äußere Kontur des Fußabdrucks sichelförmig verändert hat.

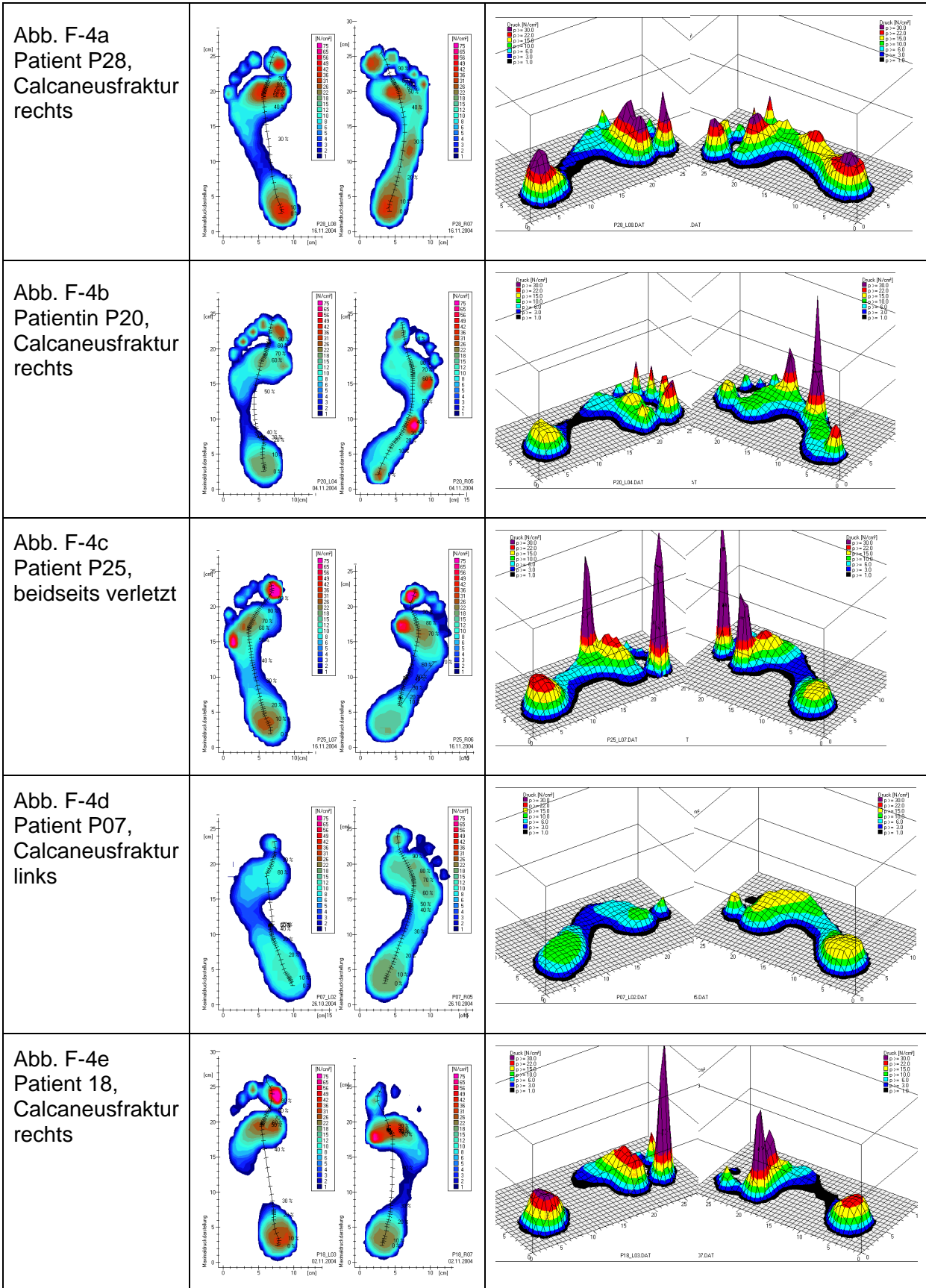
- **Innen- / Außenrotationswinkel**

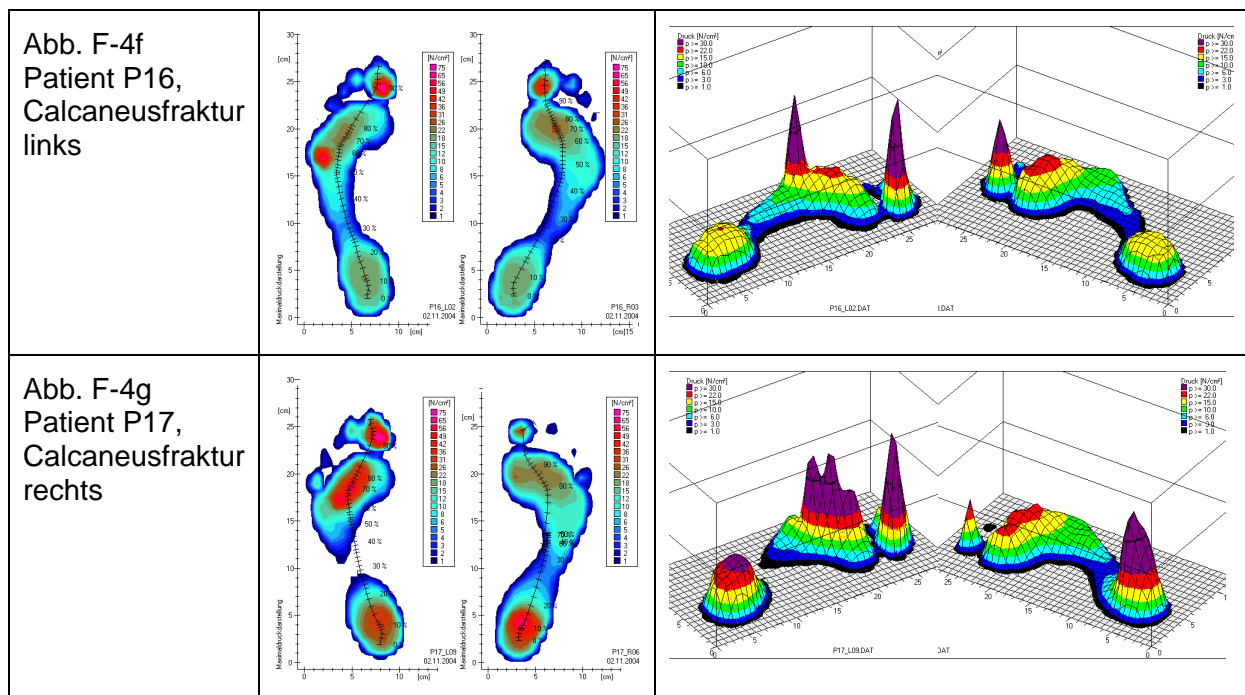
Der Untersucher hat verschiedene Möglichkeiten den Innen- / Außenrotationswinkel im Pedogramm zu definieren: Je nach sich abbildenden Fußstrukturen eignet sich beispielsweise eine gedachte Tangente an den Fußaußenrand, eine Tangente an die

medialen Seiten von Ferse und Hallux oder wie in dieser Studie, eine Mittellinie durch Fersenzentrum und zweite Zehe (vgl. Kap. 1.2, S. 13, Fußlängsachse). Beispiel für eine vergrößerte Außenrotation zeigen Abb. F-4b und Abb. F-4c.

- **Form der Ganglinie**
Die Ganglinie bei Normalprobanden beginnt in der Mitte der Ferse, verläuft mit leicht lateralem Boden zum Vorfuß, biegt nach medial um und endet typischerweise zwischen erster und zweiter Zehe. Abb. F-4a zeigt ein Beispiel, bei dem sich durch die Verletzung die laterale Biegung der Ganglinie verstärkt hat. Im Beispiel Abb. F-4c beginnt die Ganglinie nicht an der Ferse sondern am lateralen Vorfuß.
- **Regelmäßigkeit der Ganglinie**
Beim Normalprobanden rollt der Fuß von der Ferse zum Vorfuß gleichmäßig ab, die Markierungen in der Ganglinie und die Prozentwerte haben relativ gleichmäßige Abstände (am Vorfuß aber meistens etwas dichter). Bei Abrollstörungen kommt es häufig zu Zwischen-Stopps im Verlauf der Ganglinie, wie im Beispiel Abb. F-4d.
- **Großzehe**
In der Höhe des Drucks unter der Großzehe bildet sich ihr Anteil an der Gesamtkraft beim Abstoßen ab. Im Beispiel Abb. F-4e zeigt sich ein ausgeprägtes Defizit des Großzeheinsatzes.
- **Großzehballen**
Fehlstellungen im Fußskelett, z.B. eine Absenkung der Längswölbung oder eine Torsion um die Längsachse können eine Mehr- oder Minderbelastung des medialen Ballens zur Folge haben. Im Beispiel Abb. F-4e verschiebt sich der Belastungsschwerpunkt von der Großzehe zum Großzehballen, in Abb. F-4f vom medialen Ballen zum lateralen Ballen.
- **Zehen II bis V**
Im Beispiel Abb. F-4d verlieren die Zehen II bis V ihren Bodenkontakt völlig, im Beispiel Abb. F-4e weitgehend.
- **Druckstelle Metatarsale V**
Eine Verschiebung des Belastungsschwerpunktes im Vorfuß zum lateralen Fußrand wie in Abb. F-4b und in Abb. F-4e aber auch Fehlstellungen im Mittelfußbereich können eine Druckstelle unter Metatarsale V zur Folge haben.
- **Mittelfußbreite**
Eine typische Veränderung des Pedogramms nach einer Calcaneusfraktur ist die Verbreiterung im Mittelfuß (wie in Abb. F-4g).
- **Druckstelle im Mittelfuß**
Bei ausgeprägter Absenkung der Längswölbung (wie in Abb. F-4a) oder starker Supination (wie in Abb. F-4b) bildet sich im lateralen Mittelfußbereich eine Druckstelle unter dem proximalen Ende der Metatarsale V.
- **Druckhöhe an der Ferse**
Abb. F-4c, Abb. F-4d und Abb. F-4e zeigen Beispiele für eine Reduktion der Druckhöhe an der Ferse und damit einer Entlastung der Ferse durch den Patienten beim Auftreten. Es gibt aber auch einzelne Fälle mit einer Erhöhung des Fersendrucks am verletzten Bein.
- **Breite der Druckstelle der Ferse**
Das natürliche Fersenpolster der Ferse (vgl. Abb. 6, S. 20) verteilt den Druck unter der Ferse großflächig und reduziert damit die Spitze des Drucks. Bei einzelnen Patienten ist diese Funktion reduziert, der Druck sehr punktuell konzentriert (vgl. Abb. F-4b).
- **Druckhöhe Vorfuß im Vergleich zur Ferse**
In Abb. F-4g kommt es zu einer Erhöhung des Drucks an der Ferse bei gleichzeitiger Entlastung des Vorfußes.
- **Spitzendruckwerte**
Bei Normalprobanden treten Druckmaximawerte an Ferse und Vorfußballen zwischen 40N/cm^2 und 60N/cm^2 auf, in Einzelfällen auch bis 80N/cm^2 . Werte größer als 80N/cm^2 werden als kritisch bewertet, insbesondere dann, wenn sie an Stellen an der Fußsohle auftreten, wo normalerweise keine hohen Druckwerte zu finden sind. Bei-

spiele sind in Abb. F-4b der Druckpunkt am lateralen Mittelfußrand und in Abb. F-4c unter dem Metatarsaleköpfchen V. Sehr hohe Druckwerte an der Großen Zehe wie in Abb. F-4c kommen aber auch bei gesunden Probanden gelegentlich vor und müssen deshalb nicht unbedingt pathologisch sein.





Entsprechend den Bewertungs-Scores im Hauptteil der Studie wird in Tabelle F-1 ein Scorewert des visuellen Scorings definiert. Dazu werden alle Punkte summiert und nach dem Schema Tabelle F-1 klassifiziert. Die rechte Spalte in Tabelle F-1 und Abb. F-5 geben die Häufigkeit der Score-Werte bei Anwendung des Schemas auf die Patienten dieser Studie wieder.

Score	Punkte	Anzahl Frakturen ^{*)}
0	0 keine Unsymmetrie/Auffälligkeiten	3
1	1 minimale Unterschiede li-re	3
2	2-5	6
3	6-9	14
4	10-13	11
5	14-18	2

^{*)} Visuelles Scoring kann bei beidseits Verletzten für linken und rechten Fuß gesondert erfolgen.

Die Verteilung der vorkommenden Scorewerte hat einen Schwerpunkt etwas oberhalb der Skalenmitte, mit deutlicher Abnahme zu unauffälligen Werten (Scorewerte 0 und 1) und den sehr stark veränderten Pedogrammen (Scorewerte 5). Diese Verteilung ist von ganz anderer Charakteristik als die Struktur- und Funktions-Scores, die auf rechnerischer Basis als Maximalwert der verschiedenen zugrundeliegenden Messparameter bestimmt wurden (vgl. Abb. 65a und b, S. 105). Beim visuellen Scoring dagegen wurde die Summe einer großen Zahl von Einzelkriterien zugrundegelegt. Das führt dann leicht dazu, dass alle Patienten letztlich in der Summe (bzw. im Mittel) ähnliche, mittlere Gesamtwerte erhalten. Darin bildet sich der Versuch bei der Definition des visuellen Bewertungsscores ab, alle Aspekte der Veränderungen des Fußes gleichermaßen in diesem Score zu berücksichtigen. Als Kriterien wurden beispielsweise die Fußverbreiterung (Struktur), aber auch die Veränderungen der

Ganglinie und die Fersenverlagerung des Druckschwerpunktes (Funktion) gewählt. Da Struktur und Funktion bei vielen Patienten, wie gesagt, unabhängig voneinander verändert sind, kann insgesamt nur ein gehäuftes Auftreten mittlerer Werte im visuellen Score folgen.

Abb. F-5 Ergebnisse des visuellen Scorings der Pedogramme bei allen Patienten dieser Studie.

(Anzahl Frakturen: $n = 39$,
Anzahl Patienten = 33)

